

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie
der Universität Würzburg
Direktor: Professor Dr. med. M. Rudert

**Mineralisation im proximalen Humerus – Messungen im Q-CT mit
dreidimensionaler Rekonstruktion**

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
vorgelegt von
Michael Schellenberger
aus Schweinfurt

Würzburg, Februar 2014

Referent: Professor Dr. med. Frank Gohlke

Korreferent: Professor Dr. med. Maximilian Rudert

Dekan: Professor Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 1.4.2015

Der Promovend ist Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie.

Für Anke und Leo

Verzeichnis der Abkürzungen

Abb.	Abbildung
a.p.	anterior-posterior
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
d.h.	das heißt
etc.	et cetera
HE	Hounsfield Einheiten
kV	Kilovolt
keV	Kiloelektronenvolt
mA	Milliampere
mg/cm ³	Milligramm pro Kubikzentimeter
mm	Millimeter
MW	Mittelwert
pQCT	periphere quantitative Computertomographie
ROI s	regions of interest
SD	Standardabweichung
Sys	systems

Inhaltsverzeichnis

I. Einleitung	1
II. Material und Methodik	5
1. Beschreibung des anatomischen Untersuchungsmaterials	5
2. Datenerfassung	5
2.1. Verwendete apparative Hilfsmittel	5
2.1.1. Beschreibung des Scanners	5
2.1.1.1. Hardware	6
2.1.1.2. Software	10
2.1.2. Beschreibung des digitalen Filters	10
2.1.3. Beschreibung des Visualisierungstools	10
3. Festlegung der Schnittebenen	12
4. Bestimmung der ROI's der jeweiligen Schnittebene	14
5. Quantitativer Vergleich von Dichtebereichen und statistische Auswertung	22
III. Ergebnisse	23
1. Vergleich der Knochendichten	23
1.1. Knochendichte der kranialen Schnittebene (n=23)	23
1.1.1. Knochendichte der kranialen Schnittebene der weiblichen Probanden (n=11)	24
1.1.2. Knochendichte der kranialen Schnittebene der männlichen Probanden (n=4)	25
1.2. Knochendichte der medianen Schnittebene (n=23)	26
1.2.1. Knochendichte der medianen Schnittebene der weiblichen Probanden (n=11)	27
1.2.2. Knochendichte der medianen Schnittebene der männlichen Probanden (n=4)	28
1.3. Knochendichte der kaudalen Schnittebene (n=23)	29
1.3.1. Knochendichte der kaudalen Schnittebene der weiblichen Probanden (n=11)	30
1.3.2. Knochendichte der kaudalen Schnittebene der männlichen Probanden (n=4)	31
1.4. Knochendichte der Schnittebene im Schaftbereich (n=22)	32

1.4.1. Knochendichte der Schnittebene im Schaftbereich der weiblichen Probanden (n=10)	33
1.4.2. Knochendichte der Schnittebene im Schaftbereich der männlichen Probanden (n=4)	34
2. Statistische Auswertung der Knochendichten	35
IV. Diskussion.....	38
V. Zusammenfassung	50
VI. Anhang: Messergebnisse	56
A1. Kraniale Schnittebene des Humeruskopfes	56
A1.1. Distanzbestimmung	56
A1.1.1. Distanz vom Mittelpunkt zur dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene.....	57
A1.1.2. Distanz vom Mittelpunkt zur medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene.....	58
A1.1.3. Distanz vom Mittelpunkt zur ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene.....	59
A1.2. Vermessung der Knochendichte	60
A1.2.1. Knochendichte im Bereich der dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene.....	60
A1.2.2. Knochendichte im Bereich der medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene.....	61
A1.2.3. Knochendichte im Bereich der ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene.....	62
A1.2.4. Knochendichte im Bereich des Tuberculum minus auf Höhe der kranialen Schnittebene.....	63
A1.2.5. Knochendichte im Bereich des Sulcus intertubercularis auf Höhe der kranialen Schnittebene.....	64
A1.2.6. Knochendichte im Bereich des Tuberculum majus auf Höhe der kranialen Schnittebene.....	65

A2. Mediane Schnittebene des Humeruskopfes	66
A2.1. Distanzbestimmung	66
A2.1.1. Distanz vom Mittelpunkt zur dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene	66
A2.1.2. Distanz vom Mittelpunkt zur medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene	67
A2.1.3. Distanz vom Mittelpunkt zur ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene	68
A2.2. Vermessung der Knochendichte	69
A2.2.1. Knochendichte im Bereich der dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene	70
A2.2.2. Knochendichte im Bereich der medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene	71
A2.2.3. Knochendichte im Bereich der ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene	72
A2.2.4. Knochendichte im Bereich des Tuberculum minus auf Höhe der medianen Schnittebene	73
A2.2.5. Knochendichte im Bereich des Sulcus intertubercularis auf Höhe der medianen Schnittebene	74
A2.2.6. Knochendichte im Bereich des Tuberculum majus auf Höhe der medianen Schnittebene	75
A3. Kaudale Schnittebene des Humeruskopfes	76
A3.1. Distanzbestimmung	76
A3.1.1. Distanz vom Mittelpunkt zur dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene	76
A3.1.2. Distanz vom Mittelpunkt zur medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene	77
A3.1.3. Distanz vom Mittelpunkt zur ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene	78

A3.2. Vermessung der Knochendichte	79
A3.2.1. Knochendichte im Bereich der dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene	79
A3.2.2. Knochendichte im Bereich der medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene	80
A3.2.3. Knochendichte im Bereich der ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene	81
A3.2.4. Knochendichte im Bereich des Tuberculum minus auf Höhe der kaudalen Schnittebene	82
A3.2.5. Knochendichte im Bereich des Sulcus intertubercularis auf Höhe der kaudalen Schnittebene	83
A3.2.6. Knochendichte im Bereich des Tuberculum majus auf Höhe der kaudalen Schnittebene	84
A4. Schnittebene im Schaftbereich	85
A4.1. Bestimmung der Kortikalisdicke	85
A4.1.1. Dicke der dorsalen Kortikalis im Schaftbereich.....	85
A4.1.2. Dicke der medialen Kortikalis im Schaftbereich.....	86
A4.1.3. Dicke der ventralen Kortikalis im Schaftbereich	87
A4.1.4. Dicke der lateralen Kortikalis im Schaftbereich.....	88
A4.2. Vermessung der Knochendichte	89
A4.2.1. Knochendichte im dorsalen Schaftbereich	89
A4.2.2. Knochendichte im medialen Schaftbereich	90
A4.2.3. Knochendichte im ventralen Schaftbereich	91
A4.2.4. Knochendichte im lateralen Schaftbereich	92
VII. Literaturverzeichnis	93

I. Einleitung

Die proximale Humerusfraktur ist neben der proximalen Femurfraktur und der distalen Radiusfraktur der häufigste Frakturtyp in der Alterstraumatologie²⁰. Dies ist eine unmittelbare Folge der zunehmenden Umverteilung der Alterspyramide in Deutschland. Statistisch steigt das Verletzungsrisiko ab dem 70. Lebensjahr deutlich an, dies untermauert auch die Messung der Knochendichte, die ab diesem Lebensalter vor allem bei Frauen deutlich absinkt³⁸. So liegt bei einer 60 Jahre alten Frau mit einer Lebenserwartung von 81 Jahren das geschätzte Risiko für eine proximale Humerusfraktur bei 8%³⁶. Neben Unfällen im Straßenverkehr stellen Stürze die häufigste Ursache für Knochen – und Gelenkverletzungen des älteren und alten Menschen dar⁵.

Die Bandbreite der Therapieempfehlungen reicht auch in dieser Altersgruppe von der konservativen Behandlung bis zur primären endoprothetischen Versorgung^{12,18,19,26,28,32,33,35,38,38,40,44,51,53,54,57,58,59}, wobei eine suffiziente Implantatfixation bei Humeruskopffrakturen aufgrund von substantiellem Knochenverlust im Alter häufig nicht erzielt werden kann.

Schon Lill et al.³⁷ führten Knochendichtemessungen und mechanische Indentations-Tests an 70 Humeri von 46 humanen Präparaten (23 weiblich, 23 männlich; Alter median: 70,5 Jahre) durch. In der Gruppe der weiblichen Humeri fand sich eine hohe Korrelation zwischen Alter und Knochenmineraldichte ($\rho = -0,62$ bis $-0,70$; $p < 0,01$) mit statistisch signifikanten Unterschieden zwischen Präparaten jünger als 69 Jahre und älter als 70 Jahre ($p < 0,05$). Die weiblichen Präparate mit einem Alter über 70 Jahre wiesen signifikant niedrigere Knochenmineraldichtewerte als die vergleichbaren männlichen Präparate auf ($p < 0,05$). Unabhängig vom Alter der Präparate wurde die höchste Knochenmineraldichte und Knochenfestigkeit im proximalen Abschnitt und in den medialen und dorsalen Regionen des proximalen Humerus gefunden. Ein fundiertes Wissen über die Knochenqualität ist zum einen wichtig für das Verständnis der Frakturentstehung und zum anderen für die Optimierung der Frakturstabilisierung im osteoporotischen Knochen^{43,48}.

Bezüglich der operativen Therapie der proximalen Humerusfraktur des alten Menschen zeigt sich ein Wandel hin zur gelenkerhaltenden operativen Versorgung. Die Einführung neuer winkelstabiler extra - oder intramedullärer Stabilisationsverfahren für osteoporotische Frakturen weist deutlich bessere Ergebnisse im Hinblick auf Korrekturverluste, als früher angewandte, nicht winkelstabile Verfahren vor. Dies spiegelt sich in einem besseren funktionellen Ergebnis wider. Diese Versorgungen bieten zudem Vorteile der sicheren Verankerung im osteoporotischen Knochen, haben eine geringe Zugangsmorbidität und erlauben eine frühzeitige Belastung und Beübung^{22,45}.

Kommt es jedoch im weiteren Verlauf zu einer Humeruskopfnekrose bzw. besteht primär eine Omarthrose, ist die Implantation einer Prothese indiziert. Die Schulterendoprothetik wurde von Neer in den frühen 1950er Jahren eingeführt²⁵. Seit damals haben viele Veränderungen im Bereich der Technik und des Designs zu einer verbesserten Schultergelenksbeweglichkeit nach Endoprothesenimplantation geführt^{2,6,7,16,17,24,56}.

Der künstliche Schultergelenkersatz hat sich seitdem als Therapie bei vielen Indikationen etabliert¹⁴. Die Krankheitsprozesse, welche zum totalen Gelenkersatz führen, beinhalten schwerwiegende Veränderungen des Knochens. Morphologische Veränderungen, wie Subluxation des Humeruskopfes, Retroversion des Glenoids oder Größenänderungen von Glenoid und Humeruskopf werden meistens anhand geometrischer Parameter an Röntgenbildern oder am Röntgen-CT bestimmt. Viele Faktoren tragen zum Ergebnis der Schulterendoprothese bei, wie zum Beispiel der Zustand des Weichgewebes, hier vor allem die Rotatorenmanschette und das coracoacromiale Band, des weiteren die Ätiologie der zugrunde liegenden Erkrankung, jedoch vor allem die Qualität und die Anatomie des Knochens.

Messungen über die Mineralisation von Knochen sind in der Literatur häufig zu finden^{1,4,8,11,13,29,30,31,34}, jedoch selten ausschließlich innerhalb des proximalen Humerus³⁹.

Tingart et al.⁵⁴ untersuchten in ihrer Studie 17 menschliche Humeri (12 männliche und 5 weibliche mit einem Durchschnittsalter von 70 Jahren). Zuerst wurde sowohl die gesamte als auch trabekuläre und kortikale Knochenmineraldichte in verschiedenen Regionen des Tuberculum minus und majus mittels pQCT gemessen. Dann wurden Nahtanker in einzelnen Regionen der Tuberkula platziert. Diese wurden auf Zugfestigkeit getestet. Insgesamt wurde eine positive Korrelation zwischen der Knochenmineraldichte und der Zugfestigkeit gefunden ($0,65 \leq r \leq 0,74$, $p < 0,01$).

Meist werden zur Analyse der Knochendichten computertomographiebasierte Daten herangezogen. Die Computertomographie ist eine häufig angewandte Technik, um pathologische Veränderungen in Organen und im Skelett zu untersuchen. Die Bereitstellung von digital gespeicherten Bildern sowie die Visualisierung und Verarbeitung über digitale Netzwerke ermöglichen eine Verbesserung von Diagnostik und Therapie in Orthopädie und Unfallchirurgie. Bei diesem Verfahren benutzt man Röntgenstrahlen schichtweise, indem man unter verschiedenen Winkeln röntgt. Ein Computer setzt diese Schichtaufnahmen zusammen und verarbeitet sie zu Bildern, die zwei - oder dreidimensional sein können. Diese dreidimensionalen Rekonstruktionen können unter anderem für das computergestützte Design von Implantaten genutzt werden⁴².

In der Arbeit von Fankhauser et al.¹⁵ wird der Einfluß der Knochendichte auf das Bruchverhalten und die Stabilität nach Osteosynthese am proximalen Humerus untersucht.

Für diese biomechanische Studie wurden 35 rechte und 29 linke Leichenhumeri herangezogen. Unter Verwendung des HOLOGIC QDR:4500A CT-Scans wurde die Knochendichte aller Humeri gemessen. Über eine subkapital gelegte, standardisierte Sollbruchstelle wurden die Leichenhumeri nun im Rahmen eines Biegeversuchs mit Varus-Stress frakturiert und mittels Schraubenosteosynthese versorgt und diese über einen Torsions-bzw. Biegeversuch auf ihre Stabilität überprüft.

Die Knochendichtemessung ergab einen Durchschnittswert von $0,54 \text{ gms/cm}^2$ mit einer Standardabweichung von $0,11$. Es zeigte sich eine signifikant positive Korrelation zwischen Humeruskopfgröße und Knochendichte (Pearson $r = 0,70$, $p < 0,0001$).

Sowohl der Biegeversuch als auch der Torsionsversuch nach Verschraubung zeigten einen statistisch hochsignifikanten Einfluß der Knochendichte nicht jedoch der Humeruskopfgröße oder der Schraubenanzahl auf die Stabilität.

Eine wichtige Neuerung der modernen, computerunterstützten Biomechanik stellt das Finite Elemente Modell dar. Hierbei wird ein Objekt am Rechner in viele kleine einzelne Objekte zerlegt. Anschließend wird anhand von bestimmten Algorithmen die Kraftinteraktion der einzelnen kleinen Objekte untereinander berechnet. Das Modell besteht aus der Transformation eines Problems, für das es keine eindeutige analytische Lösung gibt, in eine Anzahl bestimmter Probleme, womit dann die Lösung approximiert werden kann. Es ist möglich mit Hilfe dieses Modells komplexe Kräfte auf das Gesamtobjekt wirken zu lassen und deren Auswirkungen auf dem Computer zu verfolgen.

Dies kann als der zukünftige Ersatz der bisher verwendeten Experimente mit mechanischen Modellen angesehen werden. Ein wichtiges Kriterium für die Qualität des Finiten Elemente Modells stellt die Genauigkeit der zugrunde liegenden Daten dar. In der Vergangenheit wurden schon vielfach Finite-Element-Modelle an der Schulter genutzt^{9,10}.

Allerdings aufgrund der komplexen Kraftverhältnisse einerseits und der feinen Struktur von krafttragenden Elementen innerhalb von Knochen andererseits ist die Berechnung der wirkenden Kräfte auf das einzelne Objekt innerhalb des Finiten Elemente Modells derzeit noch sehr schwierig⁴⁶.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, genauere Analysen der Morphologie und neue Informationen zur Knochenmineraldichteverteilung im proximalen Humerus zu gewinnen.

Diese Daten sollen als Basis für eine strukturorientierte Optimierung von verschiedenen Implantaten wie Schrauben, Nahtankern oder Endoprothesen genutzt werden. Außerdem soll der digitalisierte Datensatz als Grundlage für weitere Finite Elemente-Berechnungen dienen.

II. Material und Methodik

1. Beschreibung des anatomischen Untersuchungsmaterials

Vom anatomischen Institut der Universität Würzburg wurden insgesamt 23 Humerusköpfe, von denen acht keine Markierungsplakette besaßen, zur Verfügung gestellt. Somit konnte nur bei 15 Präparaten das Geschlecht und das Sterbealter der dazugehörigen Leichen zurückverfolgt werden. Es handelte sich um 11 weibliche und vier männliche Verstorbene mit einem mittleren Sterbealter von 81,5 Jahren \pm 10,2 (55 - 93 Jahre).

Die Leichen der Sterbejahre 1994 - 1998 wurden bis zu ihrer Präparation im Rahmen des makroskopischen Anatomiekurses in einer Alkohol-Formalin-Lösung konserviert aufbewahrt. Eine etwaige Schulteranamnese konnte post mortem nicht eruiert werden.

Die Humerusköpfe wiesen eine Mindestlänge von sieben Zentimetern auf und waren distal glatt abgesägt. Der Messbereich der anatomischen Strukturen war unversehrt. Hinweise auf eine fortgeschrittene Omarthrose waren in keinem Fall vorhanden. Makroskopisch waren teilweise noch Reste der Rotatorenmanschette erkennbar.

2. Datenerfassung

2.1. Verwendete apparative Hilfsmittel

2.1.1. Beschreibung des Scanners

Knochendichtemessgeräte – insbesondere speziell konstruierte Computertomographen^{23,27,47} - wurden zu einer etablierten Methode zur Einschätzung

des Skelettstatus, welche als periphere quantitative Computertomographie (pQCT) bekannt ist.

Die Computertomographie¹² wurde zu Beginn der 1970er Jahre von Hounsfield für medizinische Fragestellungen weiterentwickelt, nachdem sie zunächst für astronomische Berechnungen benutzt wurde. Die mathematischen Grundlagen wurden bereits am Ende des 19. Jahrhunderts von dem österreichischen Mathematiker Radon entwickelt. Die Absorption von Röntgenstrahlen durch ein Objekt liefert ein Absorptionsprofil. Die Rohdaten werden hinsichtlich Totzeit und Strahlaufhärtung korrigiert. Eine Korrektur der Strahlaufhärtung²¹ ist insbesondere dann notwendig, wenn quantitative Aussagen gewünscht werden oder die Messzeiten gering gehalten werden sollen. Durch mathematische Faltung von möglichst vielen Absorptionsprofilen aus verschiedenen Winkelstellungen lassen sich Querschnittsbilder berechnen, die dem ursprünglichen Objekt weitgehend entsprechen. Dieses Verfahren wird als gefilterte Rückprojektion bezeichnet. Jedem Bildpunkt ist ein entsprechender Schwächungskoeffizient zugeordnet, der in 1/cm angegeben wird. Durch Kalibrierung mit Phantomen bekannter Hydroxyapatit-Konzentration lassen sich die Schwächungskoeffizienten in Dichtewerte (mg/cm^3) umrechnen. Durch die Kalibrierung wird nur der Mineralanteil des Knochens berücksichtigt.

Bei der peripheren quantitativen Computertomographie (pQCT) werden Geräte verwendet, die wesentlich kleiner und leichter zu bedienen sind als ein herkömmliches CT.

2.1.1.1. Hardware

Vor einiger Zeit wurde ein verbesserter pQCT-Scanner⁴¹ (XCT 2000, Herstellungsjahr: 1996, Modelnummer: 922000, Norland-Stratec Medical Sys.) konstruiert, um die Reichweite der konventionellen Knochendichtemessungen bezüglich des Mineralisationsgrades des Knochens zu vergrößern. An anderen Einrichtungen wird das Gerät derzeit in der maxillofacialen Entzündungsforschung oder der malignen Tumorforschung eingesetzt. Am nuklearmedizinischen Institut der Universität

Würzburg wird es vor allem als mobile „bedside–Einheit“ zur Knochendichtemessung am Unterarm verwendet.

Die Abbildung 1 zeigt den XCT 2000, der wie seine Vorgänger XCT 900 und XCT 960 ein Translations–Rotations Multidetektor System der zweiten Generation ist.

Das Gerät arbeitet mit einer speziell entwickelten Röntgenröhre mit sehr kleinem Fokus. Diese wird unter Hochspannung von 57 – 60 kV bei einem Anodenstrom $< 0,3$ mA betrieben. Eine spezielle Filterung mittels einer 0,5 mm starken Kupferplatte absorbiert die niederenergetischen Anteile des Röntgenspektrums, so dass eine schmalbandige Röntgenlinie bei 37 keV mit einer Halbwertsbreite von ca. 22 keV emittiert wird. Zu Beginn der Messung wird die Glühwendel der Röhre mit 50 % der maximalen Leistung vorgeheizt. Röntgenstrahlung wird nach ca. 3 bis 4 Sekunden durch Zuschaltung der Hochspannung erzeugt.

Die aus der Röntgenröhre emittierten Photonen werden nach Transmission mit den gegenüber liegenden Detektoren registriert. Die verwendeten Halbleiterdetektoren haben eine fast 100 %ige Effizienz für die Röntgenstrahlung. Das Ventilations–Strahl Detektorsystem besteht aus 12 Cadmium–Tellur–Detektoren mit Verstärkern, welche in einer Öffnung von 300 mm Durchmesser rotieren. Aufgrund der geringen Größe der Kristalle von 8 mm^3 (Detektorvolumen = Zählvolumen) und der Abschirmung des Gehäuses ist die Zählrate durch Hintergrundstrahlung praktisch Null. Die Mechanik kann das Detektorgehäuse und gleichzeitig die gegenüber liegende Quelle in drei Richtungen bewegen.



Abbildung 1: XCT 2000 Bone Scanner (Stratec Medizintechnik GmbH)

In longitudinaler Richtung (z-Achse) beträgt in unserem Fall die minimale Schrittgröße 2,5 mm über eine maximale axiale Weglänge von 230 mm. Der Durchmesser des Messfeldes, d.h. die x-y-Ebene mit der x-Achse für die horizontale und die y-Achse für die vertikale Richtung, ist von 10 bis 290 mm in Schritten von 0,01 mm einstellbar. Das Messfeld wurde auf 100 mm in x- und y-Richtung und 70 mm in z-Richtung justiert. Die Anzahl der Schnitte wurde auf 30 festgelegt, um die unterschiedlich dimensionierten Objekte auf eine Vermessungslänge von 75 mm zu standardisieren. Die Größe der Bildelemente (Pixel) kann ebenfalls vom Benutzer in Schritten von 0,01 mm innerhalb einer Breite von 0,2 bis 2 mm in x- bzw. y-Richtung gewählt werden. Für die Messungen wurde diese Pixelgröße auf 0,2 mm festgelegt. Da in z-Richtung der Abstand zweier Schichten mit 2,5 mm festgelegt war, ergab sich anschließend für die erstellten dreidimensionalen Voxel eine Quaderform mit den Abmessungen:

In x- und y-Richtung jeweils 0,2 mm Kantenlänge, in z-Richtung 2,5 mm Kantenlänge wie in Abbildung 2 gezeigt.

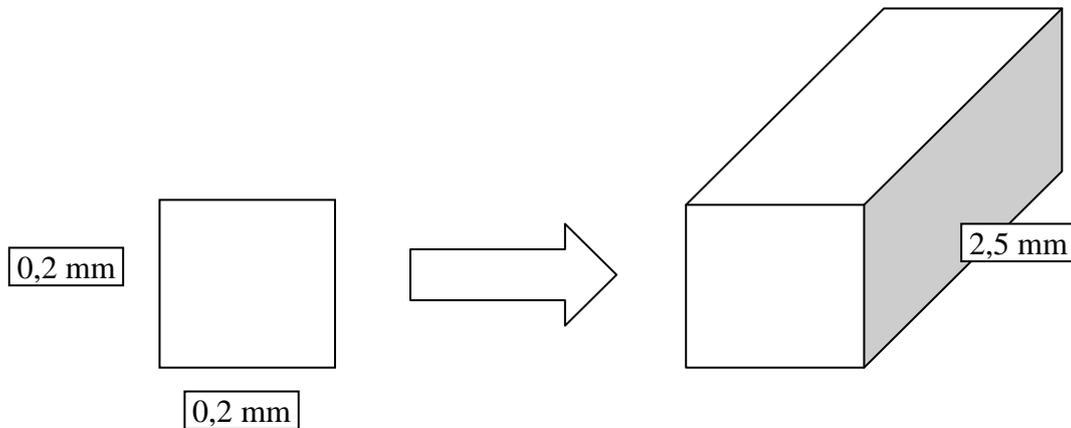


Abbildung 2: Größe und Form der erstellten Pixel bzw. Voxel

Vor der computertomographischen Aufzeichnung der Humerusköpfe wurde eine Übersichtsmessung, ein so genannter Scout-View (SV-Scan), durchgeführt. Dieser erlaubt eine grob-orientierende Digitalansicht des zu untersuchenden Objektes zur optimalen Ausrichtung der Oberarmköpfe für den eigentlichen Scanvorgang. Die Position des Detektorsystems für SV-Scans ist einstellbar zwischen 0 und 360° in Schritten von 0,1° in der x-y-Ebene, welche Scans aus jeder beliebigen Blickrichtung erlaubt. Der Scout-View wurde so durchgeführt, dass eine longitudinale Sicht der Humeri ermöglicht wurde. Anschließend wurden die Einstellungen so gewählt, dass die Schnittebenen des untersuchten Humeruskopfes transversal dargestellt wurden.

Die Oberarmköpfe wurden auf einem speziellen Schlitten in die zentrale Messöffnung, deren Durchmesser 140 mm beträgt, eingebracht. Der Schlitten diente als Aufsatz für eine Schiene am pQCT-Scanner, so dass bei jeder Messung eine gleiche Positionierung der Humeri gewährleistet war.

2.1.1.2. Software

Die Software bietet verschiedene Algorithmen der Bilddatentrennung zur Darstellung kortikaler und spongiöser Knochenanteile an. In der verwendeten Version 5.2 der Betriebssoftware ist die Möglichkeit von Pixel-Histogrammen gegeben. Diese zeigen eine volumenbezogene Dichteverteilung von Knochenmineralien in einem bestimmten ausgewählten Gebiet (ROI, region of interest) an. Innerhalb jeder ROI werden die Ergebnisse für die Gesamtdichte, Spongiosadichte und Kortikalisdichte berechnet. Die einzelnen gemessenen Schnittbilder werden in einem programminternen Bild-Format auf der lokalen Festplatte abgespeichert. Für konventionelle Visualisierungsprogramme sind die Daten in diesem Zustand nicht weiterverwendbar.

2.1.2. Beschreibung des digitalen Filters

Die so gewonnenen Daten wurden auf eine LINUX-basierte Workstation am Institut für angewandte Mathematik und Informatik 1 der Universität Würzburg übertragen. Anhand der Softwarespezifikation des Betriebsprogrammes des XCT 2000 wurde ein Filter erstellt. Dieser ermöglicht das korrekte Einlesen der im programminternen Scan-Format gespeicherten Bilder. Hierzu werden vom gesamten Bildinformationsmaterial bestimmte Bereiche entfernt, und die Leserichtung der Informationsreihe wird vertauscht. Jetzt ist das Visualisierungstool in der Lage die nun vorliegenden puren Bildinformationen einzulesen und in zweidimensionale Bilder umzuwandeln.

2.1.3. Beschreibung des Visualisierungstools

Hierzu wird das Programm AVS-Express der Firma Advanced Visual Systems verwendet. Es erlaubt sowohl die Darstellung von zweidimensionalen Images, die Verknüpfung von Serien dieser Images zu dreidimensionalen Objekten, als auch die geometrische Vermessung sowohl im Zweidimensionalen als auch im Dreidimensionalen. Des Weiteren ist es möglich, durch eine modulare Struktur in AVS-Express einzelne kleine Hilfsprogramme einzubinden. Über ein solches selbsterstelltes

Modul wurden die einzelnen Schnittbilder eingelesen und zu einem dreidimensionalen Objekt zusammengestellt. Dieses Modul wurde in der Programmiersprache C++ eigens für diesen Zweck eingerichtet.

Über ein Hilfsprogramm konnte digital ein Würfel mit variabler Kantenlänge zwischen 1 und 10 mm eingebracht werden. Die Kantenlänge wurde für die folgenden Messungen auf 2 mm eingestellt. Dies erlaubte eine freie Navigation innerhalb des digitalisierten Humeruskopfes mit problemloser Manövrierung des Messwürfels an die gewünschten Koordinaten. Ein weiteres Zusatztool erlaubte die Berechnung der Knochendichte innerhalb der von diesem Würfel eingeschlossenen Voxel. Ein Voxel wurde als vom Würfel eingeschlossen definiert, wenn der geometrische Quadermittelpunkt des Voxels innerhalb des Raumes des Messwürfels lag. Anschließend wurde vom Computer durch Mittelung der Knochendichten der eingeschlossenen Voxel-Quader eine Gesamtknochendichte für den Würfel berechnet. Die Kantenlänge des Würfels durfte nicht zu groß gewählt werden, da sonst die Gefahr bestand innerhalb des Würfel-Volumens beim Messen Luft mit einzuschließen, und so die Messwerte geringer ausfielen als erwartet. Ebenfalls durfte die Kantenlänge auch nicht zu groß angesetzt werden, da sonst kein repräsentativer Durchschnitt des zu messenden Areals abgedeckt wurde.

Die erhaltenen Messwerte wurden mit Hilfe einer linearen Regressionsanalyse in Knochendichtewerte zurückgerechnet. Aus früheren Messungen^{49,49} wurden gemessene Schwächungen bestimmten Knochendichtewerten zugeordnet. Hieraus errechnete sich der so genannte Schwächungskoeffizient. Beispielsweise wurde dem Schwächungskoeffizienten Null die Dichte 0,216 zugeordnet. Dem Schwächungskoeffizienten 1501 als größtmöglich auftretender Wert wurde die maximale kortikale Dichte von 1,029 zugeordnet. Einem mittleren Schwächungskoeffizienten von 1000 wurde die mittlere Dichte von 0,758 zugeordnet. Aus diesen drei gegebenen Wertepaaren ließ sich mit Hilfe linearer Approximation eine Regressionsgerade erstellen, deren Steigung genau dem gesuchten Schwächungskoeffizienten entspricht. Diese Berechnung wurde für jede Messung durch ein Hilfsprogramm vom Computer übernommen.

Die gewonnenen Werte wurden notiert und in einer Tabelle zusammengestellt.

3. Festlegung der Schnittebenen

Die zweidimensionalen Einzelschnitte wurden mittels AVS-Express zu dreidimensionalen Humerusköpfen visualisiert. Diese konnten in allen drei Ebenen frei im Raum gedreht werden (siehe Abbildung 3).

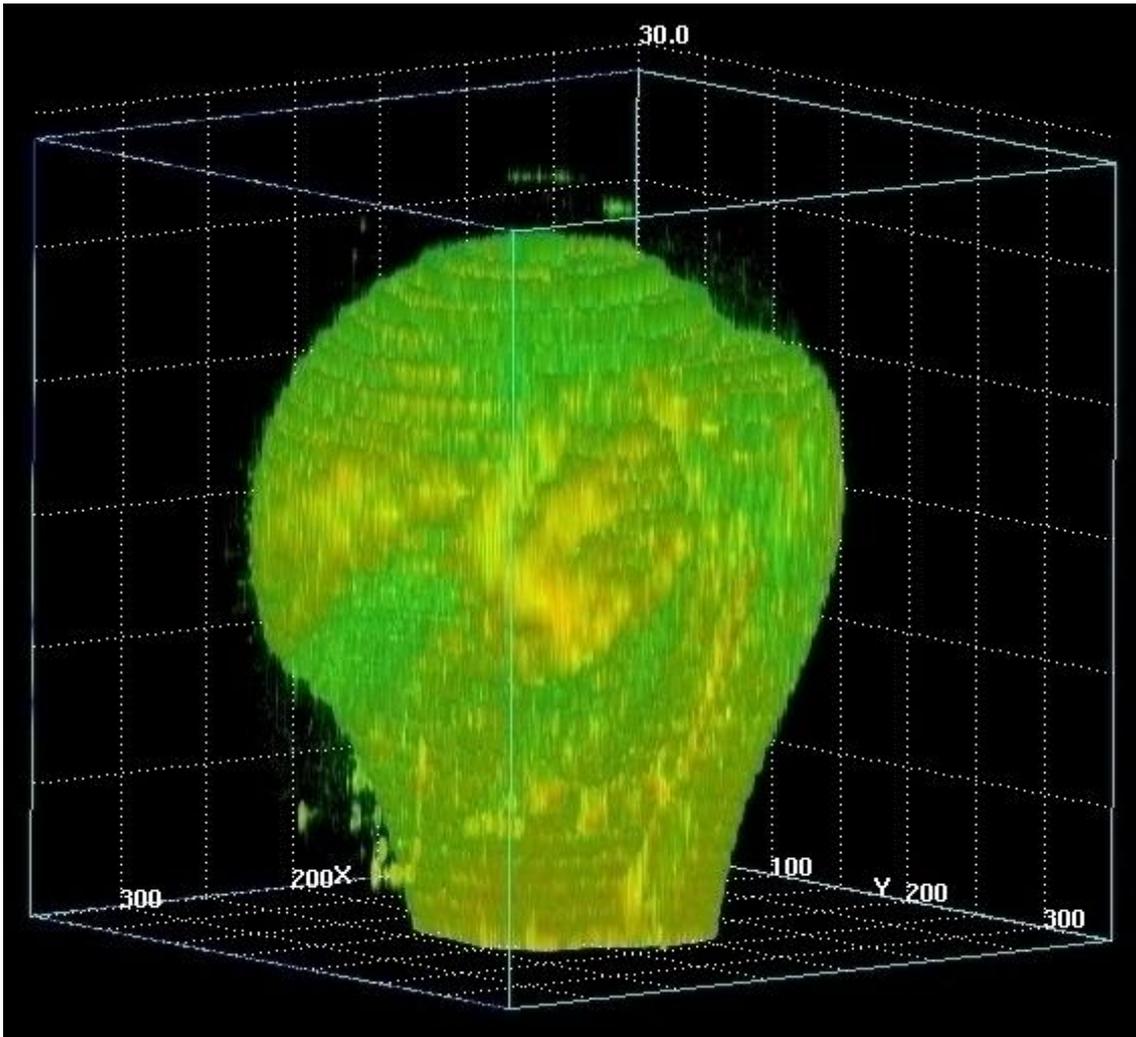


Abbildung 3: Mittels AVS-Express dreidimensional visualisierter Humeruskopf

Danach wurden – wie in Abbildung 4 gezeigt - vier transversale Schnittebenen folgendermaßen definiert:

Das Caput humeri wurde durch drei Schnitte mit gleichen Abständen gedrittelt. So entstand eine kraniale, eine mediane und eine kaudale Schnittebene. Weiter distal wurde eine vierte Ebene, die sich bereits im Schaftbereich befand, gesetzt. Diese war vom distalen Ende der Kalotte in einem Abstand entfernt, der der Hälfte des longitudinalen Humeruskopfdurchmessers entsprach.

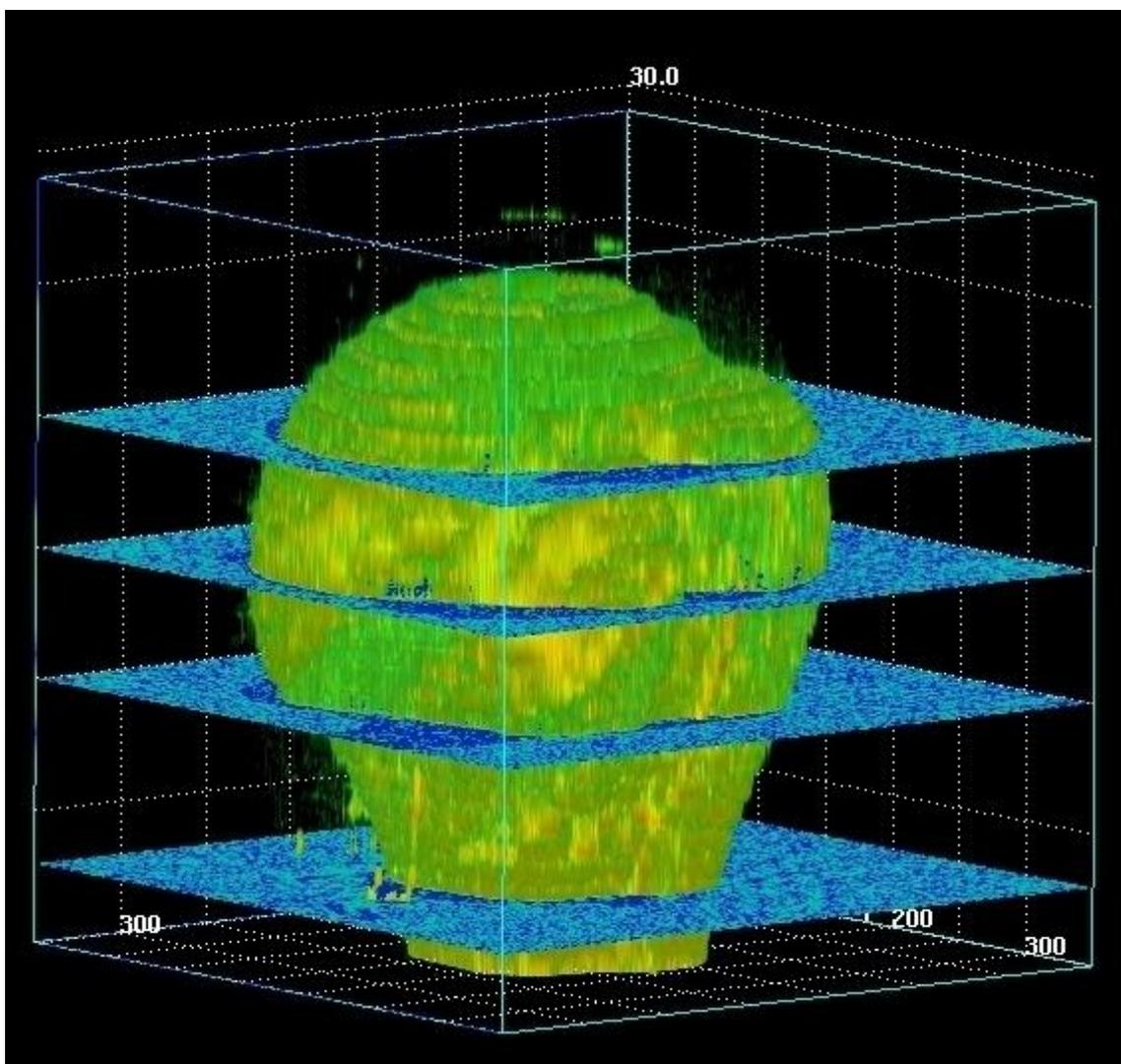


Abbildung 4: Festlegung der vier transversalen Schnittebenen: kranial, median, kaudal und Schaftbereich

4. Bestimmung der ROI's der jeweiligen Schnittebene

Zu diversen Distanzbestimmungen bzw. zur Vermessung der Knochendichten wurden einer bis mehrere digitale Würfel verschiedener Farbe zur besseren visuellen Unterscheidung ins Objekt eingebracht Die Kantenlänge der Würfel betrug 2 mm.

Abbildung 5 verdeutlicht das Größenverhältnis zwischen Humeruskopf und Würfel. Oberhalb des weißen Würfels ist das Tuberculum majus erkennbar.

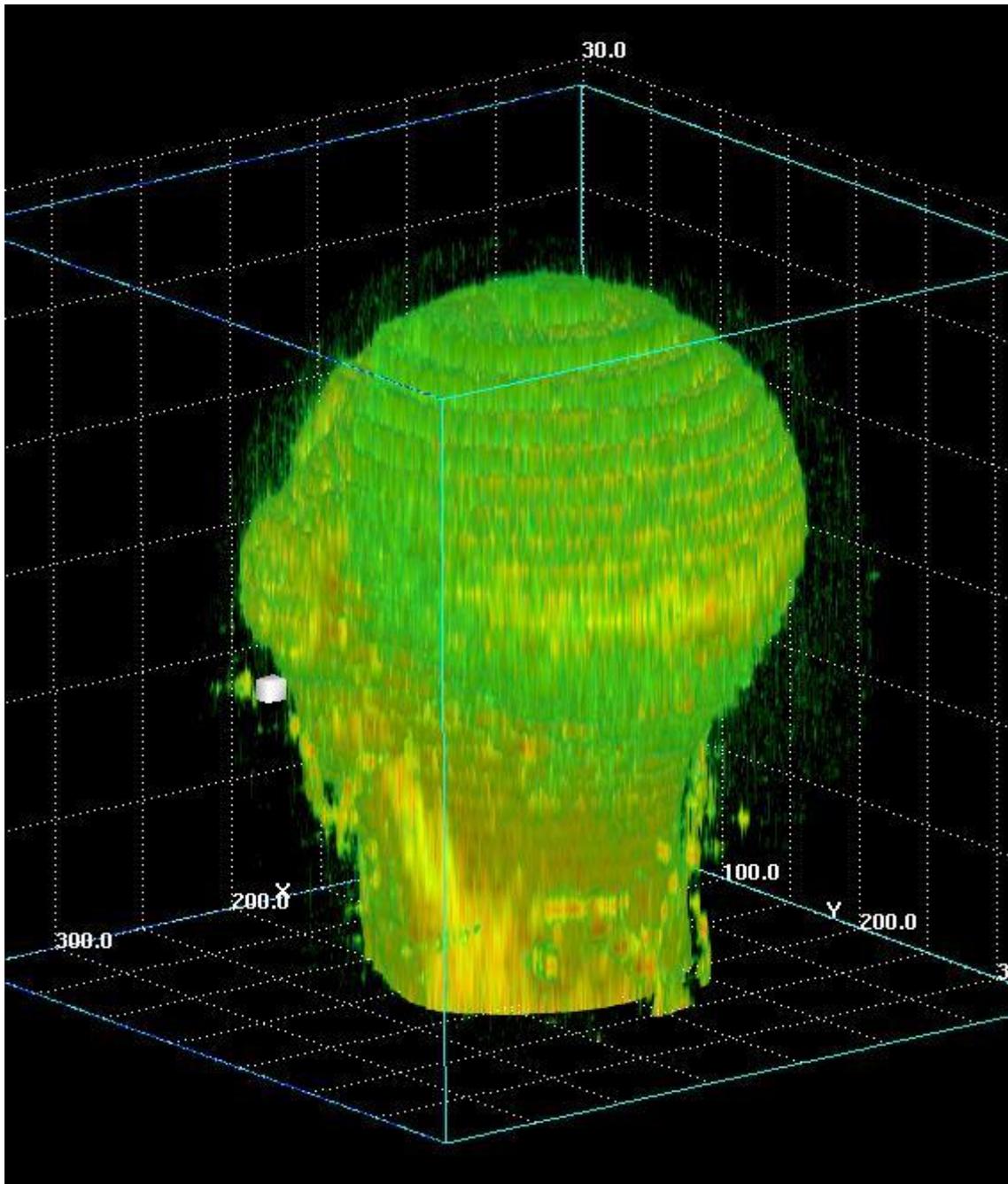


Abbildung 5: Digitaler Würfel von 2 mm Kantenlänge und Humeruskopf

In der kranialen Schnittebene wurde zunächst der geometrische Mittelpunkt bestimmt: Wie bei einer Ellipse wurde zuerst eine Hauptachse so durch den Schnitt gelegt, dass der Abstand zwischen den gegenüberliegenden Kortikales am größten ist. Dann wurde die Nebenachse durch die beiden Punkte gelegt, die die geringste Krümmung der Kortikalis aufwiesen, und senkrecht zur Hauptachse gesetzt. Der Schnittpunkt ergab den Mittelpunkt, welcher mit einem roten Würfel markiert wurde.

Dann wurde ein Meßwürfel subchondral in den sechs regions of interest so platziert, dass seine Kante von 2 mm Länge mit dem Außenrand der Kortikalis abschließt. Die ROI's wurden wie folgt festgelegt:

Die kraniale Schnittebene wurde vom Mittelpunkt aus in drei gleich große Kreissektoren von etwa 60° eingeteilt. ROI 1 wurde im äußeren Bereich des hinteren Sektors platziert, entsprach also der dorsalen Gelenkflächenregion. Analog wurde mit ROI 2 im mittleren Sektor verfahren (mediale Gelenkflächenregion). ROI 3 bestimmte die ventrale Gelenkflächenregion. ROI 4 wurde im Bereich des Tuberculum minus platziert, ROI 5 entsprechend in der Region des Sulcus intertubercularis. Zuletzt wurde ROI 6 im Gebiet des Tuberculum majus festgelegt.

Abbildung 6 zeigt die kraniale Schnittebene und den geometrischen Mittelpunkt mit den sechs oben genannten ROI's.

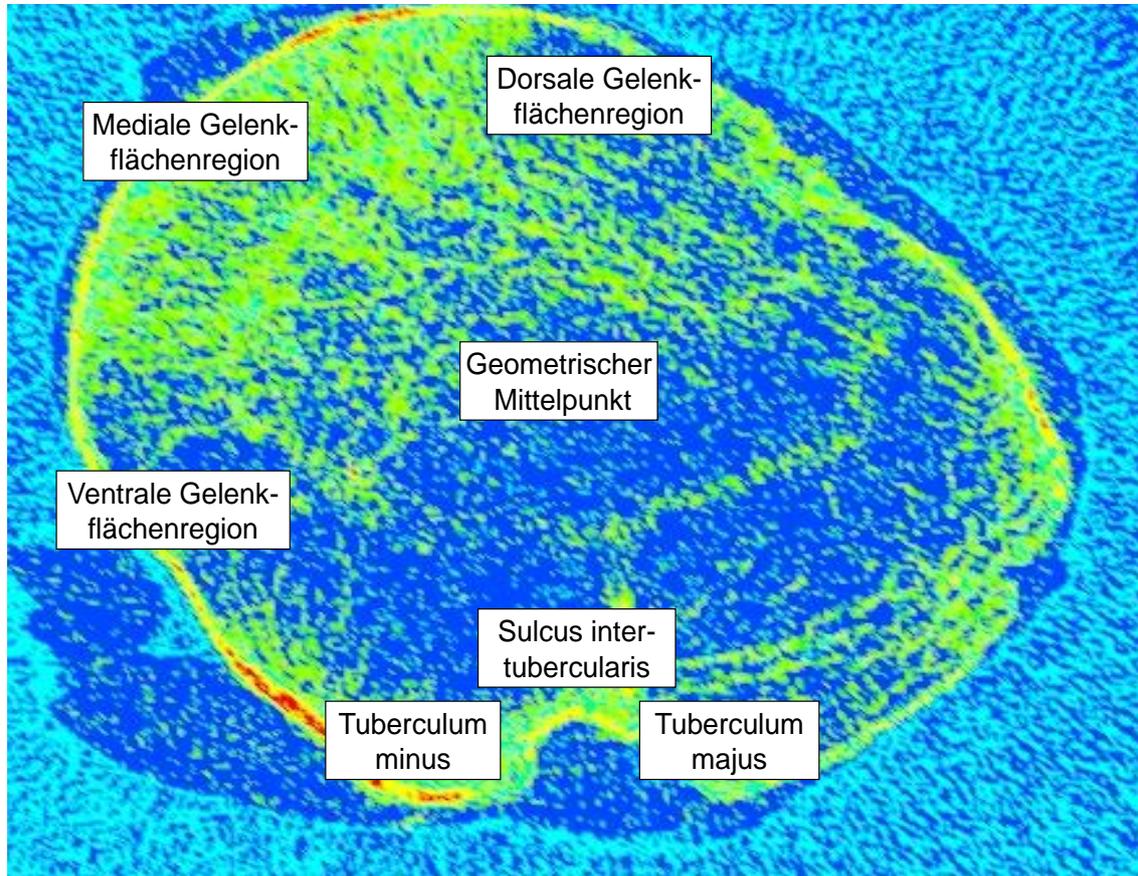


Abbildung 6: Kraniale Schnittebene mit geometrischem Mittelpunkt und den sechs ROI's

Nun konnte die Distanz vom Mittelpunkt zur dorsalen, medialen und ventralen Gelenkfläche in mm gemessen werden. Danach wurde die Knochendichte, welche sich subchondral aus Kortikalis und Spongiosa zusammensetzte, in allen sechs ROI's in mg/cm^3 bestimmt.

Abbildung 7 zeigt den geometrischen Mittelpunkt mit einem roten Würfel markiert. Der blaue Würfel stellt ROI 1 der hinteren Gelenkflächenregion dar. Am Sulcus intertubercularis ist ROI 5 durch den weißen Würfel gekennzeichnet.

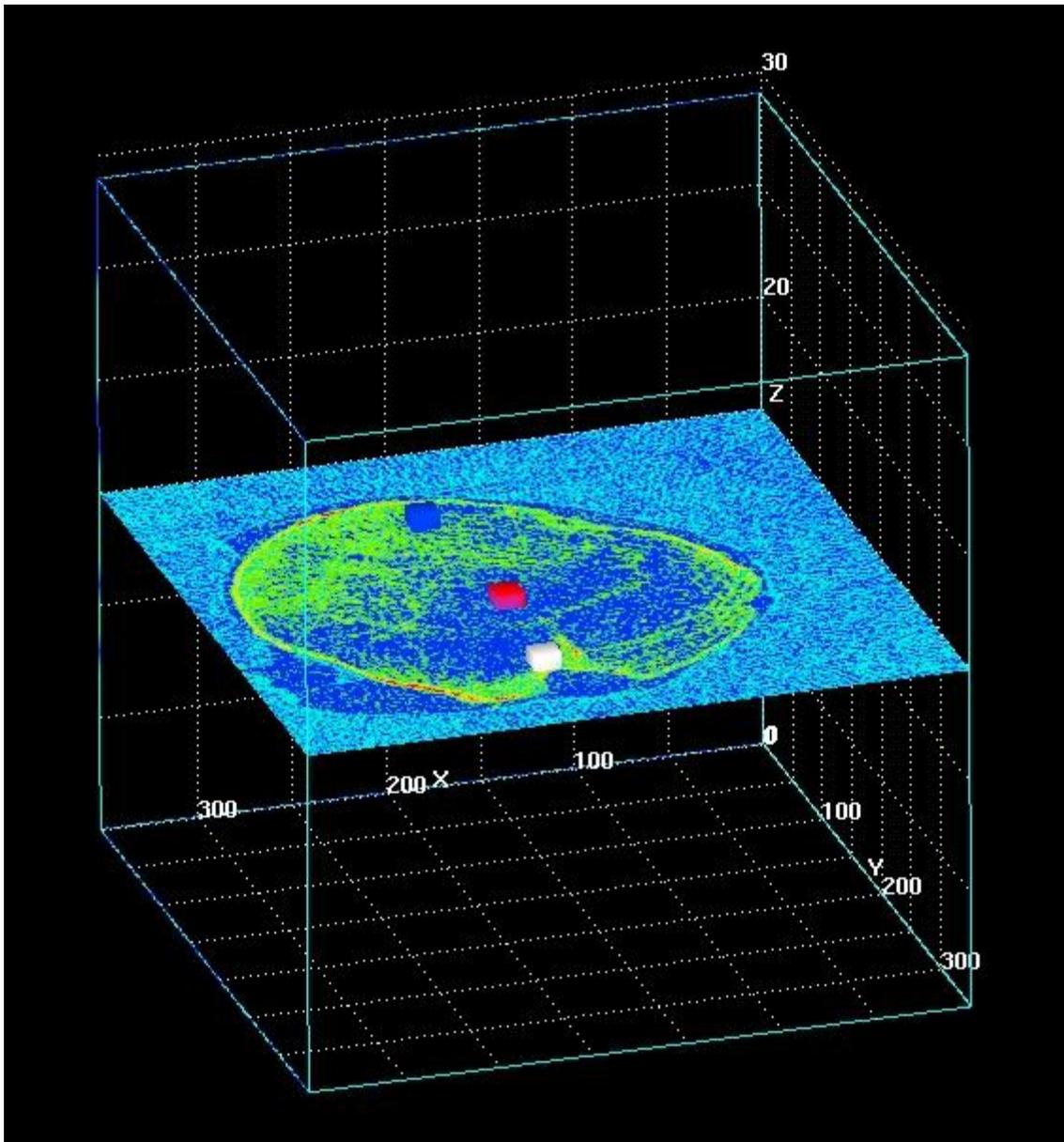


Abbildung 7: Mittelpunkt (rot), dorsale Gelenkflächenregion (blau) und Sulcus intertubercularis (weiß) in der kranialen Schnittebene

Analog wurde mit der medianen und kaudalen Schnittebene verfahren, wobei die regions of interest fortlaufend nummeriert wurden. So ergaben sich kranial die ROI's 1 – 6, median die ROI's 7 – 12 und kaudal die ROI's 13 – 18.

Abbildung 8 zeigt den Mittelpunkt der kaudalen Schnittebene wieder mit einem roten Würfel markiert. Der blaue Würfel stellt ROI 14 im Bereich der medialen Gelenkfläche dar. Die Knochendichte innerhalb von ROI 17 am Sulcus intertubercularis, der schon deutlich abgeflacht dargestellt wird, wird durch den weißen Würfel gemessen.

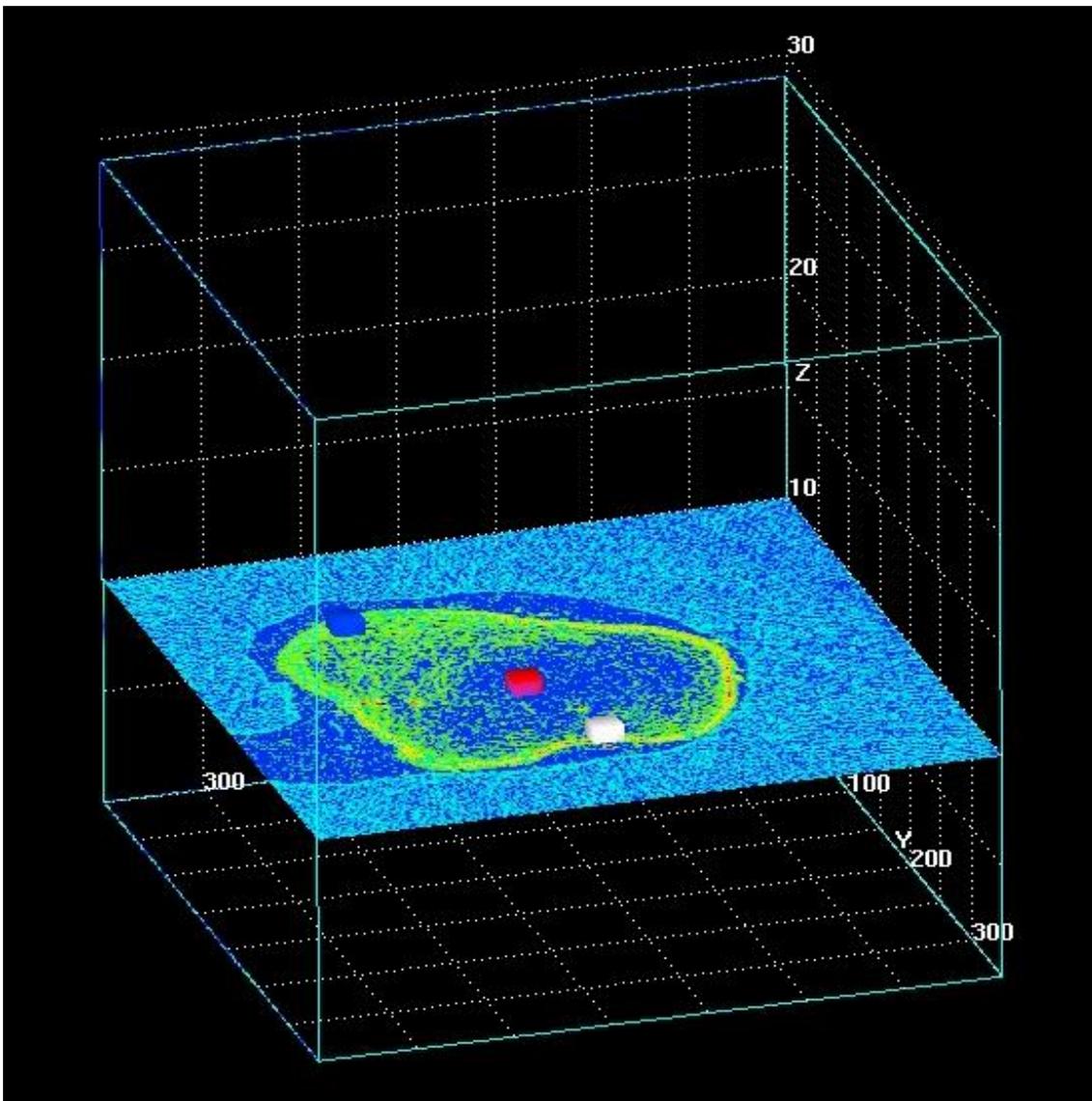


Abbildung 8: Mittelpunkt (rot), ROI 14 (blau) und ROI 17 der kaudalen Schnittebene

Zuletzt wurden in Höhe der Schnittebene im Schaftbereich noch vier ROI's definiert:

ROI 19 an der dorsalen Kortikalis; direkt gegenüber, also ventral, ROI 21; ROI 20 und 22 wurden an der medialen bzw. lateralen Kortikalis gesetzt.

Dort wurden jeweils die Dicke der Kortikalis in mm und die kortikale Knochendichte in mg/cm^3 gemessen.

Abbildung 9 zeigt eine Aufsicht dieser Schnittebene. Der Sulcus intertubercularis ist noch abgeflacht zu erkennen.

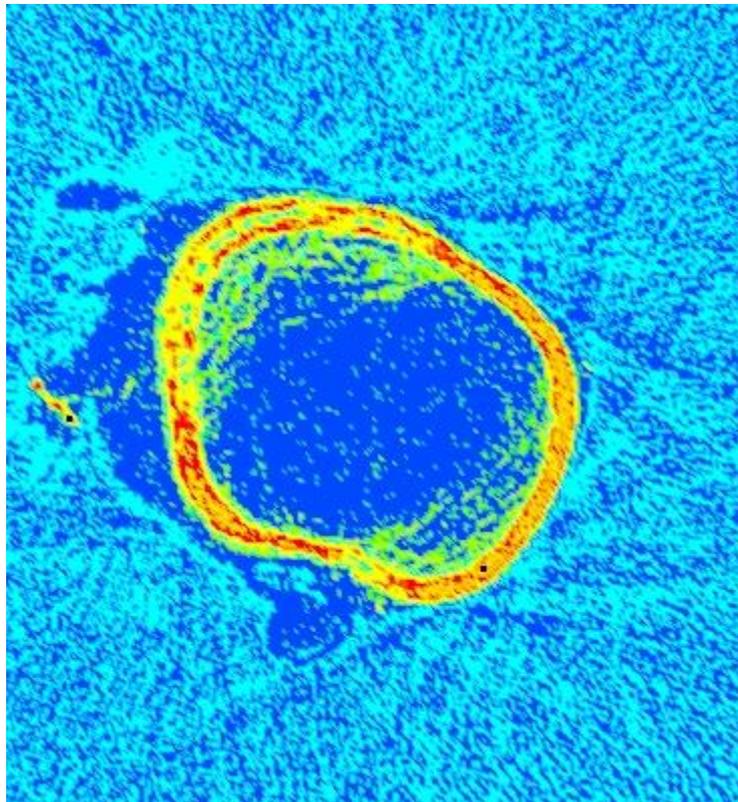


Abbildung 9: Aufsicht der Schnittebene im Schaftbereich

In Abbildung 10 ist ROI 20 (mediale Kortikalis) mit einem weißen Würfel markiert.

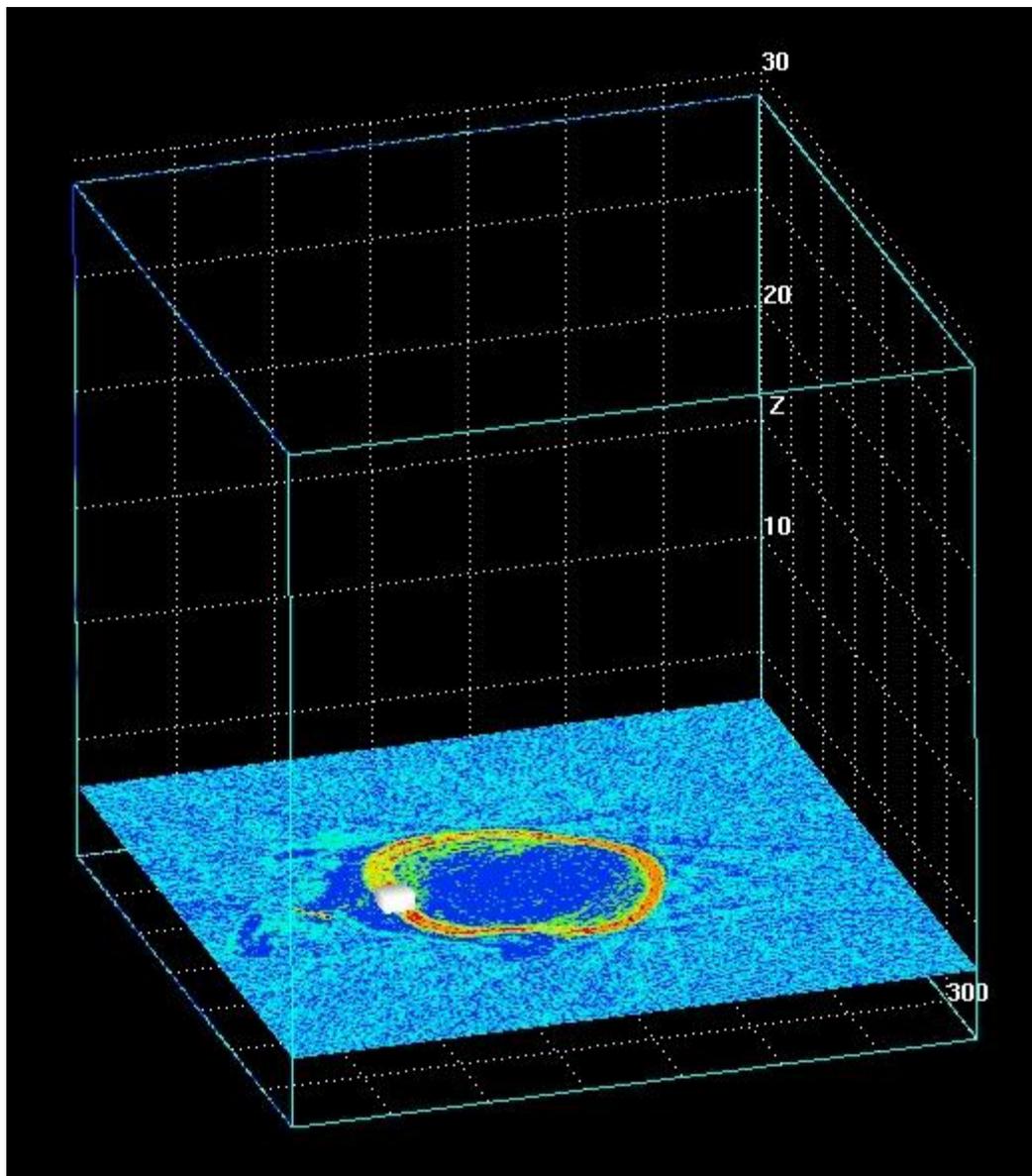


Abbildung 10: Weißer Würfel im Bereich der medialen Kortikalis (ROI 20)

5. Quantitativer Vergleich von Dichtearealen und statistische Auswertung

Die gewonnenen Messwerte wurden in dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel Version 2002 zusammengestellt und in zahlreichen Säulendiagrammen veranschaulicht. Hier erfolgte auch die statistische Auswertung der Datensätze nach Mittelwert und Standardabweichung jeweils für Frauen, Männer und Gesamtkollektiv. Zudem wurde jeweils das Minimum und das Maximum angegeben.

Anschließend wurden alle Parameter auf eine Normalverteilung getestet und mit dem T-Test auf Zusammenhänge hin geprüft. Einige Daten waren nicht normalverteilt, deshalb wurde der Mann-Whitney Test angewandt.

Zuletzt wurden die verschiedenen Regionen des Gesamtkollektivs auf Signifikanzen untersucht. Die Festlegung des Signifikanzniveaus erfolgte auf $p < 0,05$.

Die Forschungsfrage dieser Messreihe wurde wie folgt festgelegt: „Besitzen Männer eine höhere Knochendichte als Frauen?“

Entsprechend wurde dann als Nullhypothese formuliert: „Männer und Frauen unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Knochendichte nicht.“

III. Ergebnisse

1. Vergleich der Knochendichten

Im folgenden Kapitel wurden die Mittelwerte der gemessenen Knochendichteareale der jeweiligen Schnittebene miteinander verglichen. Die Werte der 11 weiblichen und 4 männlichen Präparate wurden jeweils separat dargestellt.

Die einzelnen Messergebnisse je Humerus können im Anhang nachgeschlagen werden.

1.1. Knochendichte der kranialen Schnittebene (n=23)

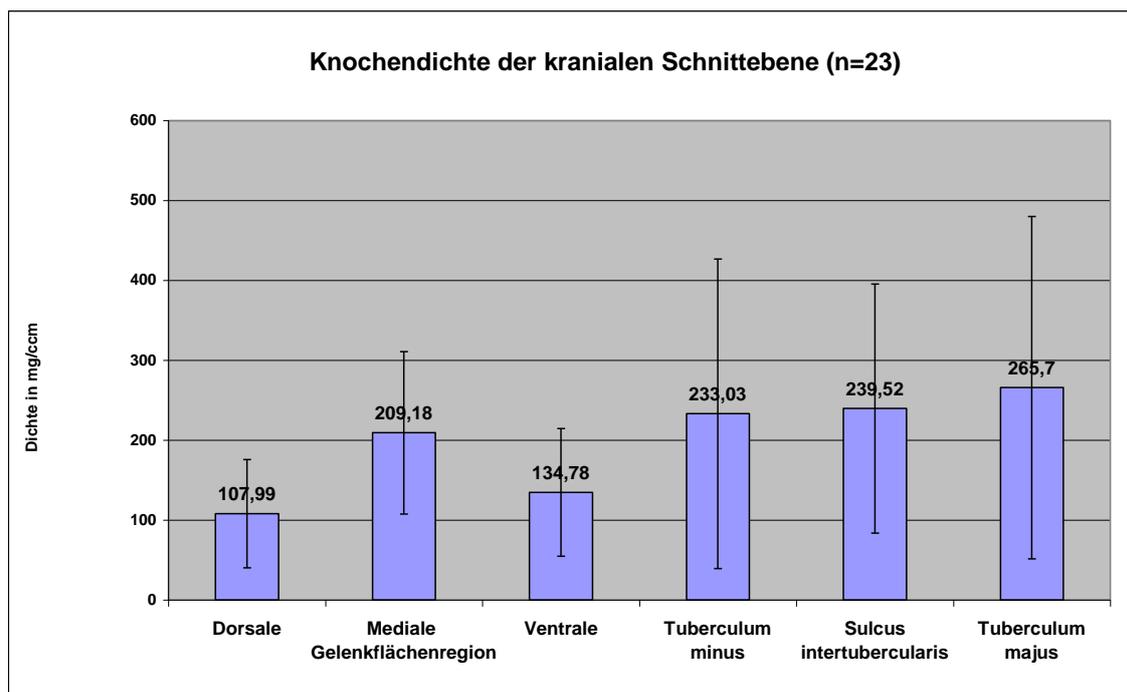


Diagramm 1: Auf der Abszisse sind die ROI's der kranialen Schnittebene aufgetragen. Auf der Ordinate sind die entsprechenden mittleren Knochendichten in mg/cm^3 mit Standardabweichungen gezeigt.

1.1.1. Knochendichte der kranialen Schnittebene der weiblichen Probanden (n=11)

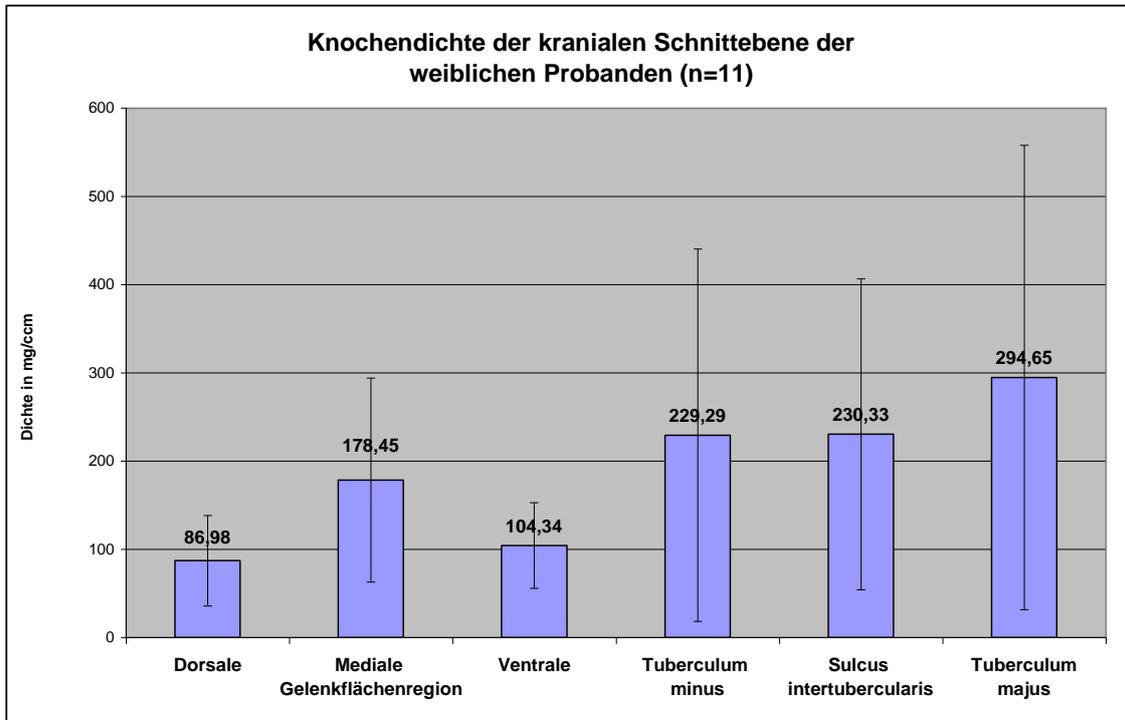


Diagramm 2: Auf der Abszisse sind die ROI's der kranialen Schnittebene aufgetragen. Auf der Ordinate sind die entsprechenden mittleren Knochendichten der weiblichen Probanden in mg/cm³ mit Standardabweichungen gezeigt.

1.1.2. Knochendichte der kranialen Schnittebene der männlichen Probanden (n=4)

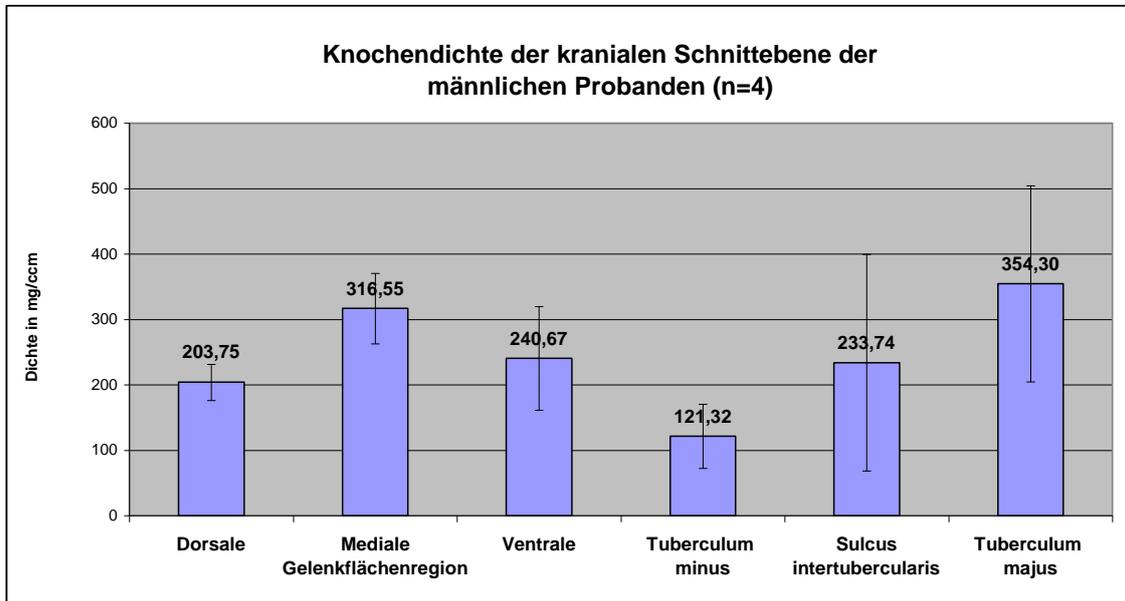


Diagramm 3: Auf der Abszisse sind die ROI's der kranialen Schnittebene aufgetragen. Auf der Ordinate sind die entsprechenden mittleren Knochendichten der männlichen Probanden in mg/cm³ mit Standardabweichungen gezeigt.

1.2. Knochendichte der medianen Schnittebene (n=23)

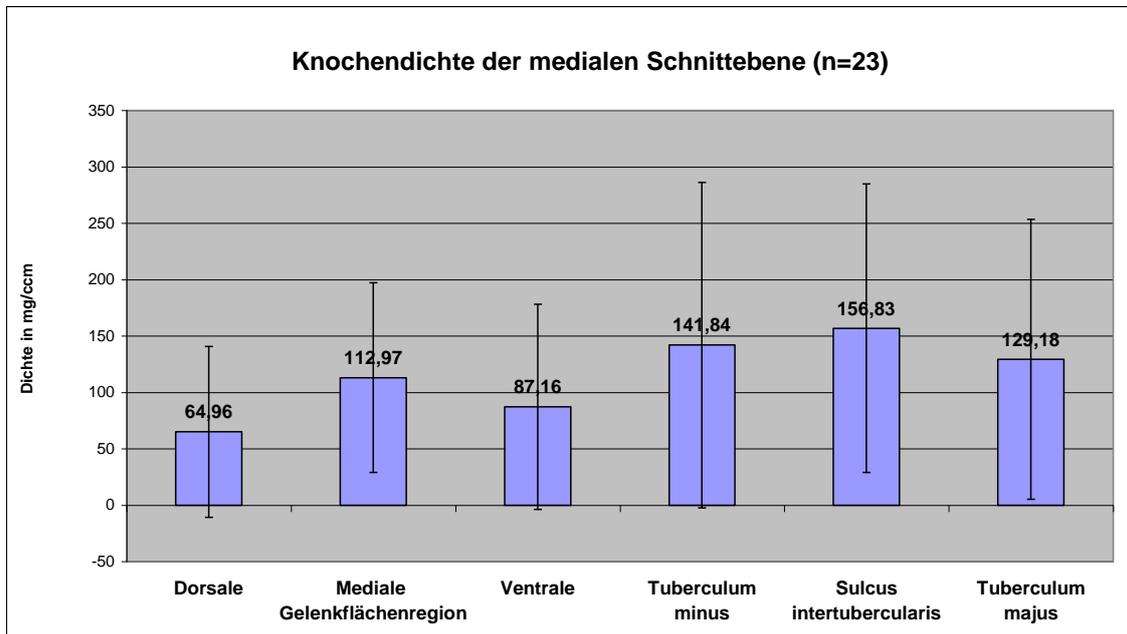


Diagramm 4: Auf der Abszisse sind die ROI's der medianen Schnittebene aufgetragen. Auf der Ordinate sind die entsprechenden mittleren Knochendichten in mg/cm³ mit Standardabweichungen gezeigt.

1.2.1. Knochendichte der medianen Schnittebene der weiblichen Probanden (n=11)

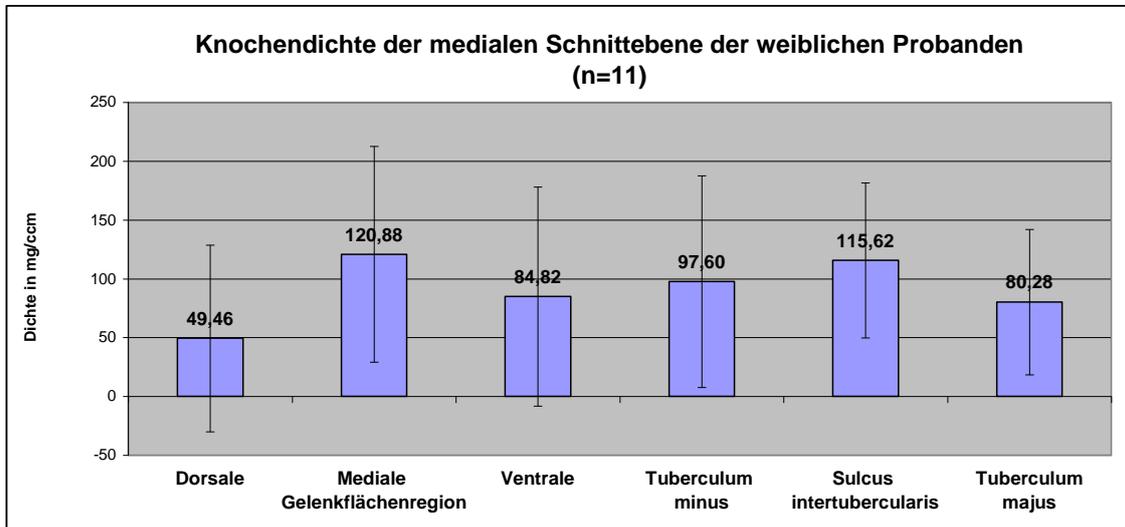


Diagramm 5: Auf der Abszisse sind die ROI's der medianen Schnittebene aufgetragen. Auf der Ordinate sind die entsprechenden mittleren Knochendichten der weiblichen Probanden in mg/cm^3 mit Standardabweichungen gezeigt.

1.2.2. Knochendichte der medianen Schnittebene der männlichen Probanden (n=4)

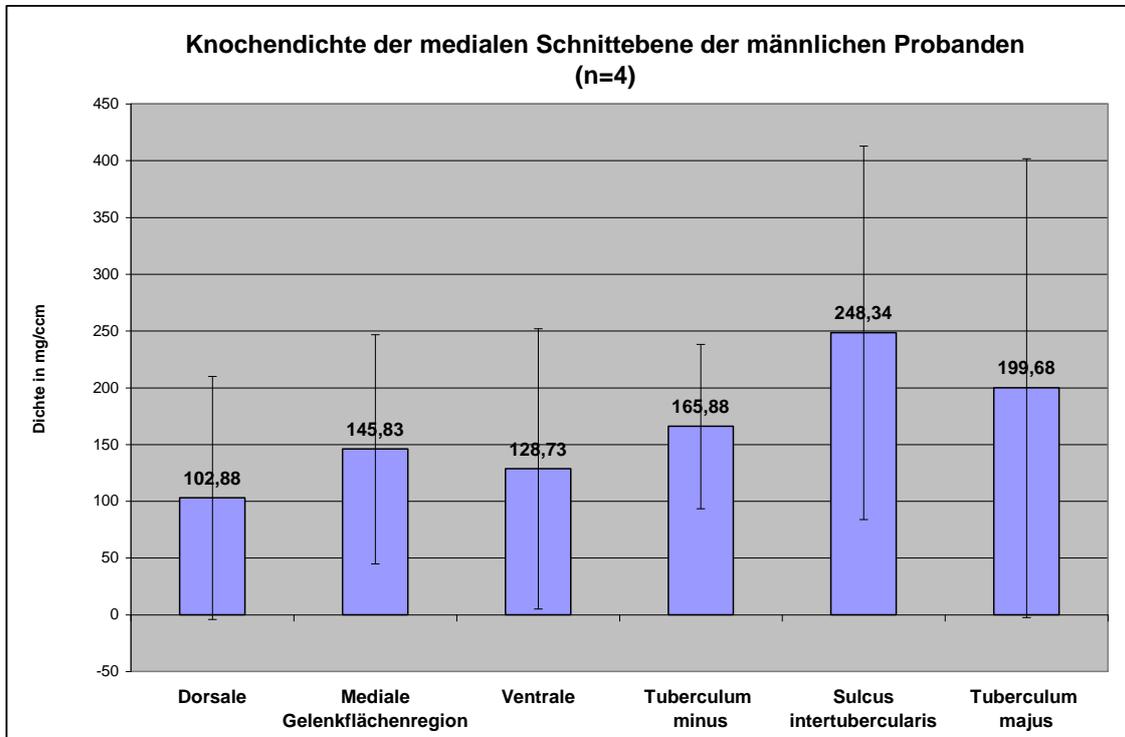


Diagramm 6: Auf der Abszisse sind die ROI's der medianen Schnittebene aufgetragen. Auf der Ordinate sind die entsprechenden mittleren Knochendichten der männlichen Probanden in mg/cm^3 mit Standardabweichungen gezeigt.

1.3. Knochendichte der kaudalen Schnittebene (n=23)

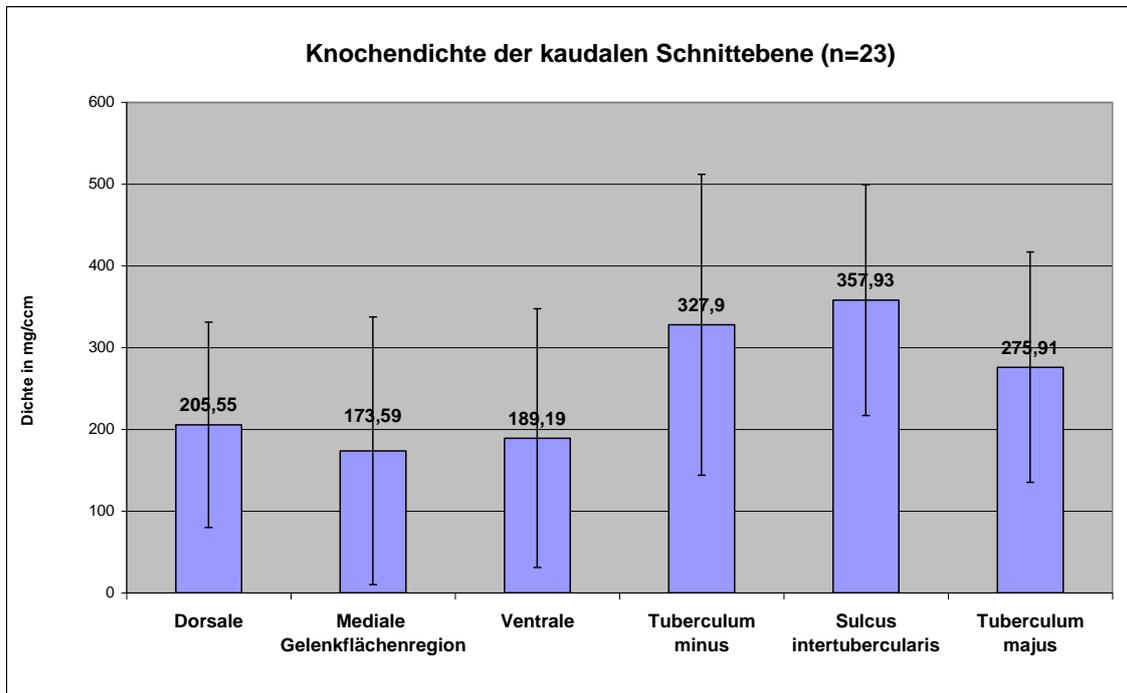


Diagramm 7: Auf der Abszisse sind die ROI's der kaudalen Schnittebene aufgetragen. Auf der Ordinate sind die entsprechenden mittleren Knochendichten in mg/cm^3 mit Standardabweichungen gezeigt.

1.3.1. Knochendichte der kaudalen Schnittebene der weiblichen Probanden (n=11)

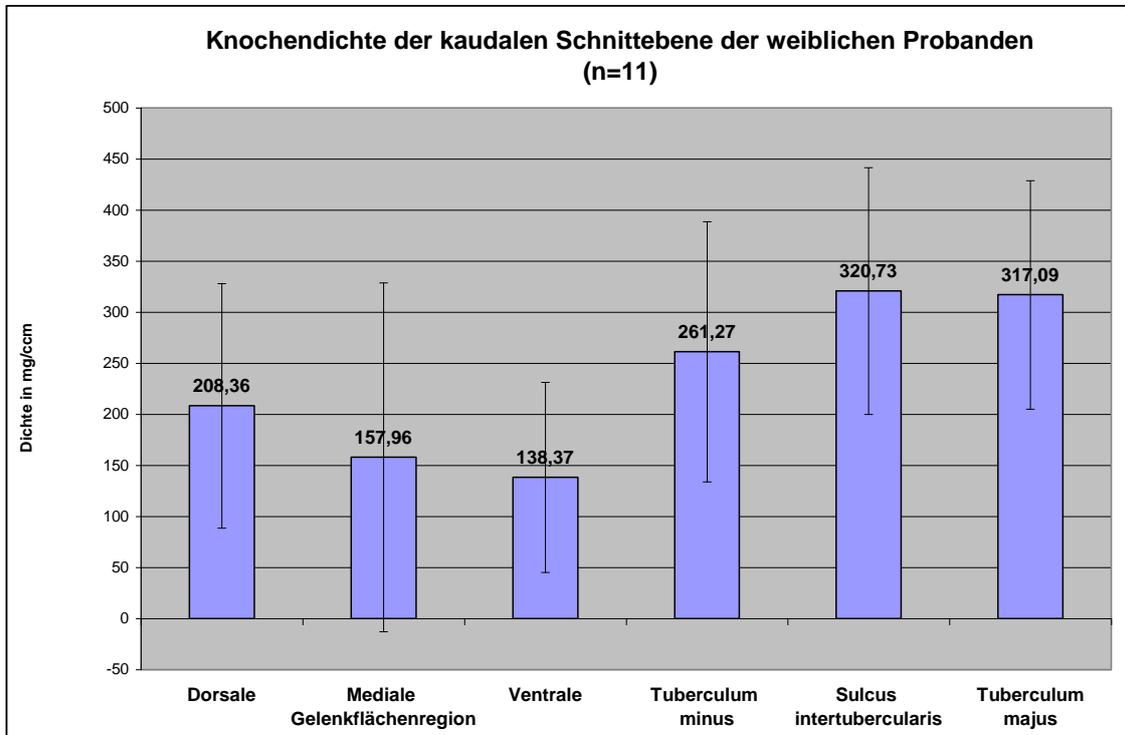


Diagramm 8: Auf der Abszisse sind die ROI's der kaudalen Schnittebene aufgetragen. Auf der Ordinate sind die entsprechenden mittleren Knochendichten der weiblichen Probanden in mg/cm^3 mit Standardabweichungen gezeigt.

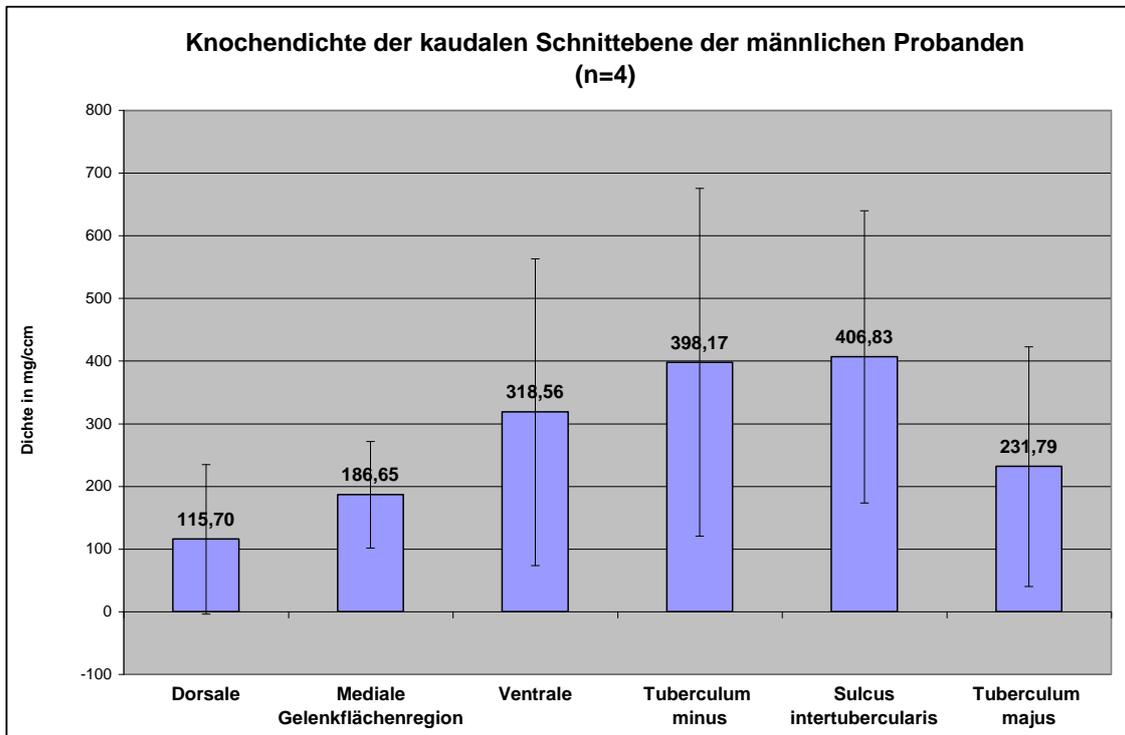
1.3.2. Knochendichte der kaudalen Schnittebene der männlichen Probanden (n=4)

Diagramm 9: Auf der Abszisse sind die ROI's der kaudalen Schnittebene aufgetragen. Auf der Ordinate sind die entsprechenden mittleren Knochendichten der männlichen Probanden in mg/cm^3 mit Standardabweichungen gezeigt.

1.4. Knochendichte der Schnittebene im Schaftbereich (n=22)

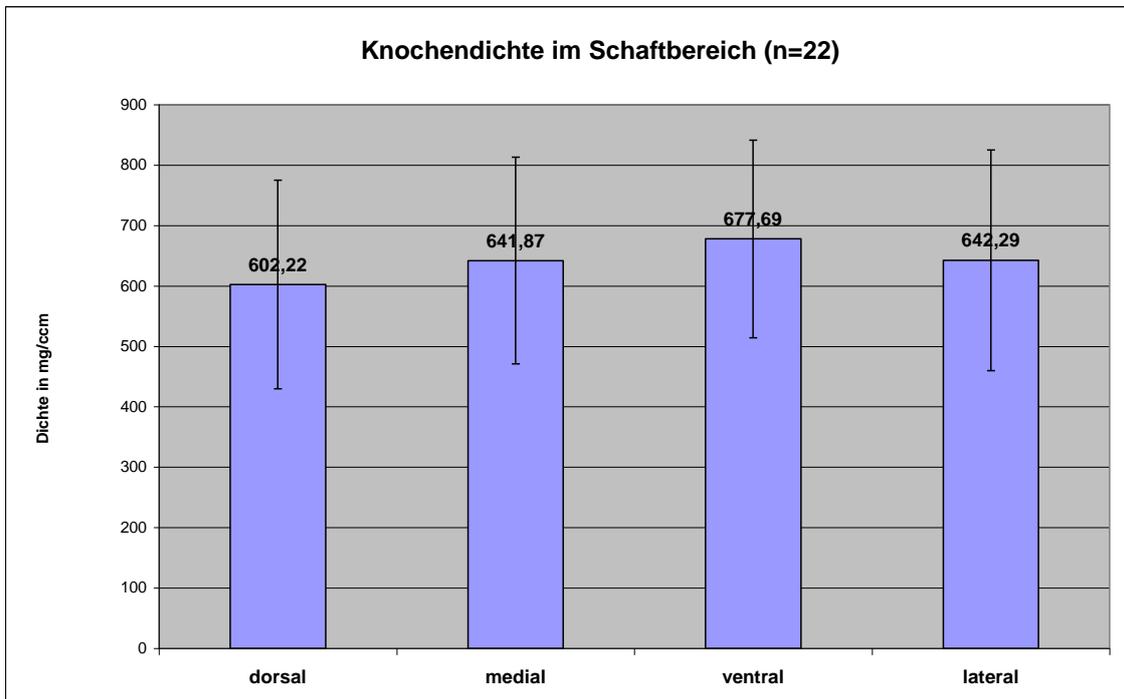


Diagramm 10: Auf der Abszisse sind die ROI's der Schnittebene im Schaftbereich aufgetragen. Auf der Ordinate sind die entsprechenden mittleren Knochendichten in mg/cm^3 mit Standardabweichungen gezeigt.

1.4.1. Knochendichte der Schnittebene im Schaftbereich der weiblichen Probanden (n=10)

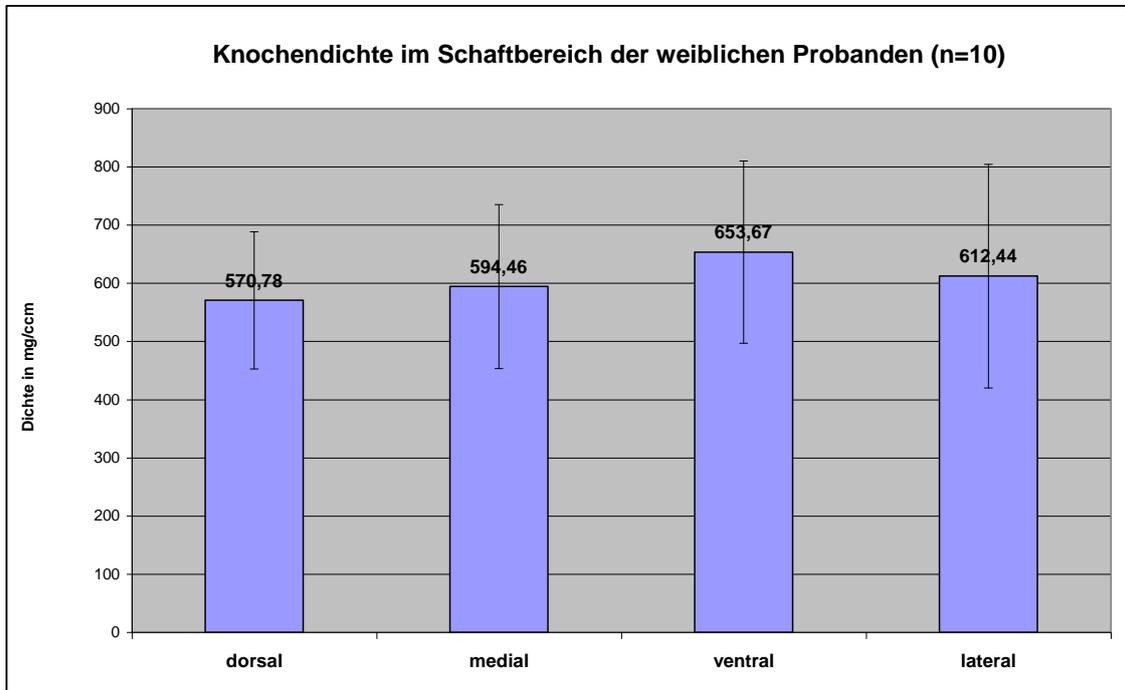


Diagramm 11: Auf der Abszisse sind die ROI's der Schnittebene im Schaftbereich aufgetragen. Auf der Ordinate sind die entsprechenden mittleren Knochendichten der weiblichen Probanden in mg/cm^3 mit Standardabweichungen gezeigt.

1.4.2. Knochendichte der Schnittebene im Schaftbereich der männlichen Probanden (n=4)

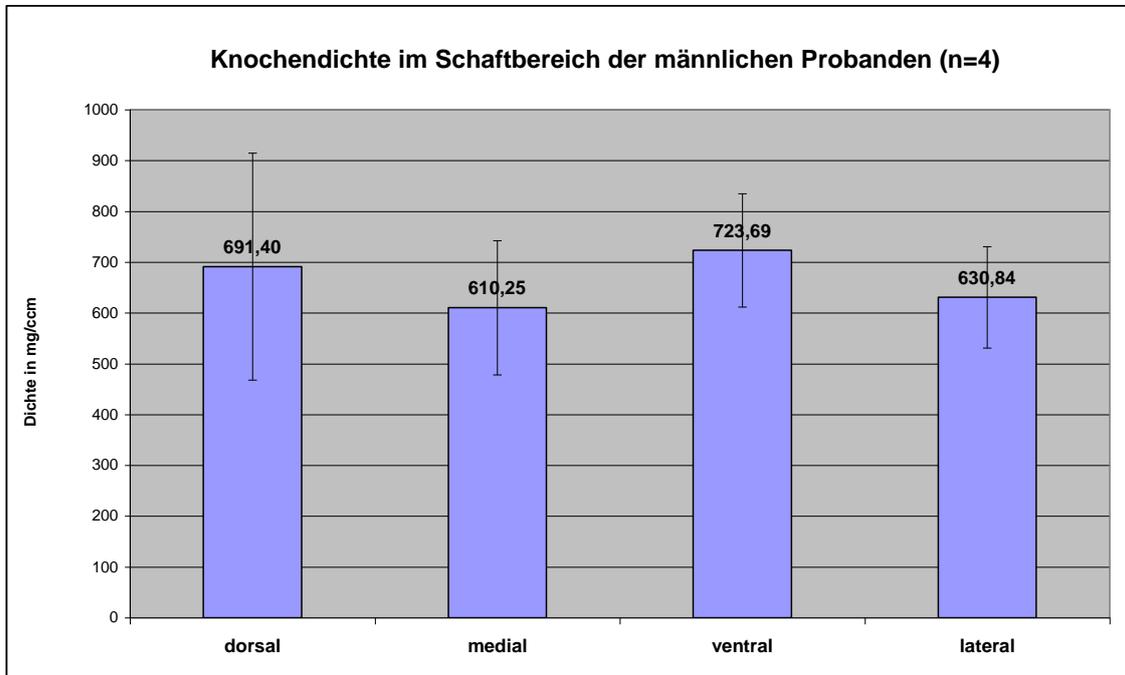


Diagramm 12: Auf der Abszisse sind die ROI's der Schnittebene im Schaftbereich aufgetragen. Auf der Ordinate sind die entsprechenden mittleren Knochendichten der männlichen Probanden in mg/cm^3 mit Standardabweichungen gezeigt.

2. Statistische Auswertung der Knochendichten

Deskriptive Statistik

		Frauen		Männer		Gesamt	
		MW	SD	MW	SD	MW	SD
Kraniale Schnittebene	Dorsale Gelenkflächenregion	87	51	204	28	108	68
	Mediale Gelenkflächenregion	178	116	317	54	209	102
	Ventrale Gelenkflächenregion	104	49	241	79	135	80
	Tuberculum minus	229	211	121	49	233	194
	Sulcus intertubercularis	230	176	234	166	240	156
	Tuberculum majus	295	263	354	150	266	214
Mediane Schnittebene	Dorsale Gelenkflächenregion	49	79	103	107	65	76
	Mediale Gelenkflächenregion	121	92	146	101	113	84
	Ventrale Gelenkflächenregion	85	93	129	123	87	91
	Tuberculum minus	98	90	166	73	142	144
	Sulcus intertubercularis	116	66	248	165	157	128
	Tuberculum majus	80	62	200	202	129	124
Kaudale Schnittebene	Dorsale Gelenkflächenregion	208	120	116	119	206	125
	Mediale Gelenkflächenregion	158	171	187	85	174	164
	Ventrale Gelenkflächenregion	138	93	319	245	189	158
	Tuberculum minus	261	127	398	278	328	184
	Sulcus intertubercularis	321	121	407	233	358	141
	Tuberculum majus	317	112	232	191	276	141
Schaffbereich	Dorsal	571	118	691	224	602	173
	Medial	594	141	610	132	642	171
	Ventral	654	157	724	112	678	163
	Lateral	612	192	631	100	642	183

MW: Mittelwert in mg/cm^3 (**geschlechtsspezifischer Höchstwert**)

SD: Standardabweichung in mg/cm^3

Tests auf Normalverteilung

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistik	df	Signifikanz	Statistik	Df	Signifikanz
Kraniale Schnitt Ebene	Dorsale Gelenkflächenregion	,094	22	,200*	,960	22	,494
	Mediale Gelenkflächenregion	,132	22	,200*	,955	22	,397
	Ventrale Gelenkflächenregion	,132	22	,200*	,939	22	,187
	Tuberculum minus	,178	22	,069	,877	22	,010
	Sulcus intertubercularis	,134	22	,200*	,925	22	,096
	Tuberculum majus	,129	22	,200*	,928	22	,110
Mediane Schnitt Ebene	Dorsale Gelenkflächenregion	,204	22	,018	,818	22	,001
	Mediale Gelenkflächenregion	,242	22	,002	,825	22	,001
	Ventrale Gelenkflächenregion	,190	22	,038	,872	22	,009
	Tuberculum minus	,222	22	,006	,806	22	,001
	Sulcus intertubercularis	,159	22	,157	,864	22	,006
	Tuberculum majus	,175	22	,079	,864	22	,006
Kaudale Schnitt Ebene	Dorsale Gelenkflächenregion	,097	22	,200*	,952	22	,352
	Mediale Gelenkflächenregion	,204	22	,018	,778	22	,000
	Ventrale Gelenkflächenregion	,209	22	,014	,836	22	,002
	Tuberculum minus	,198	22	,024	,884	22	,014
	Sulcus intertubercularis	,103	22	,200*	,941	22	,211
	Tuberculum majus	,140	22	,200*	,934	22	,147
Schafsbereich	Dorsal	,147	22	,200*	,909	22	,045
	Medial	,119	22	,200*	,946	22	,263
	Ventral	,155	22	,185	,941	22	,211
	Lateral	,119	22	,200*	,951	22	,331

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

Die fett gedruckten Daten sind nicht normalverteilt, deshalb wurde der Mann-Whitney Test durchgeführt.

Die meisten anderen Daten sind normalverteilt, deshalb wurden die oben genannten T-Tests durchgeführt.

Die geschlechtsspezifischen Unterschiede bezüglich der Knochendichte waren statistisch signifikant ($p < 0,003$). Somit muss die Nullhypothese verworfen und die oben genannte Alternativhypothese angenommen werden.

Ein statistischer Vergleich der Knochendichten in den Altersgruppen jünger bzw. älter als 70 Jahre konnte nicht durchgeführt werden, da nur ein Präparat ein Sterbealter unter 70 Jahren aufwies.

IV. Diskussion

Der Hauptteil dieser Arbeit beschäftigt sich damit, die Verteilung der Knochenmineraldichte am proximalen Humerus zu charakterisieren. Wie in Abbildung 11 gezeigt, liegen knochendichte und weniger knochendichte Anteile nahe nebeneinander.

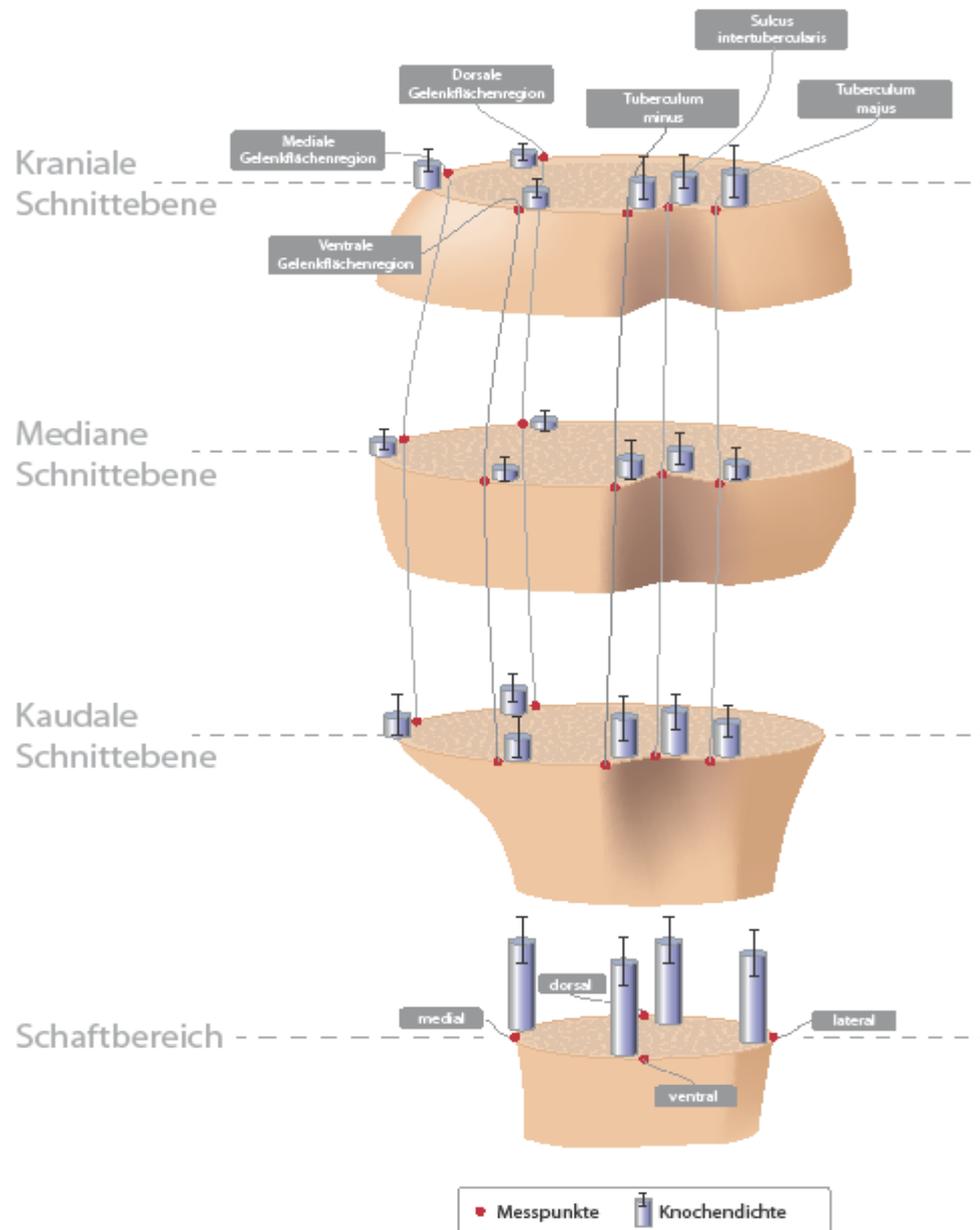
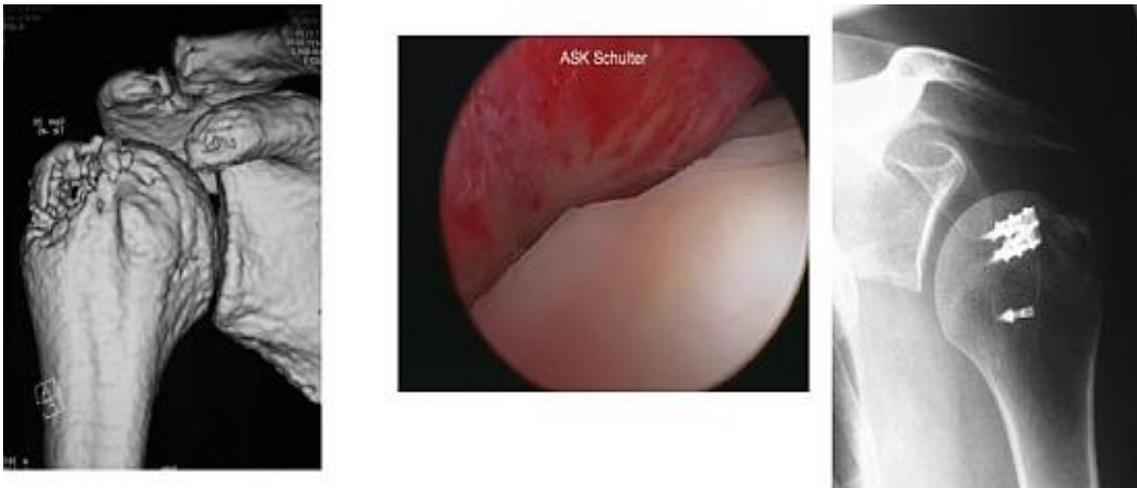


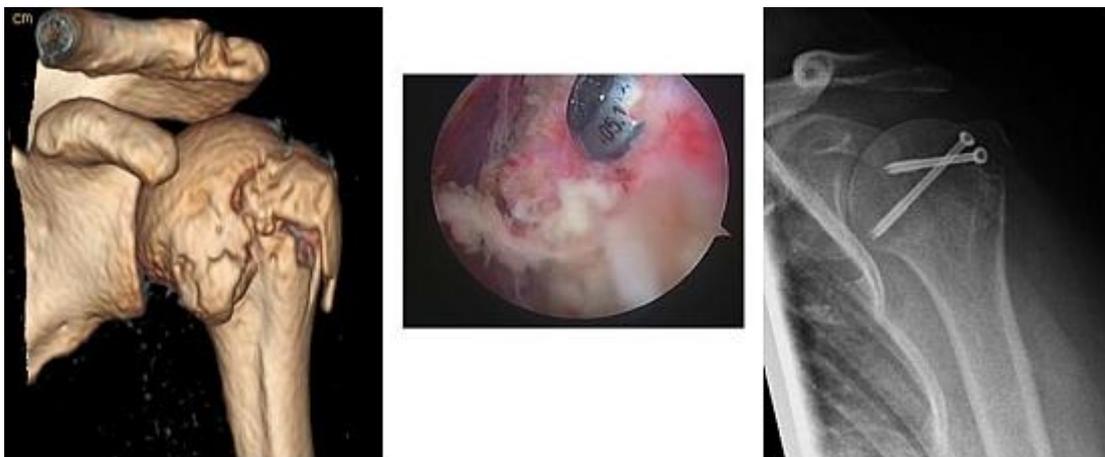
Abbildung 11: Proximaler Humerus mit den vier Schnittebenen und den sechs ROI's mit den jeweiligen mittleren Knochendichten des Gesamtkollektivs

Betrachtet man unsere Messergebnisse etagenweise, so finden sich in der kranialen Schnittebene sowohl für das Gesamtkollektiv (266 mg/cm^3) als auch geschlechtsspezifisch (Frauen: 295 mg/cm^3 ; Männer: 354 mg/cm^3) die maximalen Mittelwerte im Bereich des Tuberculum majus, wo im Regelfall die Rotatorenmannschette bei einer Ruptur mittels Nahtankern bzw. transossären Nähten refixiert wird.



**Abbildung 12: Knöcherner Ausriß der Rotatorenmannschette nach Ankerrefixation
(Diakoniekrankenhaus Friederikenstift Hannover)**

Hier kann bei einer Tuberculum-majus-Fraktur auch die Osteosynthese primär mit kanülierten Spongiaschrauben erfolgen, sofern die Fragmente groß genug sind.



**Abbildung 13: Tuberculum-majus-Fraktur nach Schraubenosteosynthese
(Diakoniekrankenhaus Friederikenstift Hannover)**

Die Schrauben sollten einen großen Durchmesser aufweisen (ca. 4-5 mm) und ein grobes Gewinde. Ihre Länge sollte am besten unter Bildwandlerkontrolle so bemessen werden, dass sie subchondral Richtung Gelenkflächenregion reichen.



**Abbildung 14: Spongiosaschraube mit Teilgewinde
(Firma Zimmer)**

Auf Höhe der medianen Schnittebene wurden für das Gesamtkollektiv und die Männer die höchsten Dichtewerte durchschnittlich im Bereich des Sulcus intertubercularis gemessen (157 bzw. 248 mg/cm³). Bei den Frauen findet sich mit 121 mg/cm³ der größte Mittelwert im Bereich der medialen Gelenkflächenregion.

Die kaudale Schnittebene wies sowohl für das Gesamtkollektiv (358 mg/cm³) als auch für Männer (407 mg/cm³) und Frauen (321 mg/cm³) im Mittel die größten Messwerte wiederum in der Region des Sulcus intertubercularis auf, was zugleich die maximalen Dichten im Kopfbereich bedeutete. Dort sollte die lange Bizepssehne bei einer Tenodese mittels Fadenanker befestigt werden.



Abbildung 15: Tenodese der langen Bizepssehne mit einem Fadenanker im a.-p.-Röntgenbild (Niels-Stensen-Kliniken)

Erwartungsgemäß fanden sich die Spitzenwerte im Schaftbereich. Die ventrale Kortikalis bot mit einem Maximum von 678 mg/cm^3 für das Gesamtkollektiv bzw. 654 mg/cm^3 bei den Frauen und 724 mg/cm^3 bei den Männern die absolut größten Werte unserer Messreihe.

So lässt sich von den gewonnenen Daten zumindest teilweise die Vier-Segment-Klassifikation nach Neer für Oberarmkopffrakturen ableiten: Segment 1: Fraktur im Bereich des Collum anatomicum, Segment 2: Tuberculum-minus-Fraktur, Segment 3: Tuberculum-majus-Fraktur und Segment 4: Fraktur im Bereich des Collum chirurgicum. Häufig findet sich jedoch im klinischen Alltag der Sulcus intakt und die Fraktur im vorderen Drittel des Tuberculum majus, was gut mit den gemessenen Werten der Knochendichte korreliert.

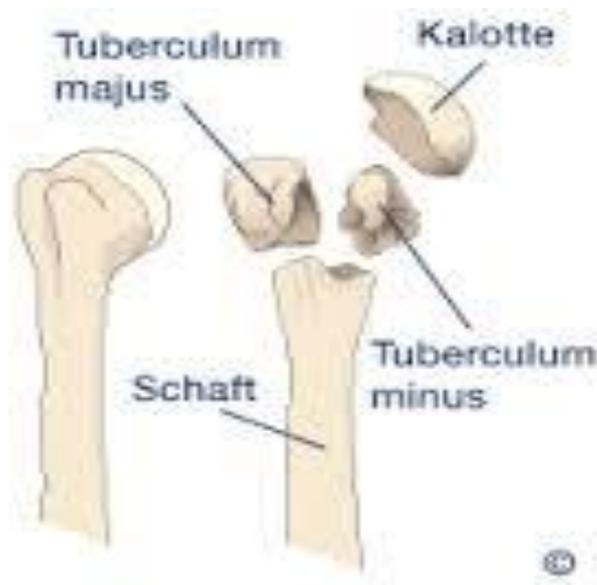


Abbildung 16: Die vier Fragmente bei einer Humeruskopffraktur

Insgesamt fand sich - trotz der geringen Fallzahl von 11 Frauen und 4 Männern - bei den männlichen Probanden eine signifikant höhere Knochendichte ($p < 0,003$) als bei den weiblichen.

Eine Korrelation zwischen den Altersgruppen jünger bzw. älter als 70 Jahre und der Knochendichte konnte nicht bestimmt werden, da nur ein Präparat ein Sterbealter jünger als 70 Jahre hatte.

Es muss noch kritisch angemerkt werden, dass von den 23 Präparaten ganze 8 nicht markiert waren und somit nur 11 weibliche und 4 männliche Probanden mit den dazugehörigen Daten zur Verfügung standen.

Wendet man sich der Knochendichtemessung am proximalen Humerus zu, so dient die Arbeit von Lill et al.³⁷ als Vergleich. In seinen Versuchen wurden 70 frische humane Humeri entsprechend dem jeweiligen Humeruskopfradius in vier horizontale Schnittebenen unterteilt. Das mediane Alter der Präparate betrug 70,4 Jahre (min. 34 Jahre, max. 95 Jahre). Danach definierte er jeweils fünf ROI's pro Ebene. Folgende Regionen wurden untersucht: lateral: Tuberculum majus, medial: Region direkt unterhalb der Gelenkfläche, anterior: Tuberculum minus, posterior: hintere Gelenkflächenregion und zentral: Mitte des Humeruskopfes. In diesen ROI's erfolgten nun Knochenmineraldichtemessungen mit der pQCT (XCT-2002, Stratec, Deutschland). Im Hochauflösungsmodus wurde die Untersuchung in 0,4 mm Schnitten durchgeführt. Es resultierte eine Voxelgröße von 0,4 mm³.

Er wies die höchsten Knochenmineraldichtewerte in den kranialen Schnitthöhen (weiblich: Mittelwert $190,5 \pm 31,5$ mg/cm³; männlich: Mittelwert $198,7 \pm 11,5$ mg/cm³) nach. Diese nahmen nach distal ab. Die niedrigsten Werte wurden im Bereich des chirurgischen Halses gemessen (weiblich: Mittelwert $89,3 \pm 46,1$ mg/cm³; männlich: Mittelwert $83,6 \pm 34,1$ mg/cm³). Desweiteren wurden in den medialen und posterioren Regionen des proximalen Humerus die größten Knochendichten gefunden.

Diese Erkenntnisse leisteten einen Beitrag zum besseren Verständnis der Behandlung von proximalen Humerusfrakturen in dreierlei Hinsicht:

1. Das Frakturrisiko des proximalen Humerus steigt bei der weiblichen Bevölkerung über 70 aufgrund der deutlich reduzierten Knochenmineraldichte.
2. Die unterschiedliche Knochenfestigkeit in verschiedenen Regionen des proximalen Humerus ist offensichtlich Ursache für die Entstehung von Mehrsegmentfrakturen, welche insbesondere in höherem Alter zunehmend beobachtet werden.
3. Aufgrund der deutlichen Reduzierung der Knochenmineraldichte und mechanischen Festigkeit im Alter wird die Versorgung proximaler Humerusfrakturen zu einer Herausforderung.

Auf Höhe der kranialen Schnittebene im Bereich der medialen Gelenkflächenregion waren die von uns bestimmten Werte denen von Lill durchaus ähnlich (siehe Tabelle unten). Im Bereich der posterioren Region weichen unsere Messungen verglichen mit denen von Lill ab, wobei festgehalten werden muss, dass diese Region nicht exakt mit

der unsrigen übereinstimmt. Ein Hauptgrund für die teilweise beträchtlichen Unterschiede stellt wohl die weitaus größere Fallzahl (70 gegenüber 23 Humeri) bei Lill dar.

Eine weitere Arbeit, die sich unter anderem mit der Verteilung der Knochendichte in bestimmten regions of interest des proximalen Humerus beschäftigt, ist die von Tingart et al.⁵⁴. Seine Hypothese war, dass eine höhere Knochenmineraldichte mit einer höheren Zugfestigkeit von Nahtankern - wie sie zum Beispiel bei der Versorgung von Rotatorenmanschettenrupturen verwendet werden - verbunden sei.

Bei seiner Studie wurden 17 humane Humeri (12 männliche und 5 weibliche mit einem Durchschnittsalter von 70 Jahren) untersucht. Die Gesamtfallzahl war also kleiner als bei unserer Arbeit bei einem umgekehrten Geschlechterverhältnis. Die Knochenmineraldichte der großen und kleinen Tuberositas wurde ebenso mit Hilfe eines pQCT gemessen. Jeder Humeruskopf wurde von proximal nach distal in vier horizontale Schnittebenen unterteilt. Als regions of interest wurden das Tuberculum minus sowie der vordere, mittlere und hintere Bereich des Tuberculum maius definiert. Seine Ergebnisse zeigten, dass der proximale Anteil der Tubercula eine insgesamt höhere totale Knochendichte aufwies als der distale. So betragen die Werte im Bereich der kleinen Tuberositas proximal $200 \pm 50 \text{ mg/cm}^3$ und distal $160 \pm 40 \text{ mg/cm}^3$; im Bereich der großen Tuberositas betragen sie im proximalen Anteil $200 \pm 40 \text{ mg/cm}^3$ und im distalen Anteil $130 \pm 30 \text{ mg/cm}^3$. Bei unseren Untersuchungen zeigten sich jedoch die höchsten Messwerte sowohl im Bereich des Tuberculum minus (328 mg/cm^3) als auch im Bereich des Tuberculum maius (276 mg/cm^3) auf Höhe der kaudalen Schnittebene, gefolgt vom kranialen und medianen Anteil.

Vergleich der Knochendichten in mg/cm³:

	<i>Diese Arbeit</i>	<i>Lill et al.</i>	<i>Tingart et al.</i>
<i>Tuberculum minus</i>	Kranial: 233 ±194 Mittig: 142 ±144	<i>Keine ROI vergleichbar</i>	Proximal: 200 ±50 Distal: 160 ±40
<i>Tuberculum majus</i>	Kranial: 266 ±214 Mittig: 129 ±124	Kranial: 67 ±20	Proximal: 200 ±40 Distal: 130 ±30
<i>Mediale Gelenkflächenregion</i>	Kranial: 209 ±102	Kranial: 219 ±38	<i>Keine ROI vergleichbar</i>

In der Arbeit von Fankhauser et al.¹⁵ wird der Einfluß der Knochendichte auf das Bruchverhalten und die Stabilität nach Osteosynthese am proximalen Humerus untersucht.

Für diese biomechanische Studie wurden 35 rechte und 29 linke Leichenhumeri herangezogen. Unter Verwendung des HOLOGIC QDR:4500A CT-Scans wurde die Knochendichte aller Humeri gemessen. Es wurde die jeweilige Knochendichte im Ausmaß eines Rechteckes über dem Humeruskopf ermittelt, wobei die Breite desselben dem größten Durchmesser des Humeruskopfes entsprach und sich die Länge aus der Breite plus 10 % ergab und dabei das Collum chirurgicum inkludierte. Es wurde über den Mittelwert zweier Messungen jeweils nach Neupositionierung des Knochenpräparates die Gesamtknochendichte in gms/cm² ermittelt. In weiterer Folge wurden die Humeri nun nach Größe geordnet und in acht Größengruppen eingeteilt. Aus jeder dieser Größengruppen wurde jeweils einer entnommen und daraus wurden so insgesamt acht Serien gebildet. Innerhalb jeder Serie wurden die Knochen nach Dichte geordnet.

Über eine subkapital gelegte, standardisierte Sollbruchstelle wurden die Leichenhumeri nun im Rahmen eines Biegeversuchs mit Varus-Stress frakturiert und mittels Schraubenosteosynthese versorgt und diese über einen Torsions- bzw. Biegeversuch auf ihre Stabilität überprüft.

Die Knochendichtemessung ergab einen Durchschnittswert von 0,54 gms/cm² mit einer Standardabweichung von 0,11. Es zeigte sich eine signifikant positive Korrelation zwischen Humeruskopfgröße und Knochendichte (Pearson $r = 0,70$, $p < 0,0001$). Sowohl der Biegeversuch als auch der Torsionsversuch nach Verschraubung zeigten einen statistisch hochsignifikanten Einfluß der Knochendichte nicht jedoch der Humeruskopfgröße oder der Schraubenanzahl auf die Stabilität.

Frakturen des proximalen Humerus stellen 4-5 % aller Extremitätenfrakturen dar und betreffen insbesondere den älteren Menschen mit schlechter Knochenqualität. Neben der Weiterentwicklung von Technik und Implantaten sollte das Hauptaugenmerk auf die Qualität des Knochens selbst gelegt werden, welche das Frakturrisiko und die Stabilität nach operativer Versorgung determiniert.

Barvencik et al.³ untersuchten 60 (30 rechts, 30 links) proximale Humeri von frisch verstorbenen (innerhalb von 48 Stunden post mortem) Probanden: 15 Frauen, 15 Männer in den Altersgruppen 20-40, 41-60 und > 60 Jahre. Aus den Humeri wurde in der Frontalebene jeweils ein 5 mm dicker zentraler Schnitt herausgesägt. Diese Schnitte wurden nun histologisch und radiologisch untersucht. Danach wurden die proximalen Humeri in medio-lateraler Richtung in drei Teile untergliedert: Mediale (M), zentrale (C) und laterale (L) region of interest (ROI). Jede ROI wurde dann in 1 cm große Abschnitte geteilt: M 1-4, C 1-4, L 1-4. Diese insgesamt 12 ROI's wurden histomorphometrisch analysiert, wobei die Kortikalis und der subkortikale Bereich nicht berücksichtigt wurden. Folgende Parameter wurden untersucht: Das Knochenvolumen pro Gewebvolumen (BV/TV, %), die Dicke der Trabekel (Tb.Th, μm), der Abstand der Trabekel (Tb.Sp, μm) und die Anzahl der Trabekel (Tb.N, mm^{-1}).

Unabhängig von Alter und Geschlecht wurde die höchste Röntgendichte in den medialen ROI's (M 1-4) gefunden. Die zentralen ROI's (C 1-4) zeigten eine mittlere und die lateralen ROI's (L 1-4) eine niedrige Röntgendichte. Die Zone mit der niedrigsten Röntgendichte wurde im Bereich des Tuberculum majus nachgewiesen, was im Zusammenhang mit Humeruskopffrakturen interessant ist. Es konnte deutlich gezeigt werden, dass die Röntgendichte bei über 60 jährigen Frauen im Vergleich zu jüngeren massiv abnimmt.

Histologisch stellt sich der Humeruskopf als komplexe trabekuläre Mikrostruktur dar, welche von der Oberfläche des Humeruskopfes bis zum chirurgischen Hals stark variiert. In den medialen (M 1-4) und zentralen (C 1-4) ROI's sind die Trabekel radiär angeordnet und ziehen von den subchondralen Lamellen in das Zentrum des Humeruskopfes. Dieses Muster wird von den Resten der Wachstumsfuge, die eine wellenartige Form hat, durchbrochen. Die Epiphysenfuge scheint auch eine Landmarke für die Veränderungen der knöchernen Mikroarchitektur im Alter darzustellen. Diese Veränderungen zeigen sich in einer Abnahme der trabekulären Verbindungen. Die Ausrichtung der Trabekel in den lateralen ROI's (L 1-4) unterscheidet sich vom Rest. Im Gegensatz zur radiären Struktur sind sie meist parallel zur lateralen Kortikalis des Tuberculum majus ausgerichtet. Hier ist die Verbindung zwischen den Trabekeln vor allem bei den Frauen mehr und mehr unterbrochen. Der gravierende Verlust dieser Verbindungen verursacht die Verschlechterung der Mikroarchitektur des Humeruskopfes besonders bei über 60 jährigen Frauen.

Histomorphometrisch wurde nun das Knochenvolumen pro Gewebevolumen (BV/TV) in % bestimmt. Die höchste Knochenmasse (16.2 ± 2.05 %) des Gesamtkollektivs wurde im obersten medialen ROI (M 1) gefunden, wo Schrauben subchondral platziert werden sollten. Die Werte zeigten keinen signifikanten Unterschied bei Männern der jüngsten Gruppe verglichen mit der ältesten Gruppe. Generell nahm die Knochenmasse in kranio-kaudaler Richtung und in den kranialen ROI's in medio-lateraler Richtung ab.

Die Anzahl der Trabekel (Tb.N) im obersten medialen ROI (M 1) des Humeruskopfschnittes war höher als in allen anderen Segmenten – unabhängig von Geschlecht und Alter. Bei Männern zeigte sich kein signifikanter Unterschied im Vergleich der jüngsten zur ältesten Gruppe. Insgesamt nahm die Trabekelanzahl in kranio-kaudaler Richtung ab.

Die Dicke der Trabekel (Tb. Th) im Gesamtkollektiv war bei den Männern signifikant höher als bei den Frauen (100.99 ± 5.45 μm gegenüber 94.67 ± 5.44 μm , $p < 0.035$). Außerdem waren die Trabekel in den medialen ROI's (M 1-4) dicker als in den lateralen (L 1-4) – unabhängig von Geschlecht und Alter.

Insgesamt war der Abstand der Trabekel (Tb.Sp) in den lateralen (L 1-4) und zentralen (C 1-4) ROI's größer als in den medialen (M 1-4).

Die riesigen Datenmengen zeigten unseren Rechnern Grenzen auf: Eines der Ziele der Arbeit, nämlich die Überführung der Messergebnisse in ein Finite-Elemente-Modell konnte deshalb nicht verwirklicht werden.

V. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Verteilung der Knochenmineraldichte im proximalen Humerus bezogen auf mögliche Regionen, die als Verankerungsfläche für Implantate dienen, zu untersuchen.

Diese Erkenntnisse sollten dazu beitragen, das Design der Implantate (z. B. Fadenanker, Schraube) zu optimieren. Außerdem sollen die Untersuchungsergebnisse als Grundlage für weitere Finite Elemente Berechnungen dienen, indem die gewonnenen Daten in digitalisierter Form in weitere biomechanische Studien einfließen können.

Für die Untersuchung wurden vom anatomischen Institut der Universität Würzburg insgesamt 23 Humerusköpfe, von denen acht keine Markierungsplakette besaßen, zur Verfügung gestellt. Somit konnte nur bei 15 Präparaten das Geschlecht und das Sterbealter der dazugehörigen Leichen zurückverfolgt werden. Es handelte sich um 11 weibliche und vier männliche Verstorbene mit einem mittleren Sterbealter von 81,5 Jahren \pm 10,2 (55 - 93 Jahre). Die Präparate wurden in einer Alkohol-Formalin-Lösung konserviert. Eine etwaige Schulteranamnese konnte post mortem nicht eruiert werden.

Die Humerusköpfe wurden mit einem pQCT-Scanner (Stratec 2000), welcher eine selektive, volumenbezogene Bestimmung der Bereiche des Knochens erlaubt, untersucht. 30 definierte Schnittbilder pro Humerus wurden anschließend auf einem UNIX-System der Firma HERMES in digitale 3D-Modelle umgewandelt. Die Auswertung der Daten sowie die Berechnung der Knochendichte erfolgte mit Hilfe des Programms AVS-Express der Firma Advanced Visual Systems.

Für die Knochendichtemessung wurde das Caput humeri in drei transversale Schnittebenen gedrittelt. Hier wurde jeweils die Dichte im Bereich der dorsalen, medialen sowie ventralen Gelenkflächenregion, im Bereich des Tuberculum minus, des Sulcus intertubercularis und des Tuberculum majus gemessen. Weiter distal wurde eine vierte Ebene im Schaftbereich festgelegt, auf deren Höhe die Knochendichte der dorsalen, ventralen, medialen und lateralen Kortikalis bestimmt wurde. Abgesehen von drei ROI's fand sich beim männlichen Kollektiv die gemessene Knochendichte signifikant höher als bei den Frauen, was mit der Zunahme osteoporotischer Frakturen bei älteren Frauen korreliert. Die regionale Verteilung der Knochendichte korreliert gut bis auf den Sulcus intertubercularis mit den klinischen Frakturtypen nach Neer, wobei

dieses Areal in Bezug auf den Verlauf der Frakturlinien eher den gemessenen Werten als dieser häufig verwendeten Klassifikation folgt. Mit zunehmender Tiefe vermindert sich insbesondere in den Tuberkula die Mineralisationsdichte, so dass die meisten Anker oberflächennah im Kortex die beste Substanz für eine Fixierung finden.

Abbildung 17 zeigt die kraniale Schnittebene, welche größtenteils von Spongiosa ausgefüllt erscheint.

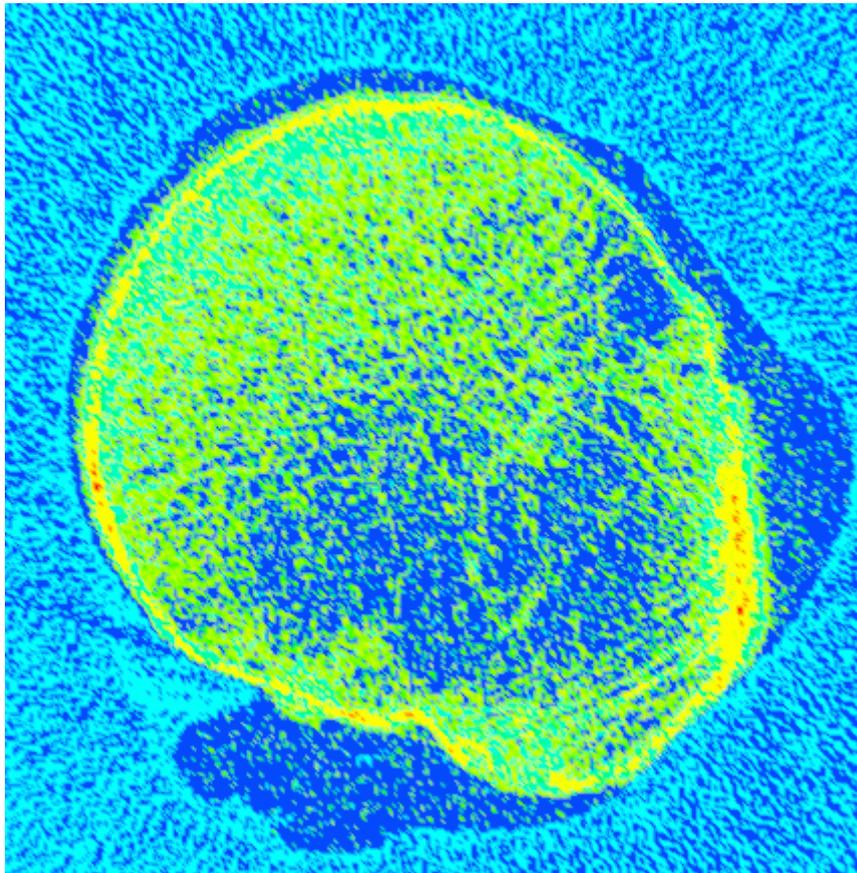


Abbildung 17: Kraniale Schnittebene

Hier sollte ein Schraubanker mit großem Gewinde und Durchmesser - ähnlich wie in Abbildung 18 gezeigt - verwendet werden.



Abbildung 18: Schraubanker (Firma Tornier)

Abbildung 19 zeigt die kaudale Schnittebene. Es ist deutlich eine Übergangszone zwischen Spongiosa und Kortikalis zu erkennen.

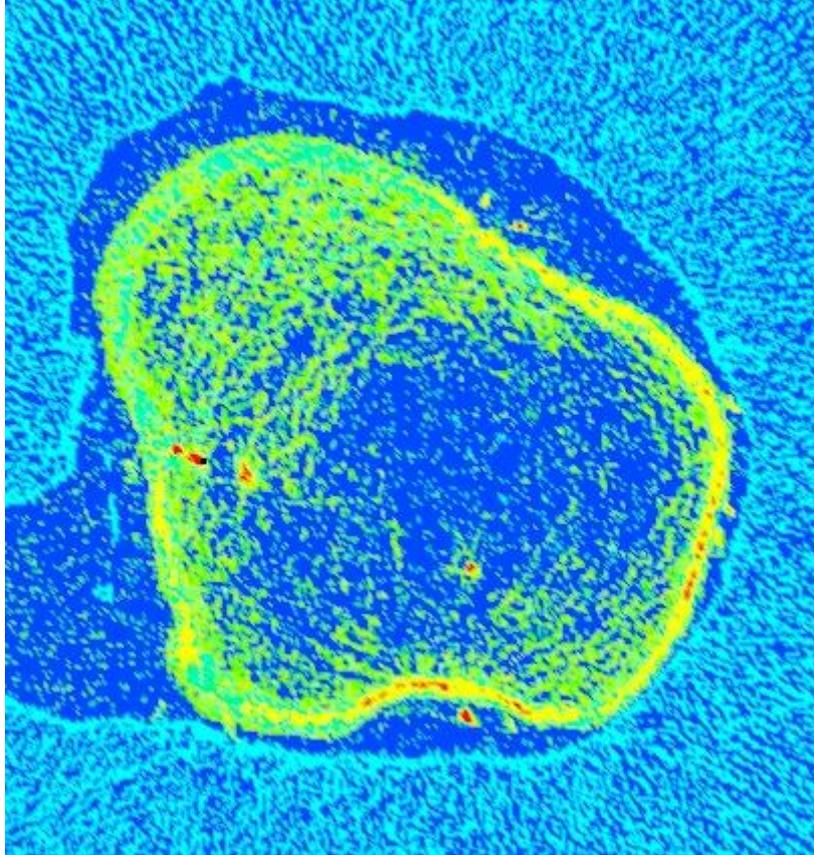


Abbildung 19: Kaudale Schnittebene

Hier sollte ein Schraubanker mit kleinem Gewinde und einem Durchmesser zwischen 4,5 und 6,5 mm - ähnlich wie in Abbildung 20 gezeigt - verwendet werden.

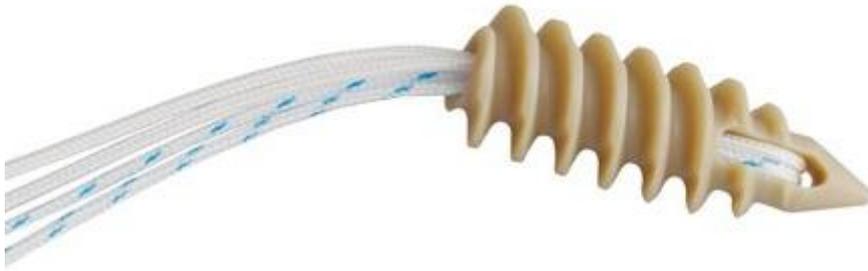


Abbildung 20: Vollgewinde-Fadenanker Twinfix Ultra PK (Firma Smith und Nephew)

Abbildung 21 zeigt die Schnittebene im Schaftbereich. Es ist fast ausschließlich Kortikalis zu erkennen.

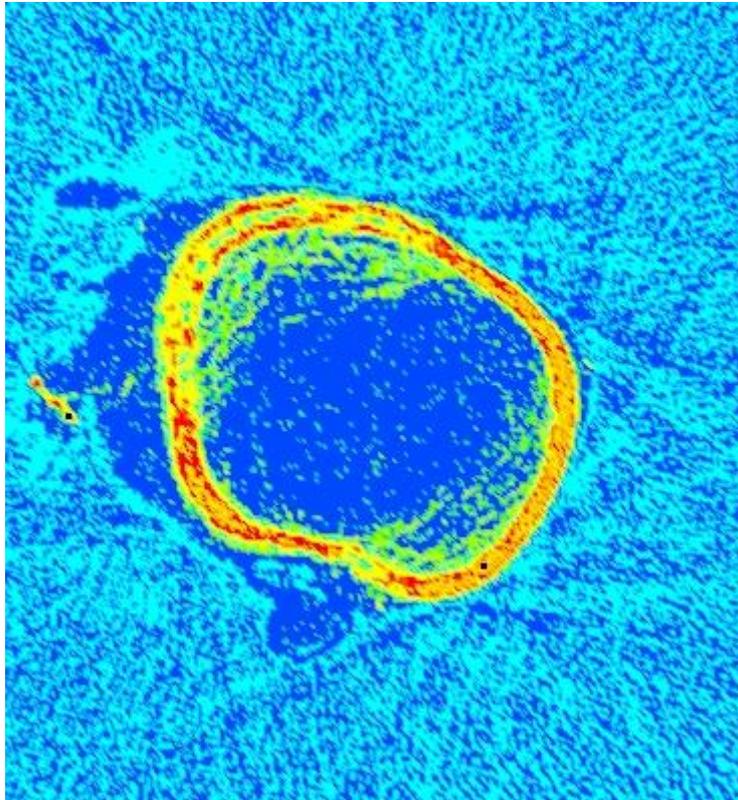


Abbildung 21: Schnittebene im Schaftbereich

Hier sollte ein Fadenanker mit Widerhaken – ähnlich wie in Abbildung 22 gezeigt - verwendet werden.



Abbildung 22: Fadenanker mit Widerhaken (Firma DePuy Mitek)

VI. Anhang: Messergebnisse

A1. Kraniale Schnittebene des Humeruskopfes

A1.1. Distanzbestimmung

Zunächst wurde die Entfernung vom geometrischen Mittelpunkt der kranialen Schnittebene zu ROI 1 (dorsale Gelenkflächenregion), ROI 2 (mediale Gelenkflächenregion) und ROI 3 (ventrale Gelenkflächenregion) bestimmt.

A1.1.1. Distanz vom Mittelpunkt zur dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene

Die mittlere Distanz vom Mittelpunkt zu ROI 1 betrug $19,56\text{mm} \pm 2,35$ (Minimum $14,87\text{mm}$, Maximum $23,43\text{mm}$).

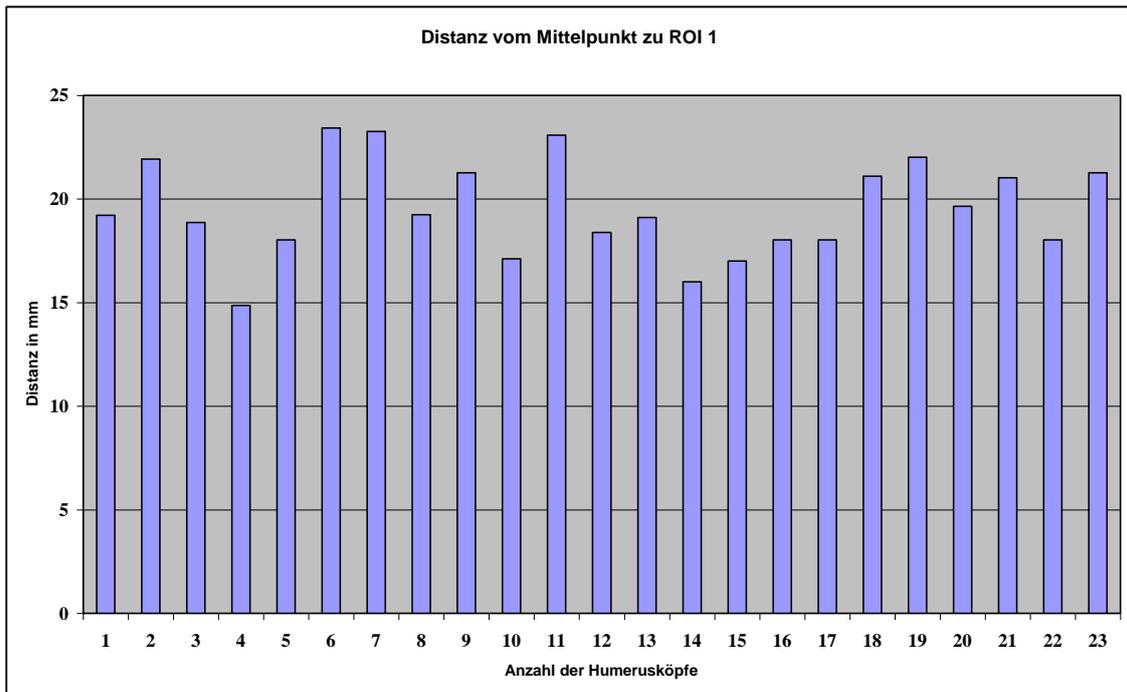


Diagramm 13: Distanz vom Mittelpunkt zur dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene

A1.1.2. Distanz vom Mittelpunkt zur medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene

Die mittlere Distanz vom Mittelpunkt zu ROI 2 betrug $20,09\text{mm} \pm 2,23$ (Minimum $15,23\text{mm}$, Maximum $24,19\text{mm}$).

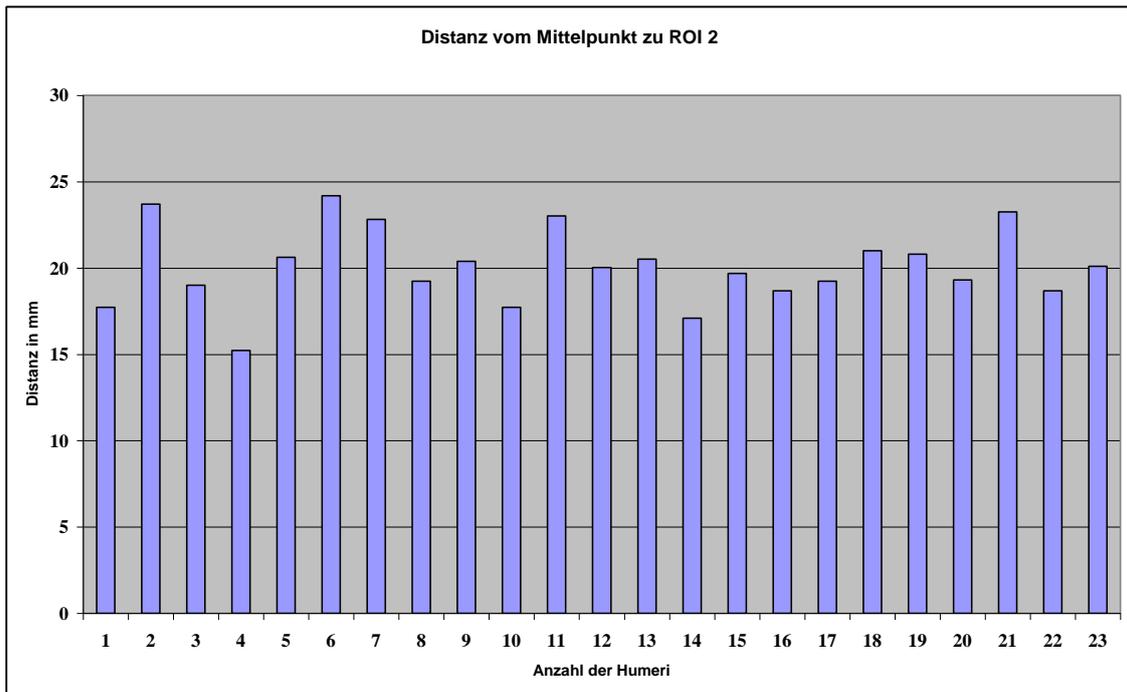


Diagramm 14: Distanz vom Mittelpunkt zur medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene

A1.1.3. Distanz vom Mittelpunkt zur ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene

Die mittlere Distanz vom Mittelpunkt zu ROI 3 betrug $19,42\text{mm} \pm 2,20$ (Minimum $15,30\text{mm}$, Maximum $23,77\text{mm}$).

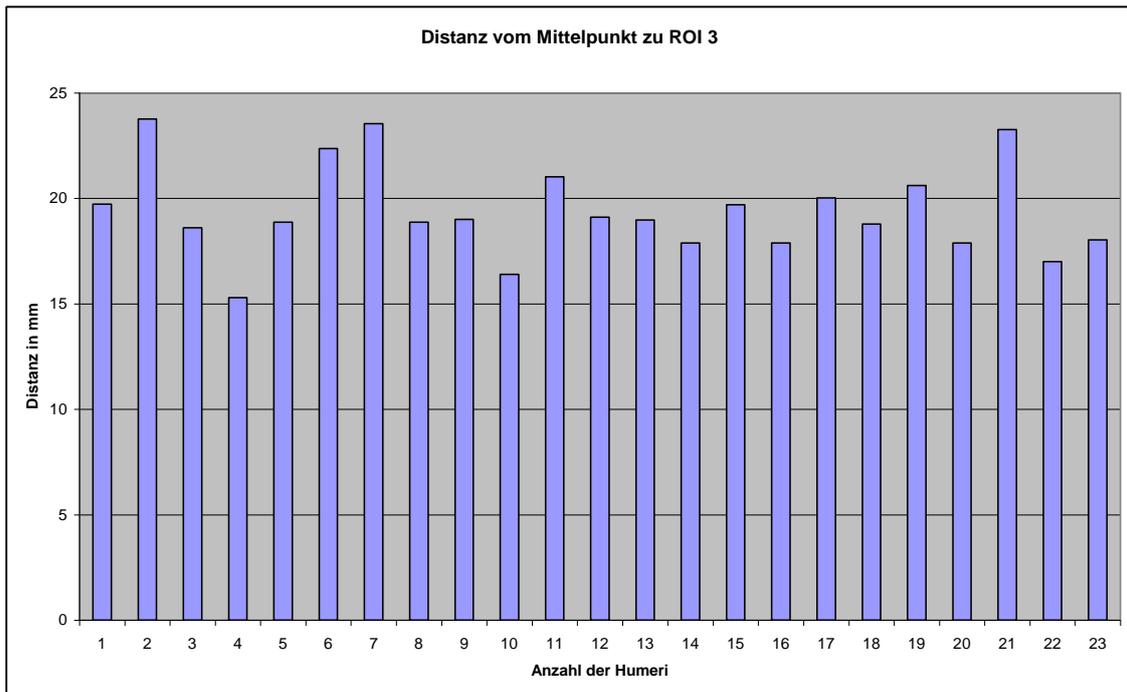


Diagramm 15: Distanz vom Mittelpunkt zur ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene

A1.2. Vermessung der Knochendichte

Anschließend wurde die Knochendichte von ROI 1 (dorsale Gelenkflächenregion), ROI 2 (mediale Gelenkflächenregion), ROI 3 (ventrale Gelenkflächenregion), ROI 4 (Tuberculum minus), ROI 5 (Sulcus intertubercularis) und ROI 6 (Tuberculum majus) bestimmt.

A1.2.1. Knochendichte im Bereich der dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 1 betrug $107,99\text{mg/cm}^3 \pm 67,85$ (Minimum $0,00\text{mg/cm}^3$, Maximum $234,72\text{mg/cm}^3$).

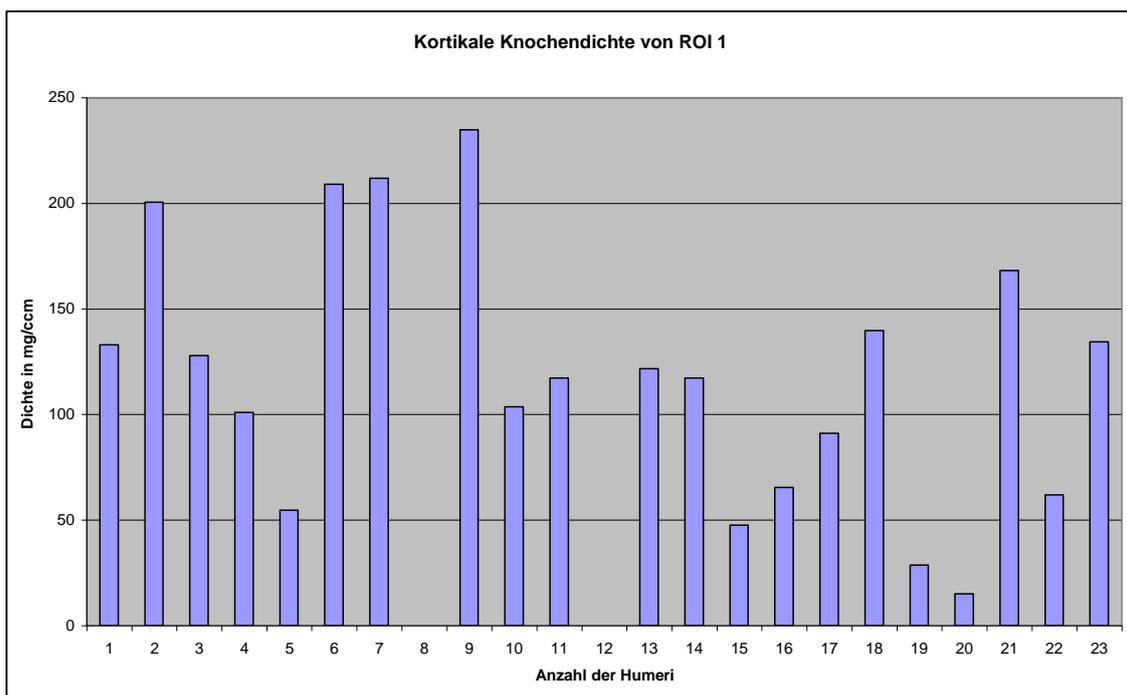


Diagramm 16: Knochendichte im Bereich der dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene

Bei den Humeri Nummer 8 und 12 betrug die gemessene Knochendichte 0mg/cm^3 , da hier die Knochenstruktur etwa durch Fett oder Zysten sehr rarefiziert war.

A1.2.2. Knochendichte im Bereich der medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 2 betrug $209,18\text{mg}/\text{cm}^3 \pm 101,59$ (Minimum $32,03\text{mg}/\text{cm}^3$, Maximum $377,04\text{mg}/\text{cm}^3$).

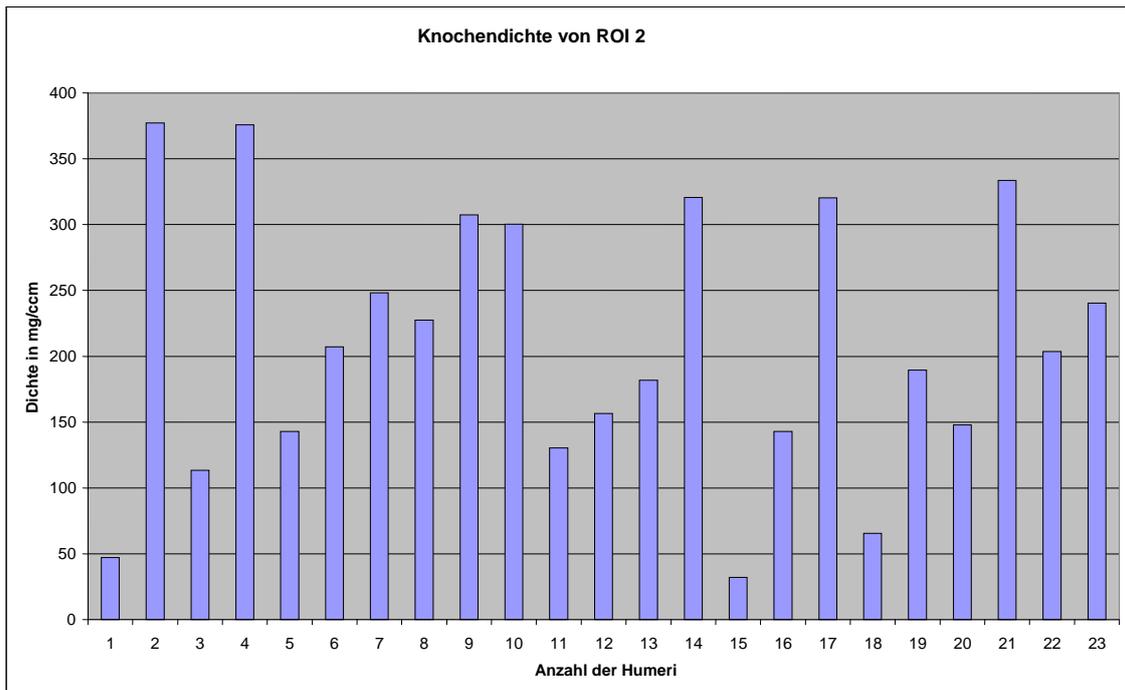


Diagramm 17: Knochendichte im Bereich der medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene

A1.2.3. Knochendichte im Bereich der ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 3 betrug $134,78\text{mg/cm}^3 \pm 79,91$ (Minimum $1,65\text{mg/cm}^3$, Maximum $347,58\text{mg/cm}^3$).

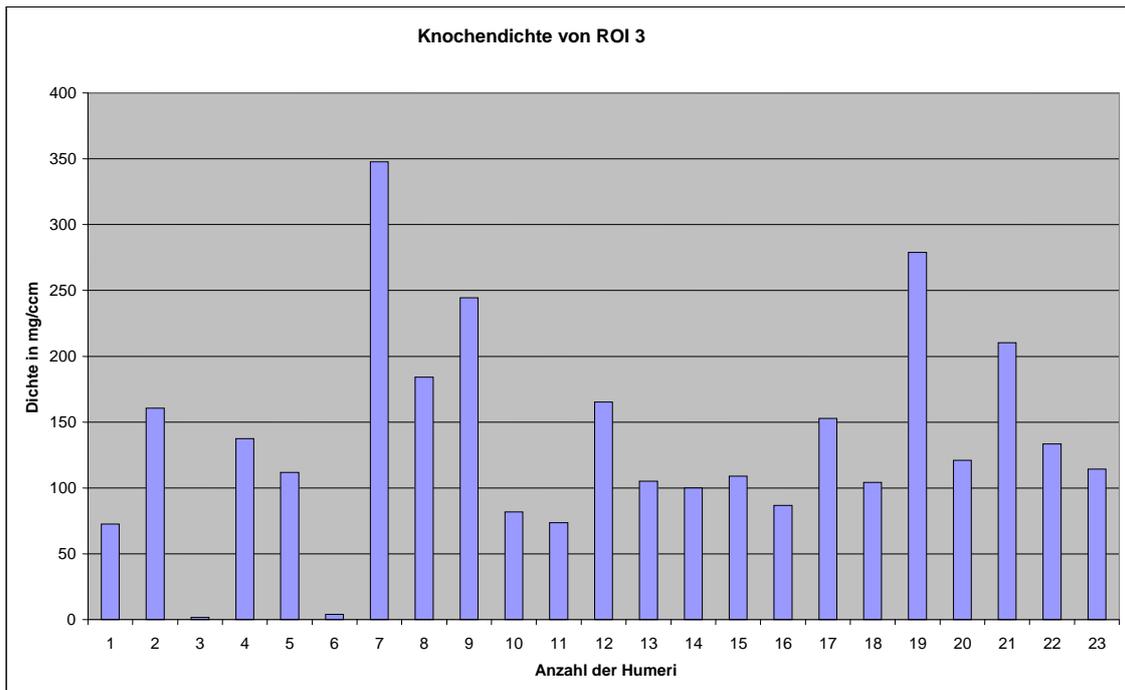


Diagramm 18: Knochendichte im Bereich der ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der kranialen Schnittebene

A1.2.4. Knochendichte im Bereich des Tuberculum minus auf Höhe der kranialen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 4 betrug $233,03\text{mg}/\text{cm}^3 \pm 193,67$ (Minimum $23,25\text{mg}/\text{cm}^3$, Maximum $710,89\text{mg}/\text{cm}^3$).

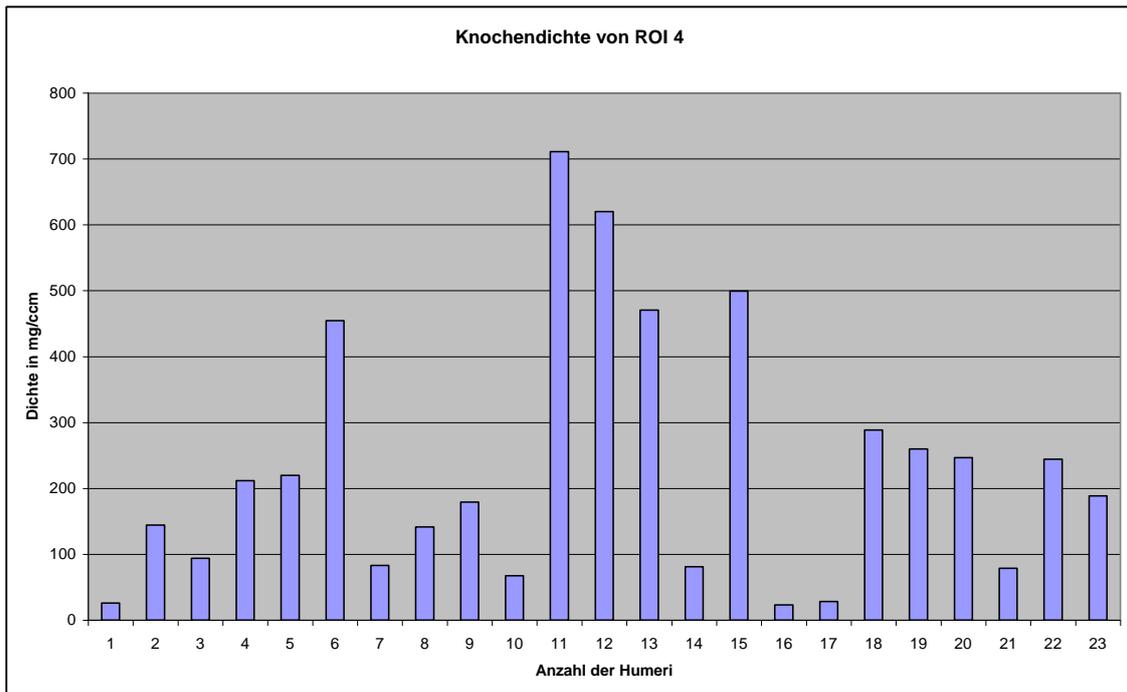


Diagramm 19: Knochendichte im Bereich des Tuberculum minus auf Höhe der kranialen Schnittebene

A1.2.5. Knochendichte im Bereich des Sulcus intertubercularis auf Höhe der kranialen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 5 betrug $239,52\text{mg}/\text{cm}^3 \pm 155,82$ (Minimum $33,48\text{mg}/\text{cm}^3$, Maximum $648,82\text{mg}/\text{cm}^3$).

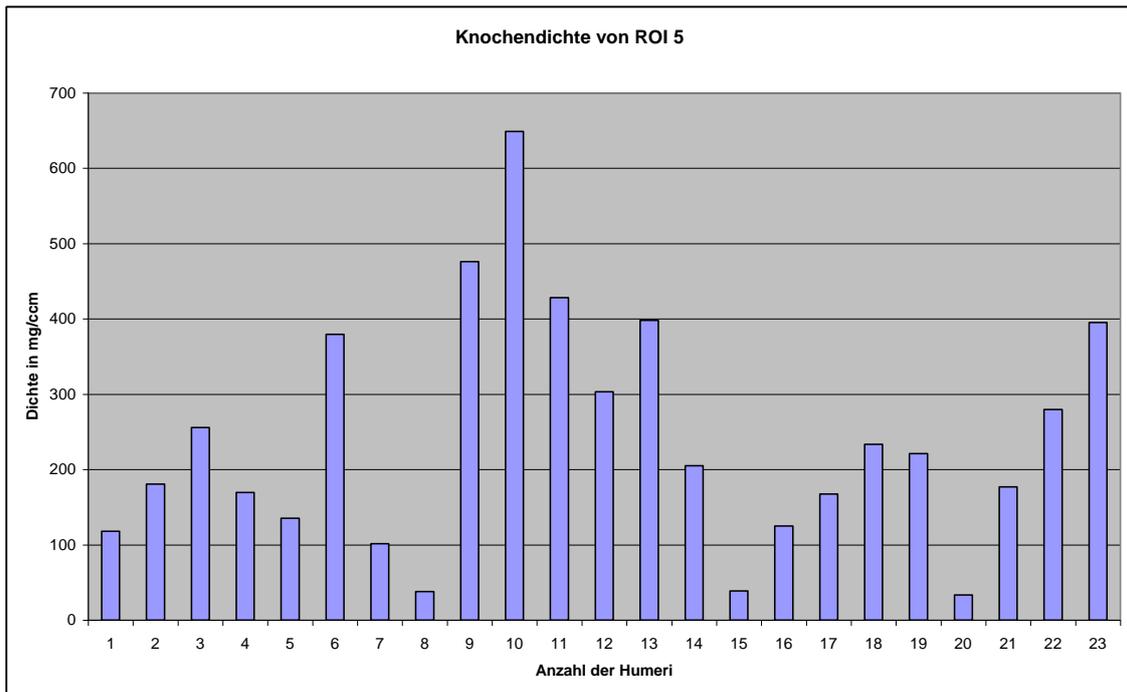


Diagramm 20: Knochendichte im Bereich des Sulcus intertubercularis auf Höhe der kranialen Schnittebene

A1.2.6. Knochendichte im Bereich des Tuberculum majus auf Höhe der kranialen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 6 betrug $265,70\text{mg}/\text{cm}^3 \pm 214,23$ (Minimum $2,98\text{mg}/\text{cm}^3$, Maximum $700,63\text{mg}/\text{cm}^3$).

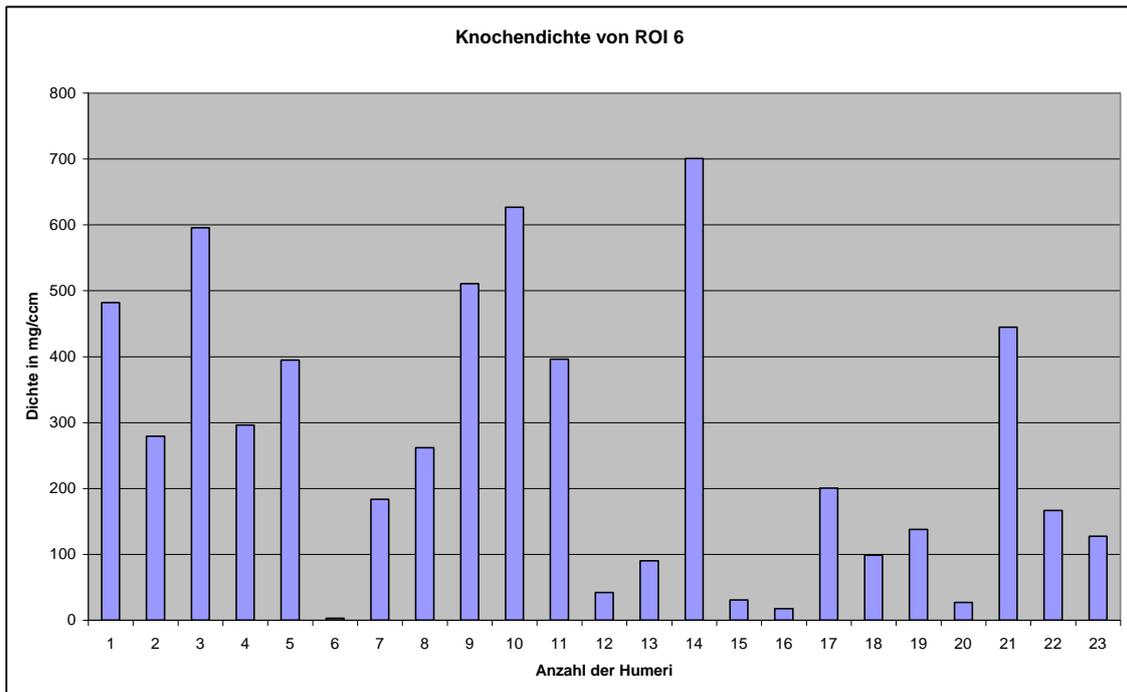


Diagramm 21: Knochendichte im Bereich des Tuberculum majus auf Höhe der kranialen Schnittebene

A2. Mediane Schnittebene des Humeruskopfes

A2.1. Distanzbestimmung

Anschließend wurde analog zu 1.1. die Entfernung vom geometrischen Mittelpunkt der medianen Schnittebene zu ROI 7 (dorsale Gelenkflächenregion), ROI 8 (mediale Gelenkflächenregion) und ROI 9 (ventrale Gelenkflächenregion) bestimmt.

A2.1.1. Distanz vom Mittelpunkt zur dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene

Die mittlere Distanz vom Mittelpunkt zu ROI 7 betrug $21,65\text{mm} \pm 2,30$ (Minimum 18,03mm, Maximum 26,00mm).

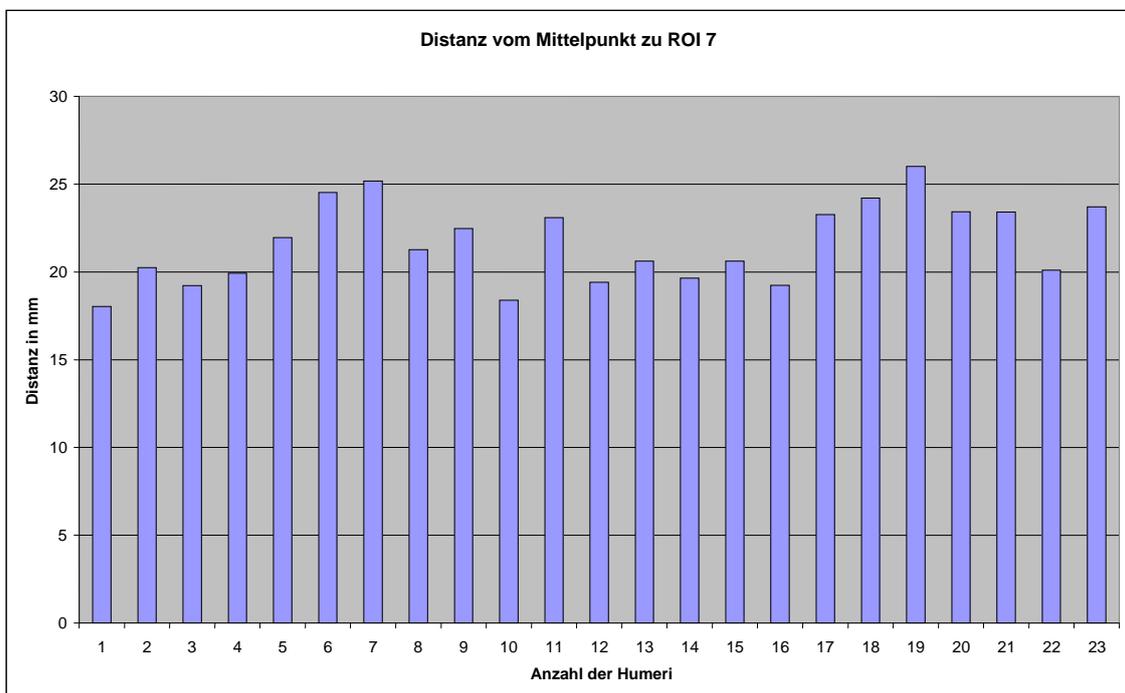


Diagramm 22: Distanz vom Mittelpunkt zur dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene

A2.1.2. Distanz vom Mittelpunkt zur medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene

Die mittlere Distanz vom Mittelpunkt zu ROI 8 betrug $22,64\text{mm} \pm 2,13$ (Minimum $19,00\text{mm}$, Maximum $26,83\text{mm}$).

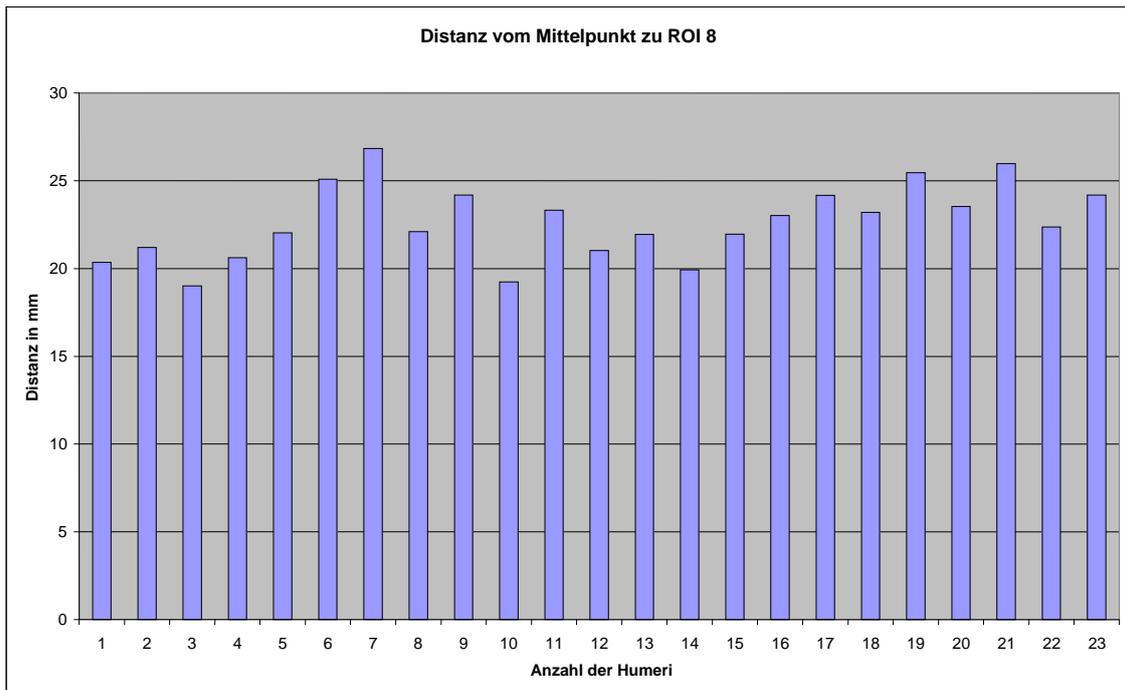


Diagramm 23: Distanz vom Mittelpunkt zur medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene

A2.1.3. Distanz vom Mittelpunkt zur ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene

Die mittlere Distanz vom Mittelpunkt zu ROI 9 betrug $21,96\text{mm} \pm 2,35$ (Minimum $17,00\text{mm}$, Maximum $27,29\text{mm}$).

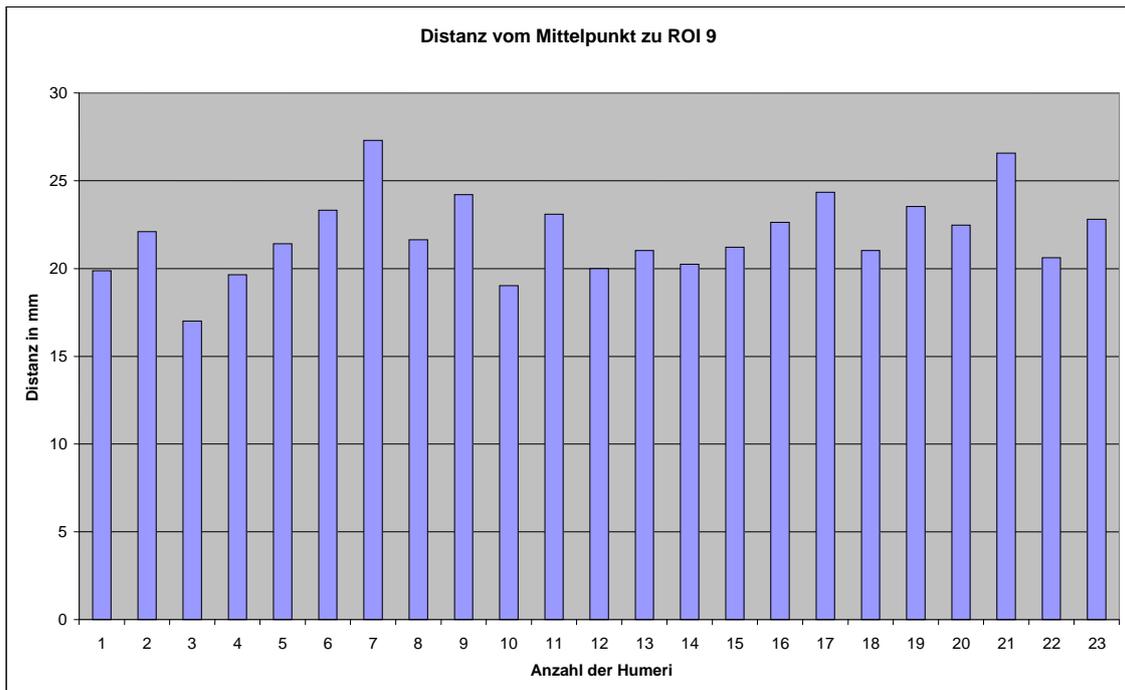


Diagramm 24: Distanz vom Mittelpunkt zur ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene

A2.2. Vermessung der Knochendichte

Anschließend wurde analog zu 1.2. die Knochendichte von ROI 7 (dorsale Gelenkflächenregion), ROI 8 (mediale Gelenkflächenregion), ROI 9 (ventrale Gelenkflächenregion), ROI 10 (Tuberculum minus), ROI 11 (Sulcus intertubercularis) und ROI 12 (Tuberculum majus) bestimmt.

A2.2.1. Knochendichte im Bereich der dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 7 betrug $64,96\text{mg/cm}^3 \pm 75,75$ (Minimum $0,00\text{mg/cm}^3$, Maximum $258,29\text{mg/cm}^3$).

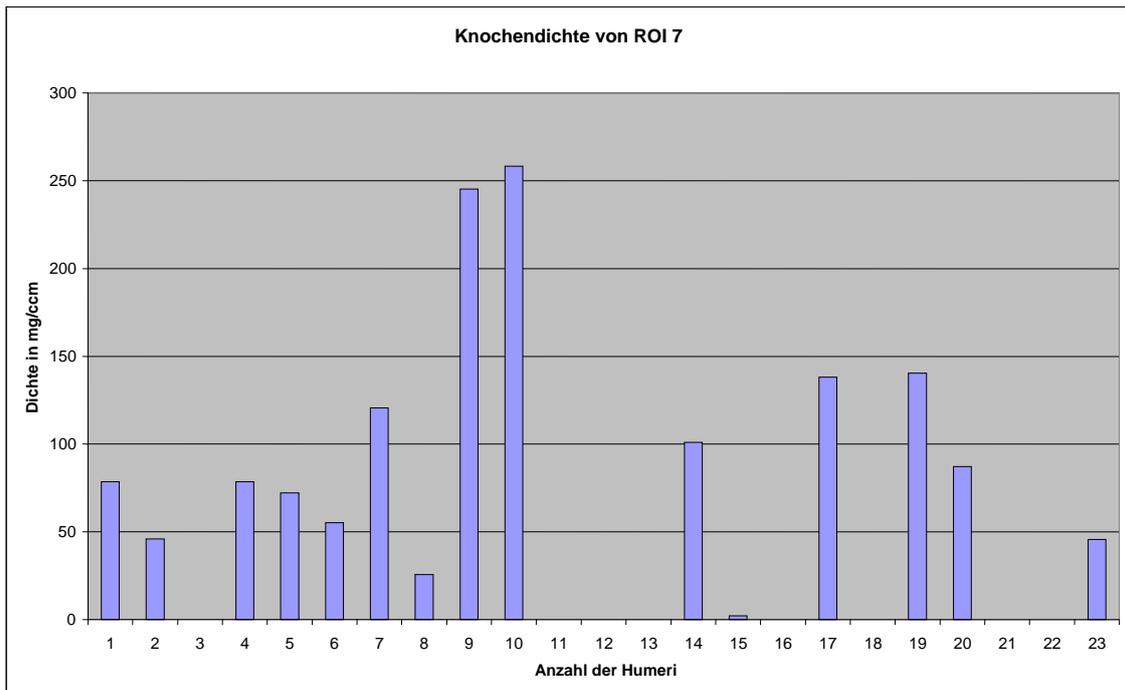


Diagramm 25: Knochendichte im Bereich der dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene

Bei den Humeri Nummer 3,11,12,13,16,18,21 und 22 betrug die gemessene Knochendichte 0mg/cm^3 , da hier die Knochenstruktur etwa durch Fett oder Zysten sehr rarefiziert war.

A2.2.2. Knochendichte im Bereich der medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 8 betrug $112,97\text{mg}/\text{cm}^3 \pm 84,06$ (Minimum $0,58\text{mg}/\text{cm}^3$, Maximum $369,09\text{mg}/\text{cm}^3$).

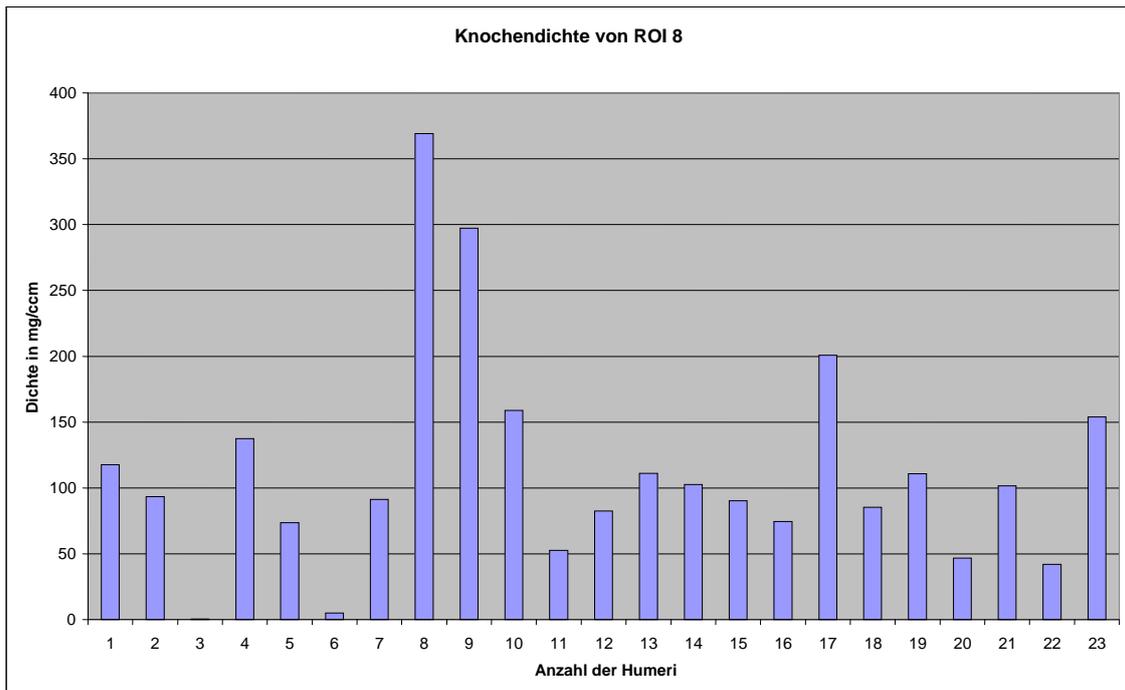


Diagramm 26: Knochendichte im Bereich der medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene

A2.2.3. Knochendichte im Bereich der ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 9 betrug $87,16\text{mg/cm}^3 \pm 91,05$ (Minimum $0,00\text{mg/cm}^3$, Maximum $272,21\text{mg/cm}^3$).

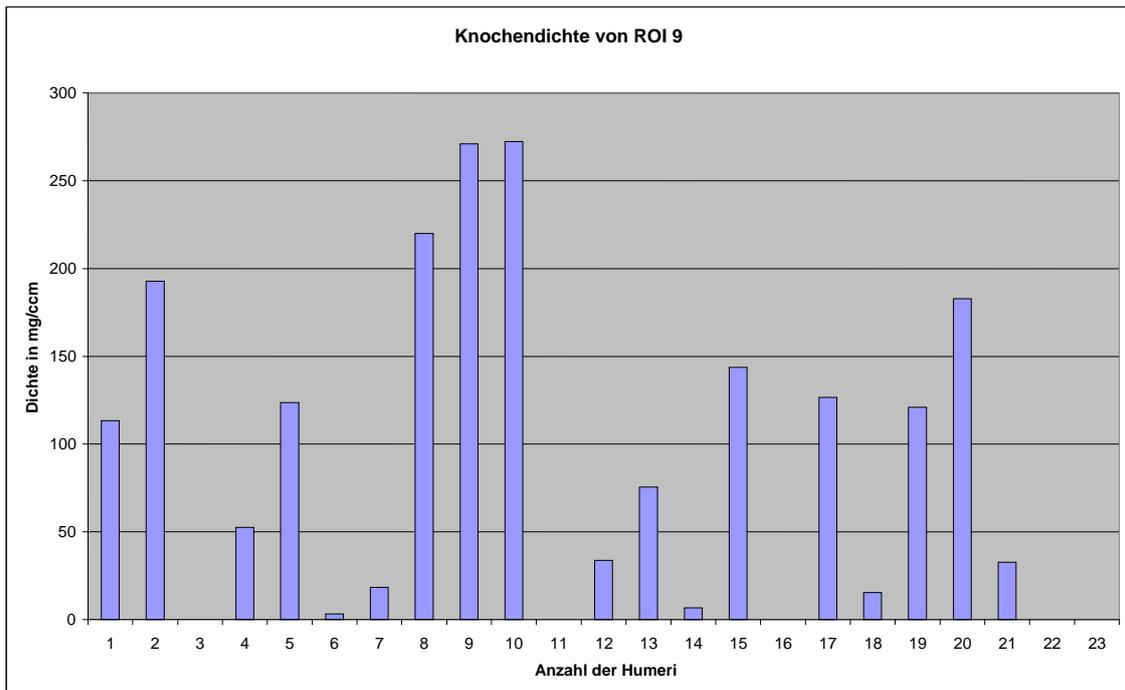


Diagramm 27: Knochendichte im Bereich der ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der medianen Schnittebene

Bei den Humeri Nummer 3,11,16,22 und 23 betrug die gemessene Knochendichte 0mg/cm^3 , da hier die Knochenstruktur etwa durch Fett oder Zysten sehr rarefiziert war.

A2.2.4. Knochendichte im Bereich des Tuberculum minus auf Höhe der medianen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 10 betrug $141,84\text{mg/cm}^3 \pm 144,40$ (Minimum $0,00\text{mg/cm}^3$, Maximum $605,75\text{mg/cm}^3$).

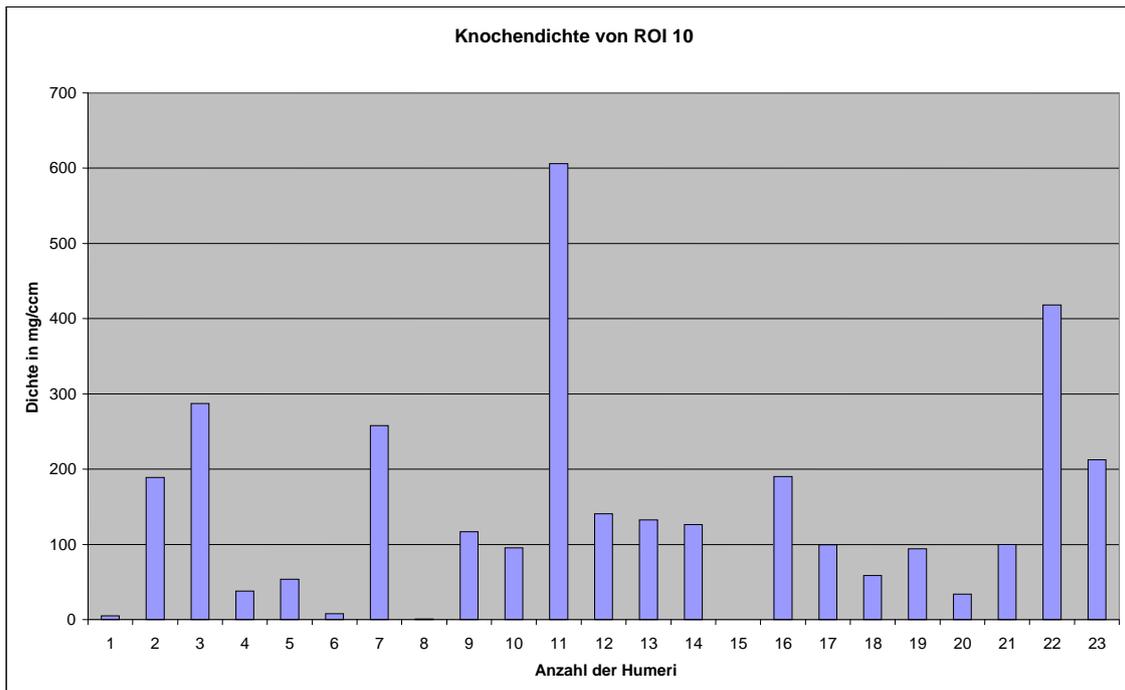


Diagramm 28: Knochendichte im Bereich des Tuberculum minus auf Höhe der medianen Schnittebene

Bei den Humeri Nummer 8 und 15 betrug die gemessene Knochendichte 0mg/cm^3 , da hier die Knochenstruktur etwa durch Fett oder Zysten sehr rarefiziert war.

A2.2.5. Knochendichte im Bereich des Sulcus intertubercularis auf Höhe der medianen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 11 betrug $156,83\text{mg}/\text{cm}^3 \pm 127,92$ (Minimum $4,83\text{mg}/\text{cm}^3$, Maximum $489,11\text{mg}/\text{cm}^3$).

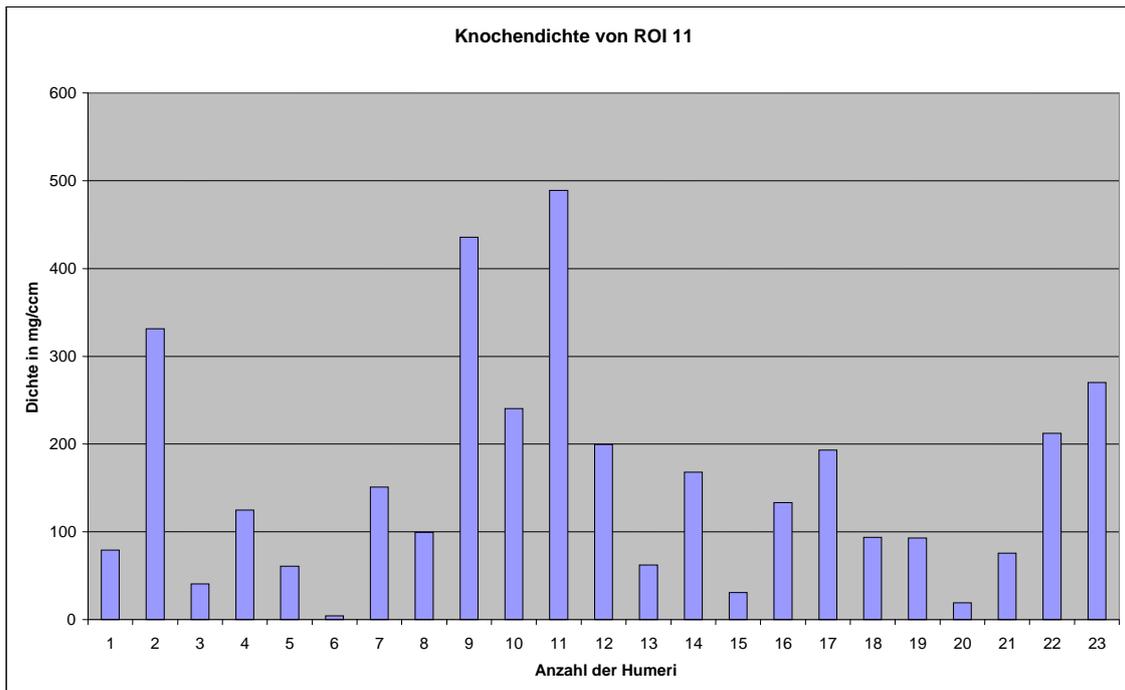


Diagramm 29: Knochendichte im Bereich des Sulcus intertubercularis auf Höhe der medianen Schnittebene

A2.2.6. Knochendichte im Bereich des Tuberculum majus auf Höhe der medianen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 12 betrug $129,18\text{mg/cm}^3 \pm 124,03$ (Minimum $0,00\text{mg/cm}^3$, Maximum $448,71\text{mg/cm}^3$).

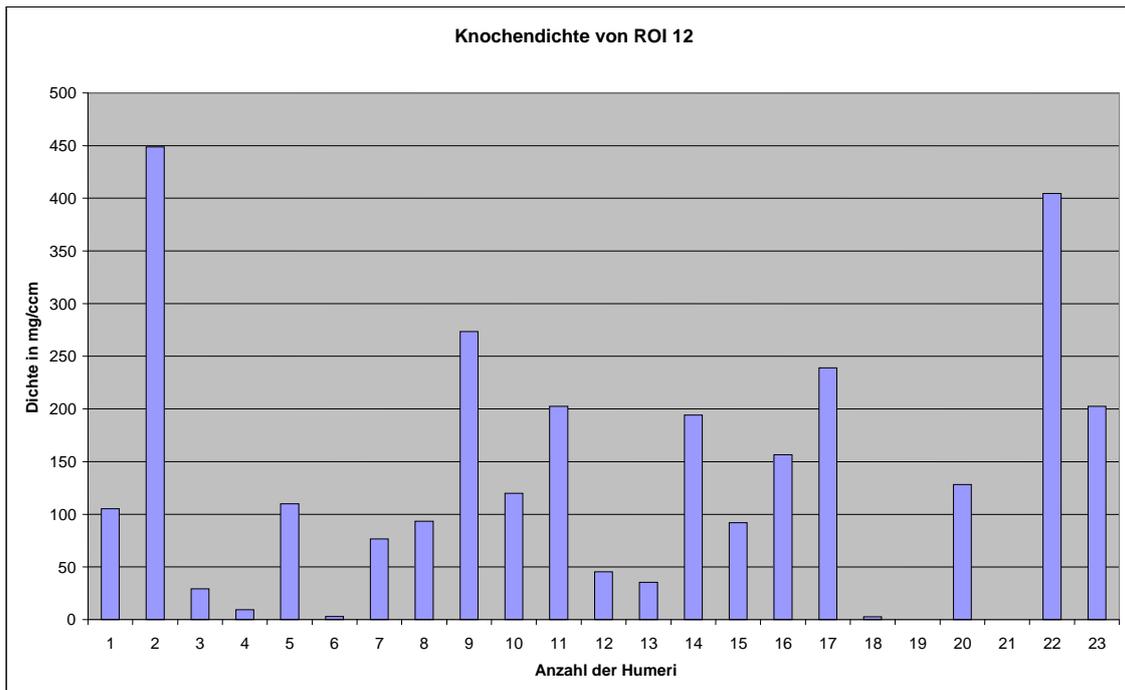


Diagramm 30: Knochendichte im Bereich des Tuberculum majus auf Höhe der medianen Schnittebene

Bei den Humeri Nummer 19 und 21 betrug die gemessene Knochendichte 0mg/cm^3 , da hier die Knochenstruktur etwa durch Fett oder Zysten sehr rarefiziert war.

A3. Kaudale Schnittebene des Humeruskopfes

A3.1. Distanzbestimmung

Danach wurde analog zu 1.1. bzw. 2.1. die Entfernung vom geometrischen Mittelpunkt der kaudalen Schnittebene zu ROI 13 (dorsale Gelenkflächenregion), ROI 14 (mediale Gelenkflächenregion) und ROI 15 (ventrale Gelenkflächenregion) bestimmt.

A3.1.1. Distanz vom Mittelpunkt zur dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene

Die mittlere Distanz vom Mittelpunkt zu ROI 13 betrug $15,22\text{mm} \pm 2,59$ (Minimum $10,44\text{mm}$, Maximum $22,67\text{mm}$).

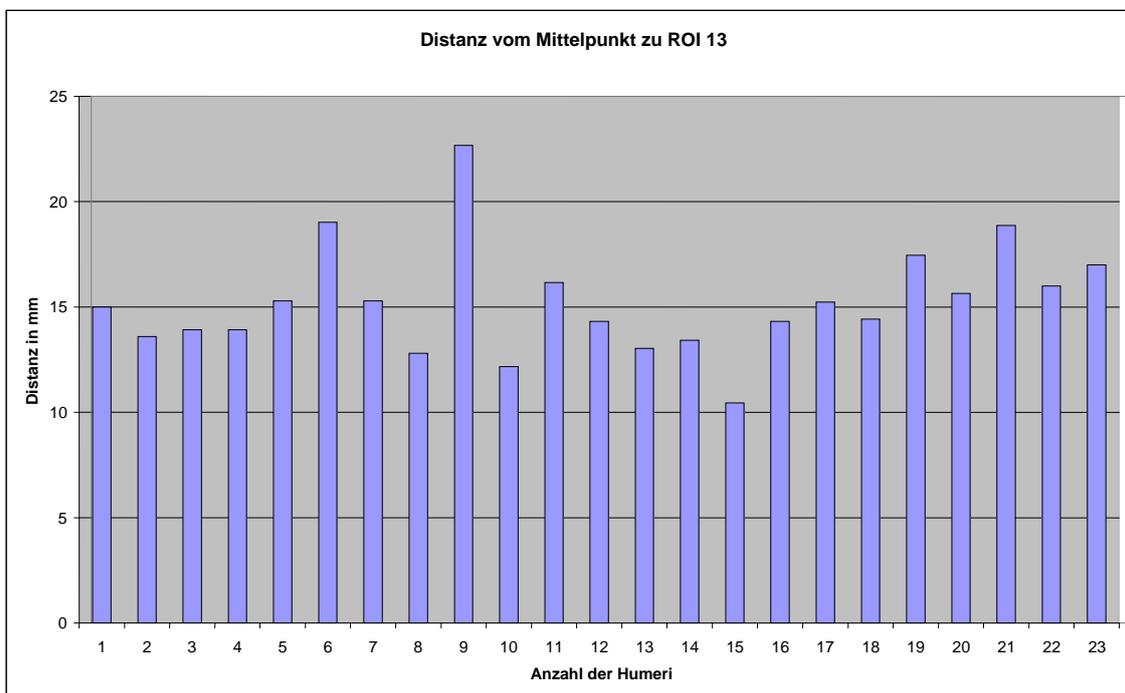


Diagramm 31: Distanz vom Mittelpunkt zur dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene

A3.1.2. Distanz vom Mittelpunkt zur medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene

Die mittlere Distanz vom Mittelpunkt zu ROI 14 betrug $18,31\text{mm} \pm 3,41$ (Minimum 11,05mm, Maximum 26,00mm).

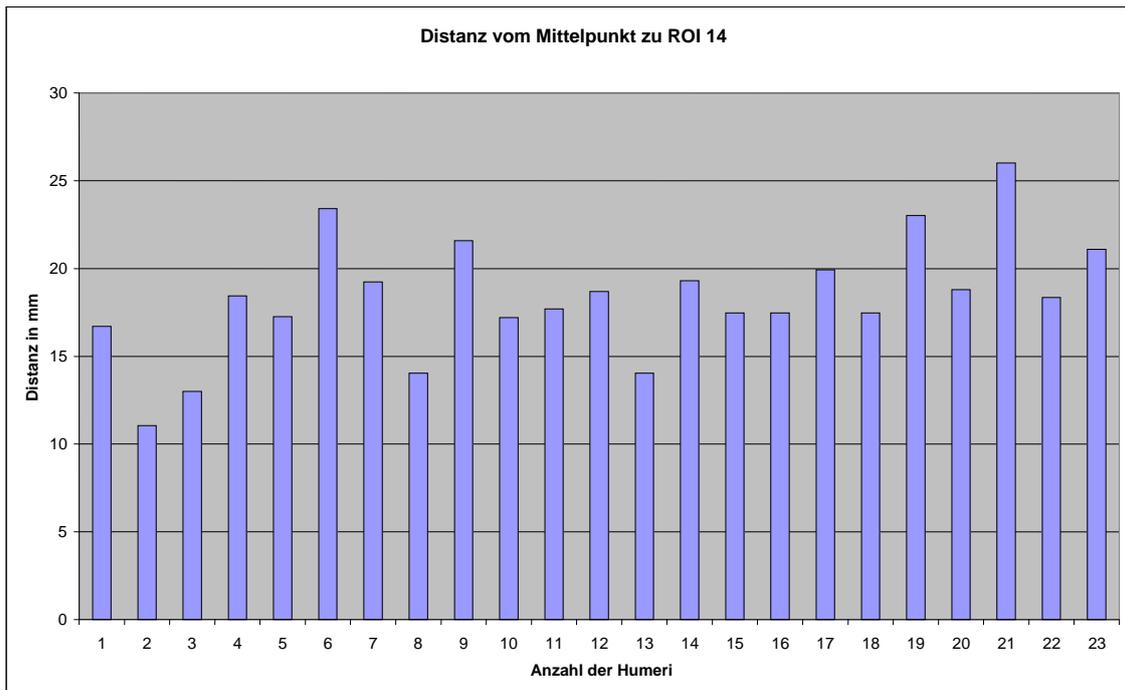


Diagramm 32: Distanz vom Mittelpunkt zur medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene

A3.1.3. Distanz vom Mittelpunkt zur ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene

Die mittlere Distanz vom Mittelpunkt zu ROI 15 betrug $15,46\text{mm} \pm 2,41$ (Minimum $11,18\text{mm}$, Maximum $21,47\text{mm}$).

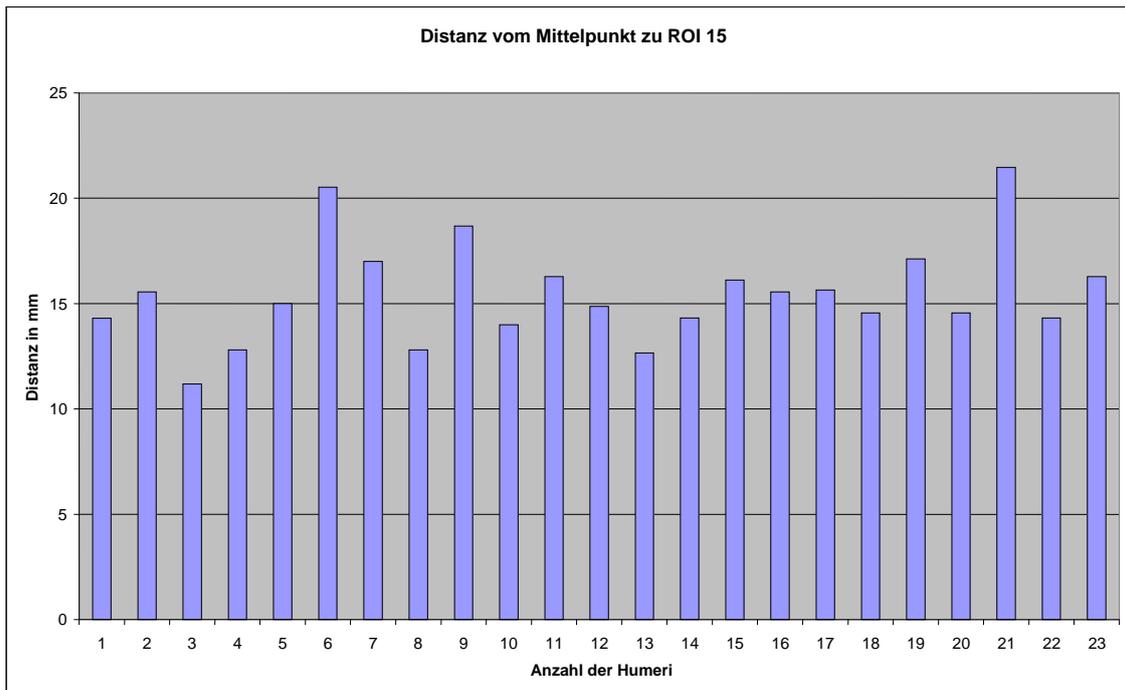


Diagramm 33: Distanz vom Mittelpunkt zur ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene

A3.2. Vermessung der Knochendichte

Dann wurde analog zu 1.2. bzw. 2.2. die Knochendichte von ROI 13 (dorsale Gelenkflächenregion), ROI 14 (mediale Gelenkflächenregion), ROI 15 (ventrale Gelenkflächenregion), ROI 16 (Tuberculum minus), ROI 17 (Sulcus intertubercularis) und ROI 18 (Tuberculum majus) bestimmt.

A3.2.1. Knochendichte im Bereich der dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 13 betrug $205,55\text{mg/cm}^3 \pm 125,47$ (Minimum $12,49\text{mg/cm}^3$, Maximum $464,58\text{mg/cm}^3$).

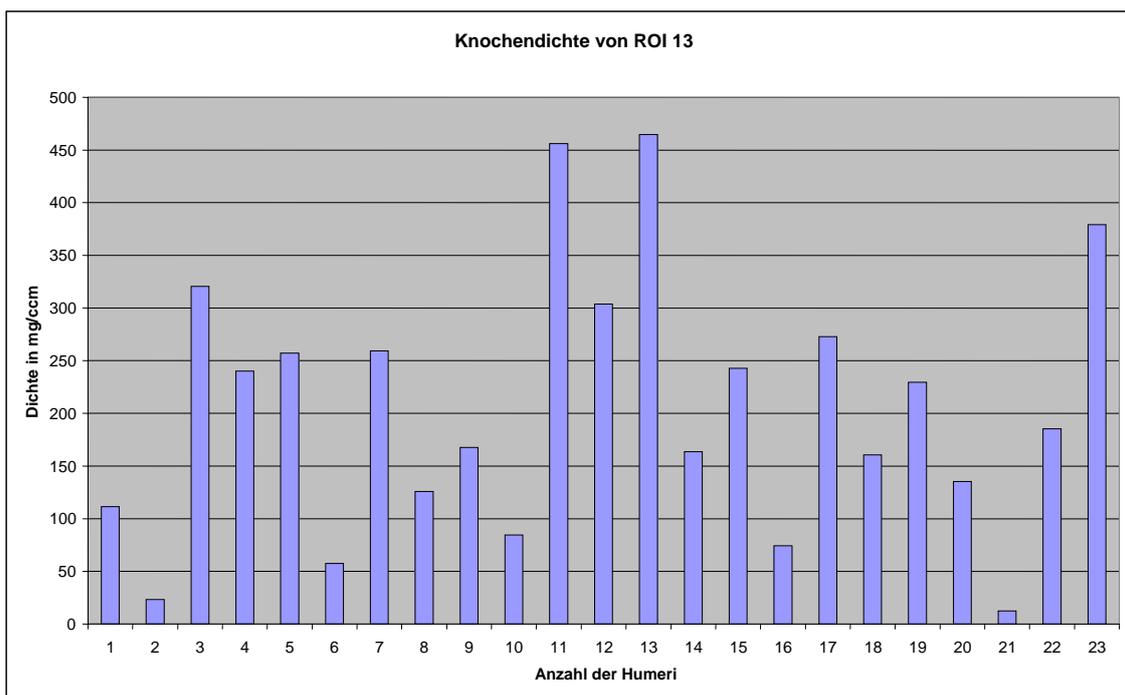


Diagramm 34: Knochendichte im Bereich der dorsalen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene

A3.2.2. Knochendichte im Bereich der medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 14 betrug $173,59\text{mg/cm}^3 \pm 163,74$ (Minimum $38,13\text{mg/cm}^3$, Maximum $625,40\text{mg/cm}^3$).

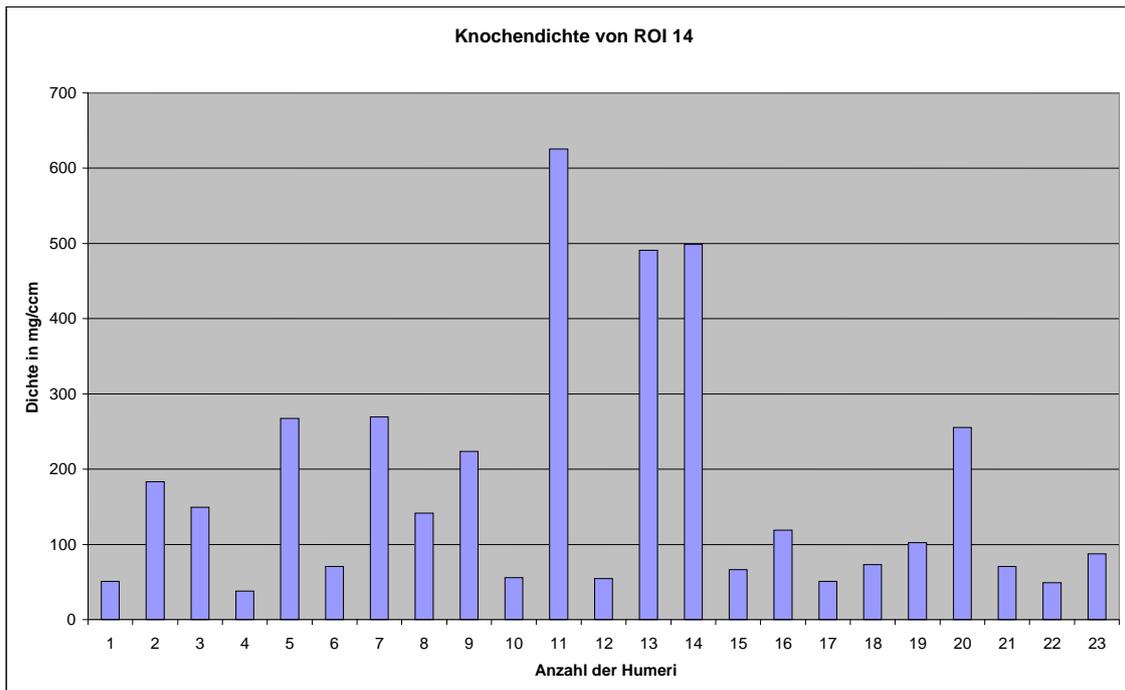


Diagramm 35: Knochendichte im Bereich der medialen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene

A3.2.3. Knochendichte im Bereich der ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 15 betrug $189,19\text{mg/cm}^3 \pm 158,12$ (Minimum $17,49\text{mg/cm}^3$, Maximum $624,09\text{mg/cm}^3$).

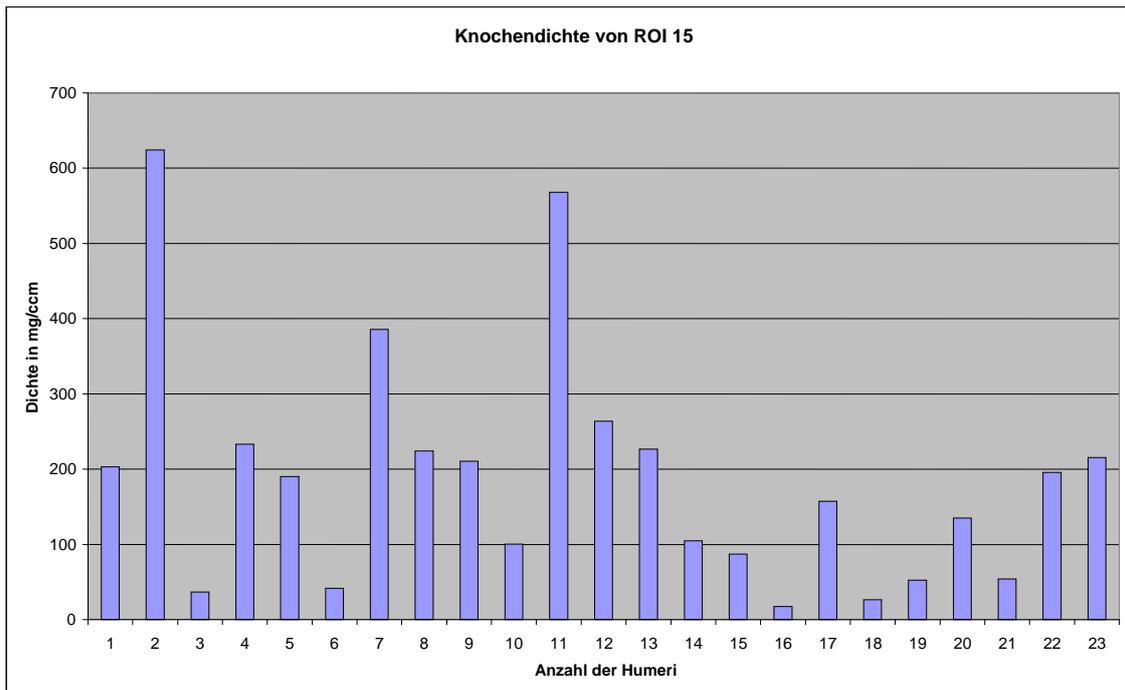


Diagramm 36: Knochendichte im Bereich der ventralen Gelenkflächenregion auf Höhe der kaudalen Schnittebene

A3.2.4. Knochendichte im Bereich des Tuberculum minus auf Höhe der kaudalen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 16 betrug $327,90\text{mg/cm}^3 \pm 183,94$ (Minimum $70,01\text{mg/cm}^3$, Maximum $794,07\text{mg/cm}^3$).

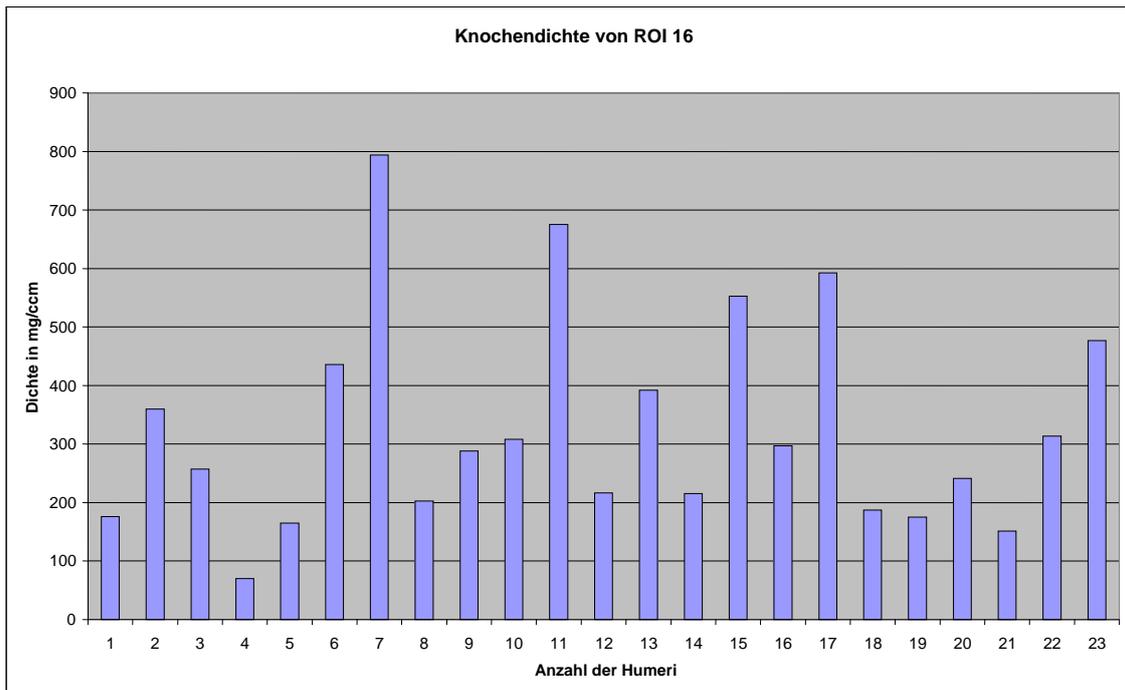


Diagramm 37: Knochendichte im Bereich des Tuberculum minus auf Höhe der kaudalen Schnittebene

A3.2.5. Knochendichte im Bereich des Sulcus intertubercularis auf Höhe der kaudalen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 17 betrug $357,93\text{mg}/\text{cm}^3 \pm 141,13$ (Minimum $45,57\text{mg}/\text{cm}^3$, Maximum $558,39\text{mg}/\text{cm}^3$).

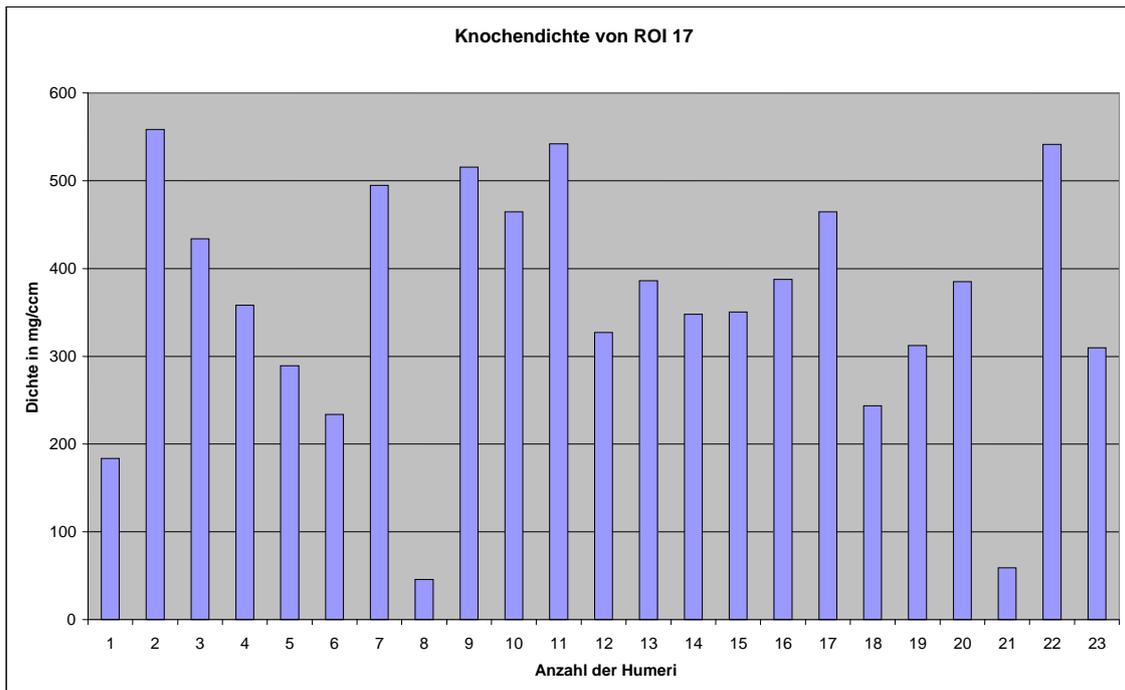


Diagramm 38: Knochendichte im Bereich des Sulcus intertubercularis auf Höhe der kaudalen Schnittebene

A3.2.6. Knochendichte im Bereich des Tuberculum majus auf Höhe der kaudalen Schnittebene

Die mittlere Knochendichte von ROI 18 betrug $275,91\text{mg/cm}^3 \pm 140,93$ (Minimum $33,65\text{mg/cm}^3$, Maximum $485,02\text{mg/cm}^3$).

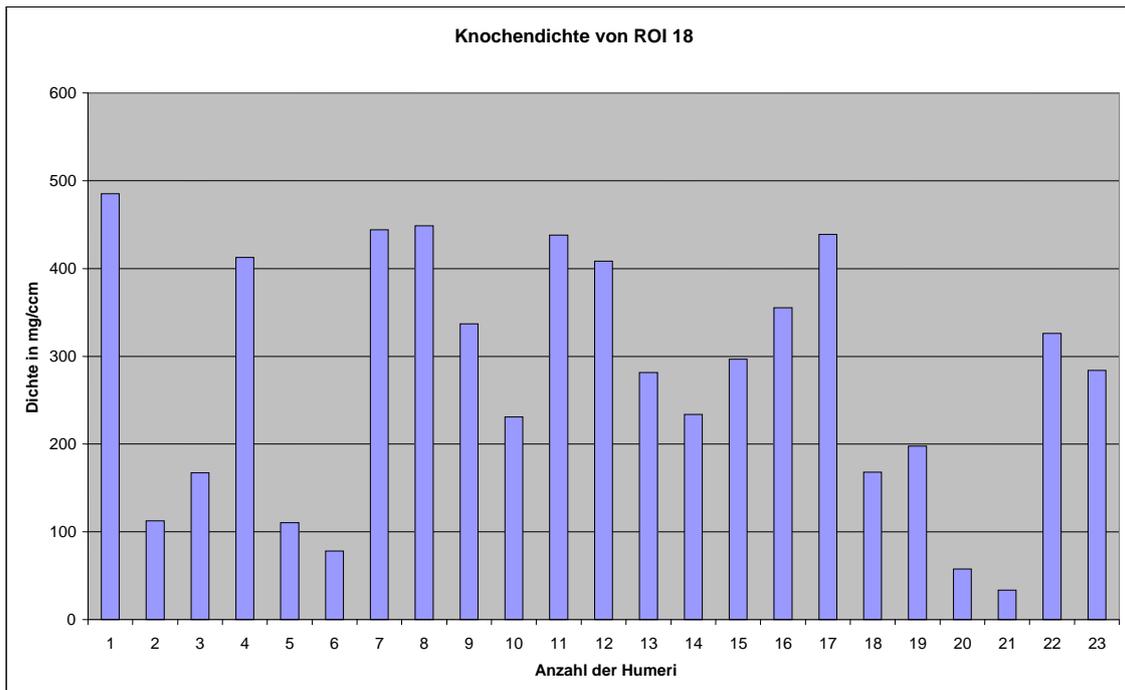


Diagramm 39: Knochendichte im Bereich des Tuberculum majus auf Höhe der kaudalen Schnittebene

A4. Schnittebene im Schaftbereich

Auf Höhe der 4.Schnittebene konnten nur die Daten von 22 Humerusköpfen verwendet werden, da ein Knochen distal zu kurz abgetrennt war.

A4.1. Bestimmung der Kortikalisdicke

Zunächst wurde die Dicke der dorsalen (ROI 19), medialen (ROI 20), ventralen (ROI 21) und lateralen (ROI 22) Kortikalis gemessen.

A4.1.1. Dicke der dorsalen Kortikalis im Schaftbereich

Die Dicke der dorsalen Kortikalis betrug im Mittel $2,24\text{mm} \pm 0,61$ (Minimum $1,80\text{mm}$, Maximum $4,00\text{mm}$).

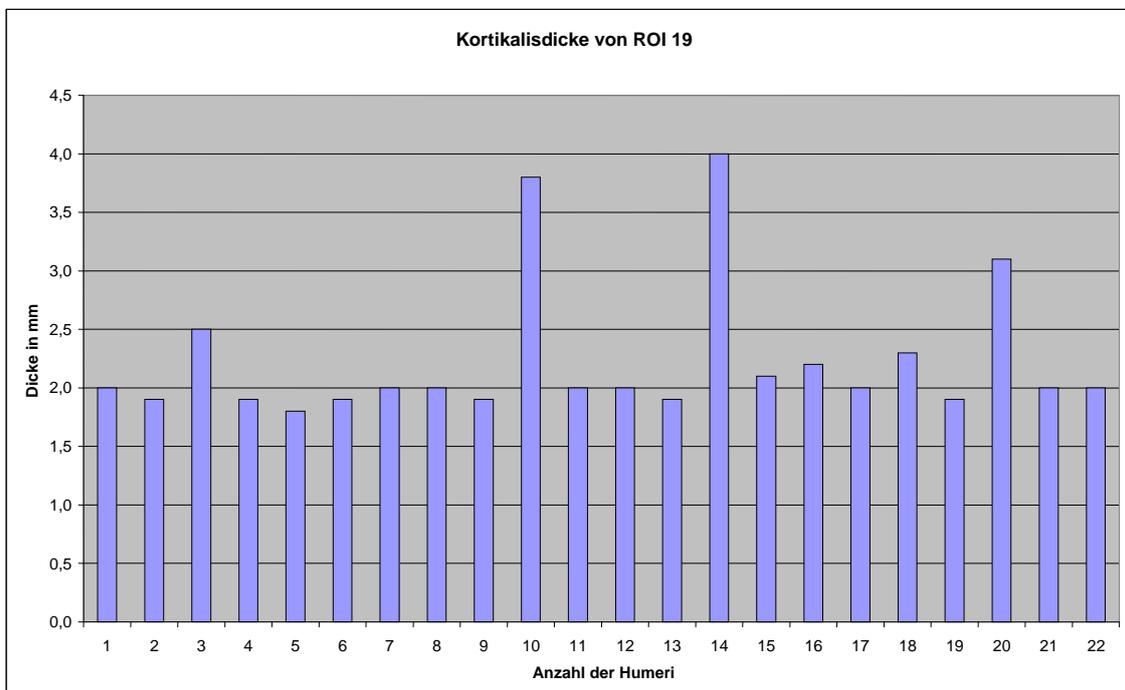


Diagramm 40: Dicke der dorsalen Kortikalis im Schaftbereich

A4.1.2. Dicke der medialen Kortikalis im Schaftbereich

Die Dicke der medialen Kortikalis betrug im Mittel $2,33\text{mm} \pm 0,65$ (Minimum $1,80\text{mm}$, Maximum $4,10\text{mm}$).

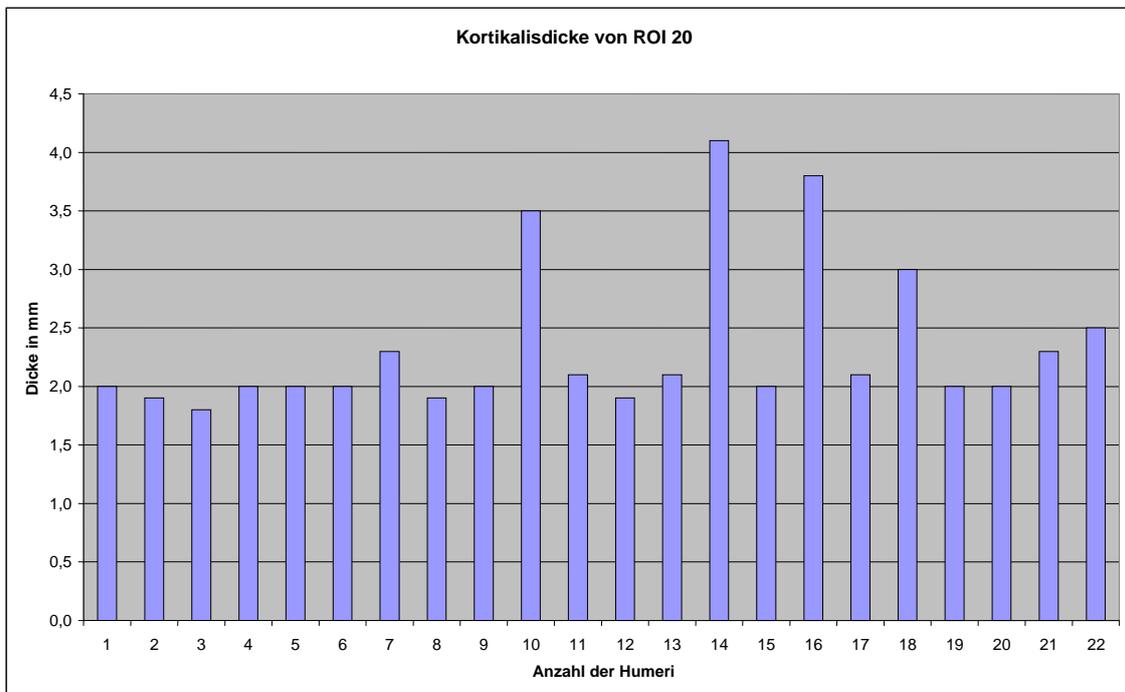


Diagramm 41: Dicke der medialen Kortikalis im Schaftbereich

A4.1.3. Dicke der ventralen Kortikalis im Schaftbereich

Die Dicke der ventralen Kortikalis betrug im Mittel $2,12\text{mm} \pm 0,38$ (Minimum $1,30\text{mm}$, Maximum $3,20\text{mm}$).

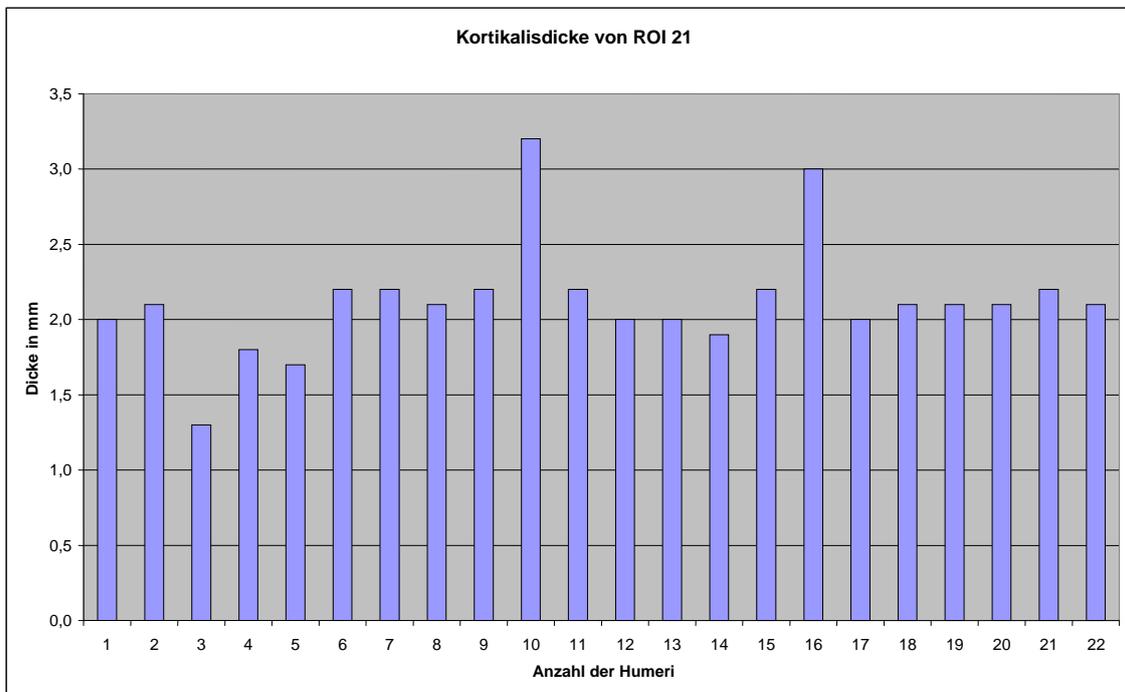


Diagramm 42: Dicke der ventralen Kortikalis im Schaftbereich

A4.1.4. Dicke der lateralen Kortikalis im Schaftbereich

Die Dicke der lateralen Kortikalis betrug im Mittel $2,16\text{mm} \pm 0,51$ (Minimum $1,10\text{mm}$, Maximum $3,70\text{mm}$).

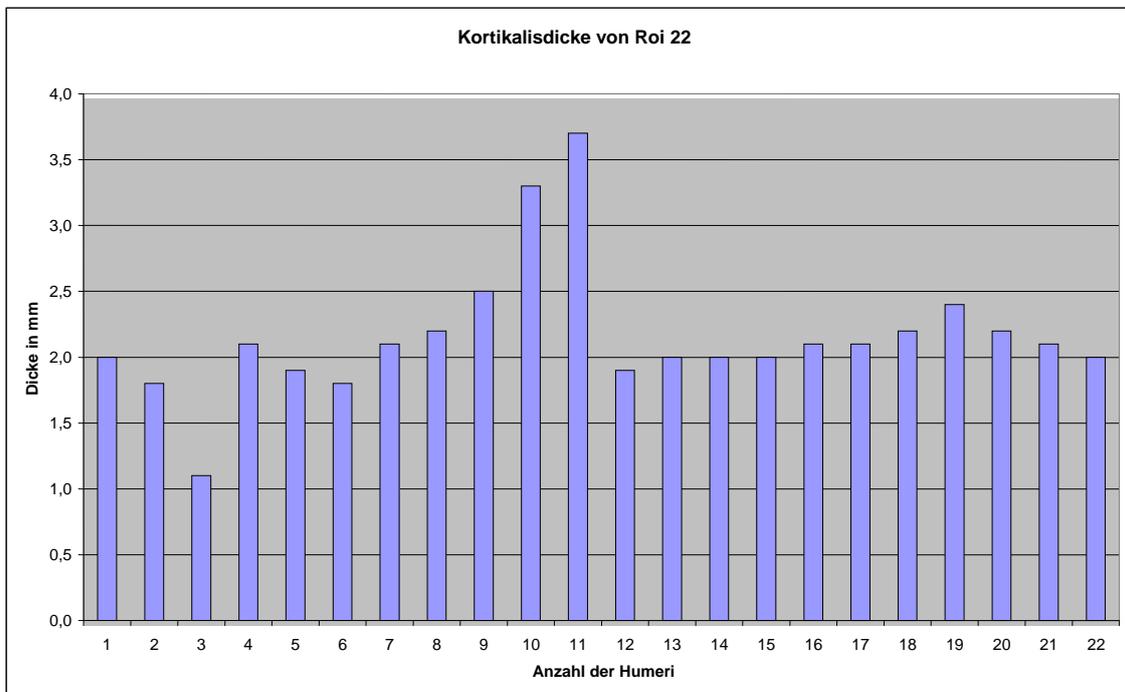


Diagramm 43: Dicke der lateralen Kortikalis im Schaftbereich

A4.2. Vermessung der Knochendichte

Zuletzt wurde die Knochendichte von ROI 19 (dorsaler Schaftbereich), ROI 20 (medialer Schaftbereich), ROI 21 (ventraler Schaftbereich) und ROI 22 (lateraler Schaftbereich) gemessen.

A4.2.1. Knochendichte im dorsalen Schaftbereich

Die mittlere Knochendichte von ROI 19 betrug $602,22\text{mg/cm}^3 \pm 172,82$ (Minimum $374,17\text{mg/cm}^3$, Maximum $941,74\text{mg/cm}^3$).

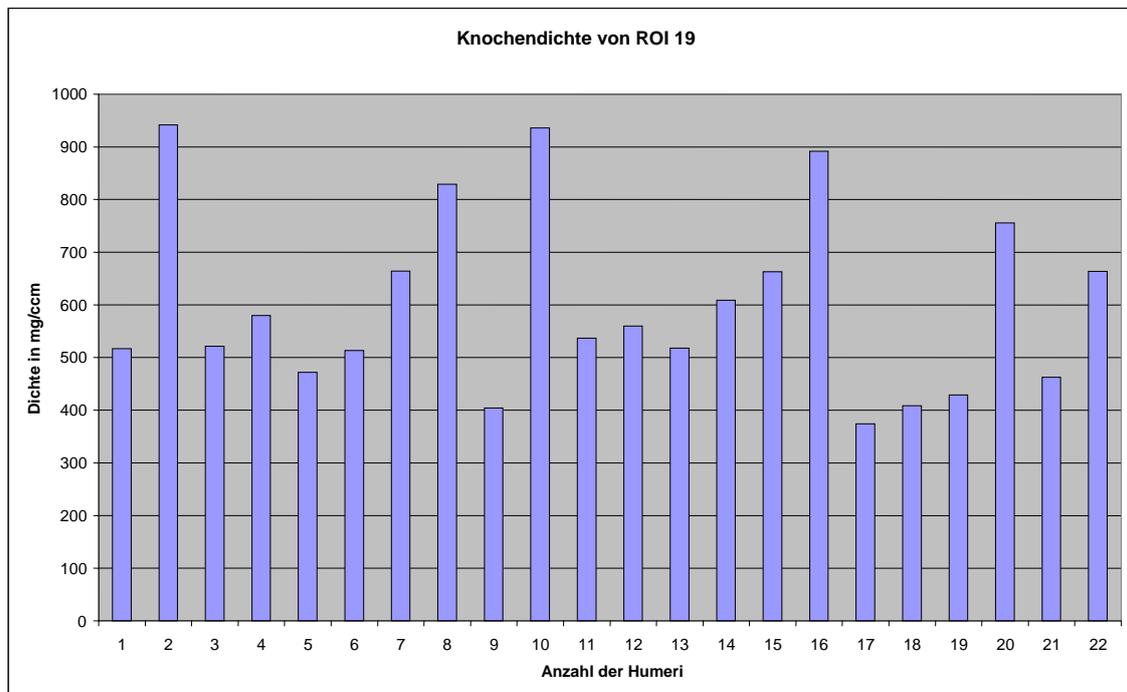


Diagramm 44: Knochendichte im dorsalen Schaftbereich

A4.2.2. Knochendichte im medialen Schaftbereich

Die mittlere Knochendichte von ROI 20 betrug $641,87\text{mg/cm}^3 \pm 170,99$ (Minimum $389,15\text{mg/cm}^3$, Maximum $928,31\text{mg/cm}^3$).

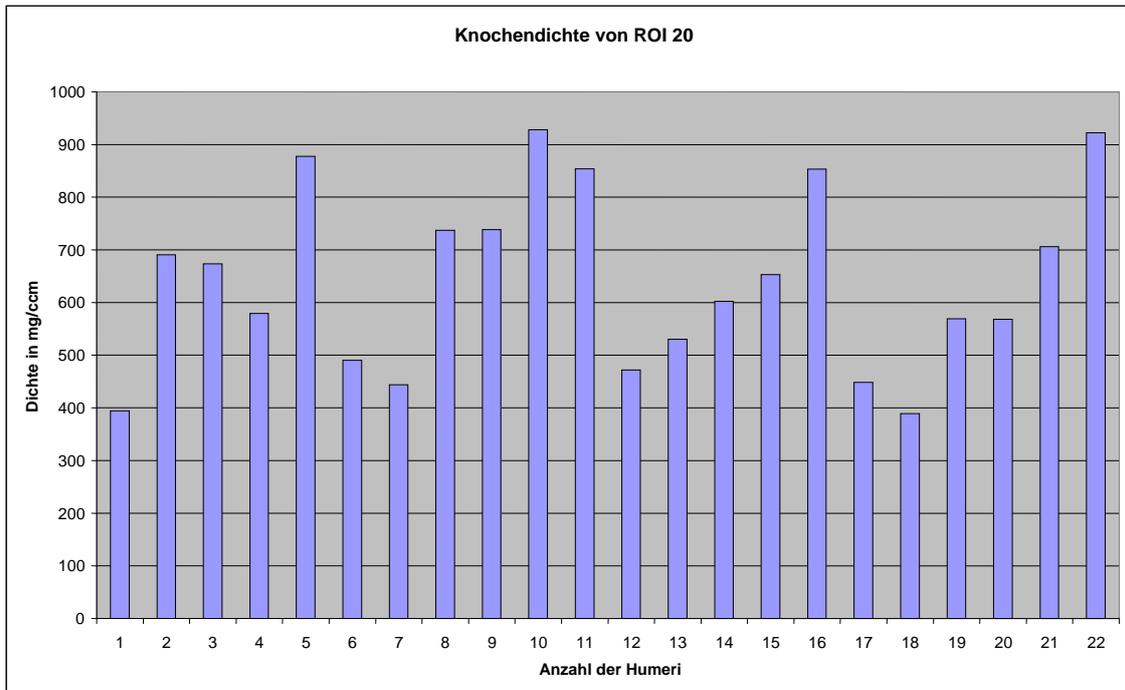


Diagramm 45: Knochendichte im medialen Schaftbereich

A4.2.3. Knochendichte im ventralen Schaftbereich

Die mittlere Knochendichte von ROI 21 betrug $677,69\text{mg}/\text{cm}^3 \pm 163,28$ (Minimum $304,61\text{mg}/\text{cm}^3$, Maximum $966,07\text{mg}/\text{cm}^3$).

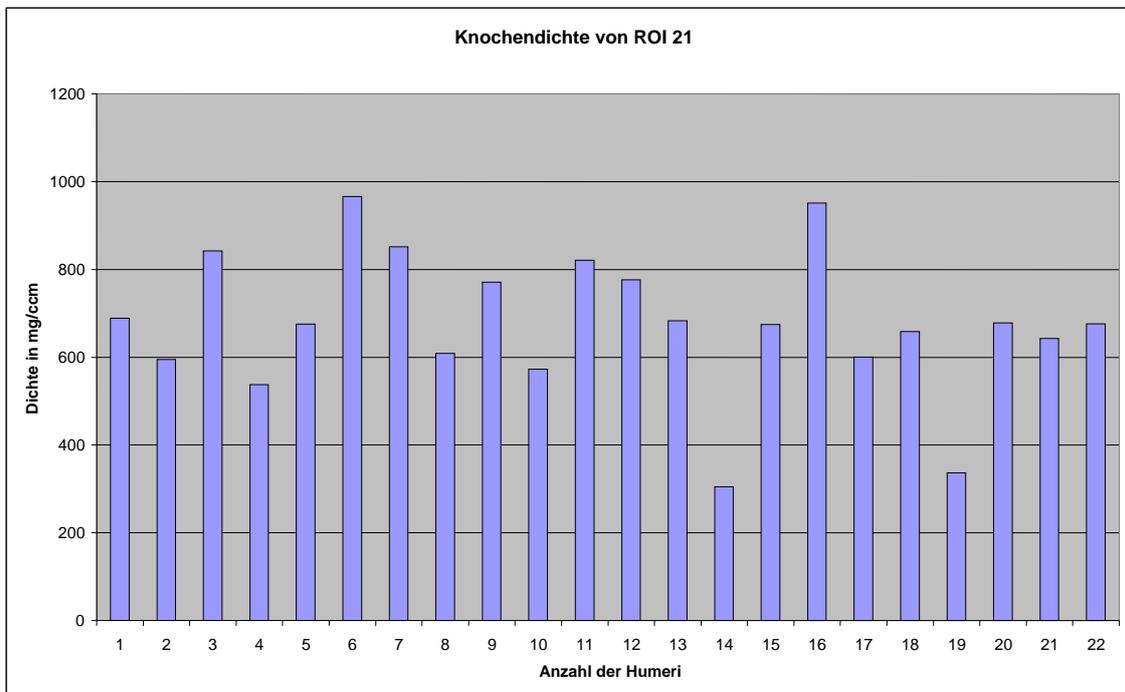


Diagramm 46: Knochendichte im medialen Schaftbereich

A4.2.4. Knochendichte im lateralen Schaftbereich

Die mittlere Knochendichte von ROI 22 betrug $642,29\text{mg/cm}^3 \pm 182,67$ (Minimum $193,54\text{mg/cm}^3$, Maximum $942,43\text{mg/cm}^3$).

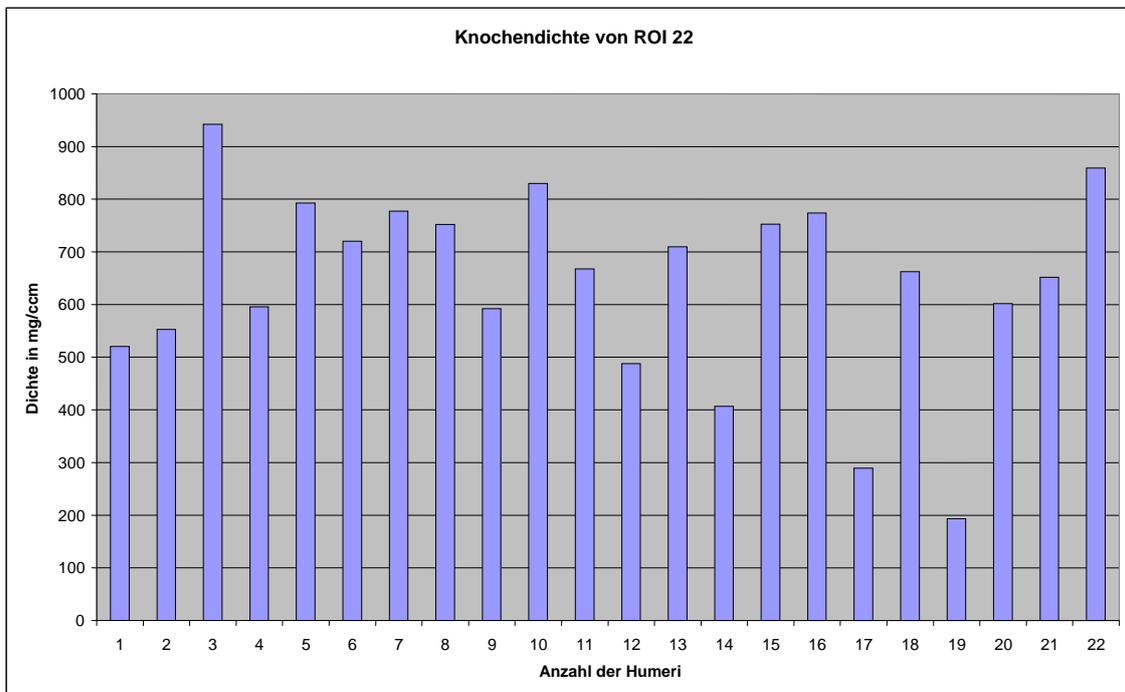


Diagramm 47: Knochendichte im lateralen Schaftbereich

VII. Literaturverzeichnis

1. Augat, P.; Gordon, C. L.; Lang, T. F.; Iida, H.; Genant, H. K.: Accuracy of cortical and trabecular bone measurements with peripheral quantitative computed tomography (pQCT). *Phys Med Biol*, 43(10): 2873-2883, 1998.
2. Barrett WP, F. J.; Jackins SE.; Wyss CR.; Matsen FA.: Total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 69: 865-72, 1987.
3. Barvencik, F.; Gebauer, M.; Beil, F. T.; Vettorazzi, E.; Mumme, M.; Rupprecht, M.; Pogoda, P.; Wegscheider, K.; Rueger, J. M.; Pueschel, K.; Amling, M.: Age-and sex-related changes of humeral head microarchitecture: Histomorphometric analysis of 60 human specimens. *Journal of orthopaedic research*, 2010.
4. Bayraktar, H. H.; Morgan, E. F.; Niebur, G. L.; Morris, G. E.; Wong, E. K.; Keaveny, T. M.: Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *J Biomech*, 37(1): 27-35, 2004.
5. Becker, C.; Gebhard, F.; Fleischer, S.; Hack, H.; Kinzl, L.; Nikolaus, T.; Mucbe, R.: Prädiktion von Mortalität und soziofunktionelle Einschränkungen nach proximalen Femurfrakturen bei nicht institutionalisierten Senioren. *Unfallchirurg* 2003; 106: 32-38.
6. Bodey WN, Y. P.: Prosthetic arthroplasty of the shoulder. *Acta Orthop Scand*, 56: 900-903, 1983.
7. Boileau P, W. G.; Noel E, Liotard JP: Neer shoulder prosthesis: outcome according to the shoulder disease. *Rev Rheum (Engl Ed)*, 61: 537-547, 1994.
8. Braun, M. J.; Meta, M. D.; Schneider, P.; Reiners, C.: Clinical evaluation of a high-resolution new peripheral quantitative computerized tomography (pQCT) scanner for the bone densitometry at the lower limbs. *Phys Med Biol*, 43(8): 2279-2294, 1998.
9. Buchler, P.; Ramaniraka, N. A.; Rakotomanana, L. R.; Iannotti, J. P.; Farron, A.: A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17(9-10): 630-639, 2002.
10. Cattaneo, P. M.; Dalstra, M.; Frich, L. H.: A three-dimensional finite element model from computed tomography data: a semi-automated method. *Proc Inst Mech Eng (H)*, 215(2): 203-213, 2001.

11. Couteau, B.; Hobatho, M. C.; Darmana, R.; Brignola, J. C.; Arlaud, J. Y.: Finite element modelling of the vibrational behaviour of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties. *J Biomech*, 31(4): 383-386, 1998.
12. Damanakis, K.; Schaal, O.; Mann, J.; Müller, KH.: Ergebnisse eines differenzierten Therapiekonzeptes dislozierter subcapitaler Humerusfrakturen älterer Menschen. *Langenbecks Arch Chir (Suppl 2)*: 910-912, 1996.
13. Ding, M.; Dalstra, M.; Danielsen, C. C.; Kabel, J.; Hvid, I.; Linde, F.: Age variations in the properties of human tibial trabecular bone. *J Bone Joint Surg Br*, 79(6): 995-1002, 1997.
14. Edwards, T. B.; Kadakia, N. R.; Boulahia, A.; Kempf, J. F.; Boileau, P.; Nemoz, C.; Walch, G.: A comparison of hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in the treatment of primary glenohumeral osteoarthritis: results of a multicenter study. *J Shoulder Elbow Surg*, 12(3): 207-213, 2003.
15. Fankhauser, F.; Boldin, Ch.; Bratschitsch, G.; Leb, G.; Sablatnög, H.; Schippinger, G.; Szyszkowitz, R.; Weber, K.: Einfluß der Knochendichte auf das Bruchverhalten und die Stabilität nach Osteosynthese am proximalen Humerus. *Journal für Mineralstoffwechsel*, 9(1), 28-30, 2002.
16. Fenlin, J. M., Jr.; Frieman, B. G.: Indications, technique and results of total shoulder arthroplasty in osteoarthritis. *Orthop Clin North Am*, 29(3): 423-434, 1998.
17. Fenlin, J. M., Jr.; Ramsey, M. L.; Allardyce, T. J.; Frieman, B. G.: Modular total shoulder replacement. Design rationale, indications and results. *Clin Orthop*, (307): 37-46, 1994.
18. Fuchs, M.; Losch, A.; Stürmer, KM.: Die durchbohrte Winkelplatte 90° bei der dislozierten proximalen Humerusfraktur im hohen Lebensalter. *Zentralblatt Chir* 128: 22-27, 2003.
19. Frigg, R.: Locking Compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the Dynamic Compression Plate and the Point Contact Fixator (PC-Fix). *Injury* 32: S-B-63-66, 2001.
20. Gebhard, F.; Einsiedel, T.; Stengel, D.; unter Liener, U.; Kinzl, L.; Becker, C.: Alterstraumatologie in Deutschland – derzeitiger Stand und zukünftige Entwicklung. *OP – Journal* 2005; 21: 106-109

21. Goebbels, J.; Haase, O.; Illerhaus, B.; Riesemeier, H.; Bailey, M.; Sene, M.: Korrektur der Strahlaufhärtung in der Computertomographie Verwendung simulierter und realer Objektdaten. *DGZfP, Berichtsband* 63.1: 99-100, 1998.
22. Hagino, H.; Yamamoto, K.; Ohshiro, H.; Nakamura, T.; Kishimoto, H.; Nose, T.: Changing incidence of hip, distal radius and proximal humerus fractures in Tottori Prefecture, Japan. *Bone* 1999; 24: 265-270.
23. Hangartner, T. N. and Overton, T. R.: Quantitative measurement of bone density using gamma-ray computed tomography. *J Comput Assist Tomogr*, 6(6): 1156-62, 1982.
24. Hawkins, R. J.; Bell, R. H.; Jallay, B.: Total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop*, (242): 188-194, 1989.
25. Hayes, P. R.; Flatow, E. L.: Total shoulder arthroplasty in the young patient. *Instr Course Lect*, 50: 73-88, 2001.
26. Hessmann, MH.; Rommens, PM.: Osteosynthesetechniken bei proximalen Humerusfrakturen. *Chirurg* 72:1235-1245, 2001.
27. Hosie, C. J.; Richardson, W. and Gregory, N. L.: A gamma-ray computed tomography scanner for the quantitative measurement of bone density. *J Biomed Eng*, 7(1): 30-4, 1985.
28. Ilchmann, T.; Ochsner, PE.; Wingstrand, H.; Jonsson, K.: Non-operative treatment versus tension-band osteosynthesis in three-and four-part proximal humerus fractures. *Int Orthop* 22: 316-320, 1998.
29. Jiang, Y.; Zhao, J.; Augat, P.; Ouyang, X.; Lu, Y.; Majumdar, S.; Genant, H. K.: Trabecular bone mineral and calculated structure of human bone specimens scanned by peripheral quantitative computed tomography: relation to biomechanical properties. *J Bone Miner Res*, 13(11): 1783-1790, 1998.
30. Kabel, J.; van Rietbergen, B.; Odgaard, A.; Huiskes, R.: Constitutive relationships of fabric, density and elastic properties in cancellous bone architecture. *Bone*, 25(4): 481-486, 1999.
31. Keaveny, T. M.; Morgan, E. F.; Niebur, G. L.; Yeh, O. C.: Biomechanics of trabecular bone. *Annu Rev Biomed Eng*, 3: 307-333, 2001.
32. Ko, J.; Yamamoto, R.: Surgical treatment of complex fracture of the proximal humerus. *Clin Orthop* 327: 225-237, 1996.

33. Kohler, A.; Simmen, HP.; Duff, C.; Kossmann, T.; Trentz, O.: Osteosynthese der subcapitalen Humerusfraktur mit unkonventionell applizierten Implantaten. *Helv Chir Acta* 59: 679-680, 1992.
34. Kopperdahl, D. L.; Morgan, E. F.; Keaveny, T. M.: Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone. *J Orthop Res*, 20(4): 801-805, 2002.
35. Kristiansen, B.; Angermann, P.; Larsen, TK.: Functional results following fractures of the proximal humerus. *Acta Orthop Scand* 108: 339, 1989.
36. Lauritzen, JB.; Schwarz, P.; Lund, B.; McNair, P.; Transbol, I.: Changing incidence and residual lifetime risk of common osteoporosis-related fractures. *Osteoporos Int* 3: 127-132, 1993.
37. Lill, H.; Hepp, P.; Gowin, W.; Oestmann, J. W.; Korner, J.; Haas, N. P.; Josten, C.; Duda, G.-N.: Age- and gender-related distribution of bone mineral density and mechanical properties of the proximal humerus. *Fortschr Röntgenstr* 174: 1544-1550, 2002.
38. Lill, H.; Josten, C.: Konservative oder operative Versorgung der Humeruskopffraktur beim alten Menschen. *Chirurg* 72: 1224-1234, 2001.
39. Lill, H.; Josten, C.: Proximale und distale Humerusfrakturen im hohen Alter. *Orthopäde* 29: 327-341, 2000.
40. Lungershausen, W.; Bach, O.; Lorenz, C.: Humeruskopffrakturen – winkelstabile Plattenosteosynthese. *Zentralbl Chir* 128: 28-33, 2003.
41. Mehling, A.: Quantitative Knochendichtemessungen an der Scapula als Basis für dreidimensionale Finite Elemente Modelle. 2004.
42. Milachowski, K. A.; Englmeier, K. H.; Hilbertz, T.: Visualisation and image analysis in orthopaedic and traumatologic surgery. *European Journal of Trauma* 18(6): 358-361, 1992.
43. Miller, PD.; Bonnick, SL.; Rosen, CJ.: Consensus of an international panel on the clinical utility of bone mass measurements in the detection of low bone mass in the adult population. *Calcif Tissue Int* 58: 207-214, 1996.
44. Mückter, H.; Herzog, L.; Becker, M.; Vogel, W.; Meeder, PJ.; Buchholz, J.: Die winkel - und rotationsstabile Osteosynthese proximaler Humerusfrakturen mit der Humerus – Fixateurplatte. *Chirurg* 72: 1327-1335, 2001.

45. Nguyen, TV; Center, JR; Sambrook, PN; Eisman, JA. Risk factors for proximal humerus, forearm and wrist fractures in elderly men and women. *Am J Epidemiol* 2001; 153: 587-595.
46. Niebur, G. L.; Feldstein, M. J.; Yuen, J. C.; Chen, T. J.; Keaveny, T. M.: High-resolution finite element models with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone. *J Biomech*, 33(12): 1575-1583, 2000.
47. Ruegsegger, P.; Anliker, M. and Dambacher, M.: Quantification of trabecular bone with low dose computed tomography. *J Comput Assist Tomogr*, 5(3): 384-90, 1981.
48. Saitoh, S.; Nakatsuchi, Y.; Latta, L.; Milne, E.: Distribution of bone mineral density and bone strength of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg* 3: 234-242, 1994.
49. Schneider, P. and Borner, W.: Peripheral quantitative computed tomography for bone mineral measurement using a new special QCT-scanner. Methodology, normal values, comparison with manifest osteoporosis. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr*, 154(3): 292-9, 1991.
50. Schneider, P.; Borner, W.; Rendl, J.; Eilles, C.; Schliske, K. and Scheubeck, M.: Significance of two different bone density measurement methods in the assessment of mineral content of the peripheral and axial skeleton. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 130(1): 16-21, 1992.
51. Speck, M.; Regazzoni, P.: 4-Fragment-Frakturen des proximalen Humerus. *Unfallchirurg* 100: 349-353, 1997.
52. Stratec Medizintechnik GmbH: Handbuch XCT 2000. 1998.
53. Sturzenegger, M.; Fornaro, E.; Jakob, RP.: Results of surgical treatment of multifragment fractures of the humeral head. *Arch Orthop Trauma Surg* 100: 249-259, 1982.
54. Tingart, M.; Apreleva, M.; Zurakowski, D.; Warner, J. P.: Pullout strength of suture anchors used in rotator cuff repair. *J Bone Joint Surg Am*. 85:2190-2198. 2003.
55. Tingart, M.; B athis, H.; Bouillon, B.; Tilling, Th.: Die dislozierte proximale Humerusfraktur: Gibt es gesicherte Literaturkonzepte? *Chirurg* 72: 1284-1291, 2001.
56. Torchia, M. E.; Cofield, R. H.; Settergren, C. R.: Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis: long-term results. *J Shoulder Elbow Surg*, 6(6): 495-505, 1997.

57. Towfigh, H.; Bühl, W.; Obertacke, U.: Behandlungsergebnisse nach konservativer und operativer Versorgung von proximalen Oberarmfrakturen. *Akt Traumatol* 23: 354-360, 1993.
58. Weber, E.; Matter, P.: Operative Behandlung proximaler Humerusfrakturen – Internationale Multizenterstudie. *Swiss Surg* 4: 95-100, 1998.
59. Zyto, K.; Ahrengart, L.; Sperber, A.; Tornkvist, H.: Treatment of displaced humeral fractures in elderly patients. *J Bone Joint Surg* 79B: 412-417, 1997.

Danksagung

Dem Direktor der Klinik und Poliklinik für Orthopädie der Universität Würzburg, Herrn Professor Dr. med. M. Rudert, danke ich für die Möglichkeit, diese Dissertation in seiner Klinik durchführen zu dürfen.

Herrn Professor Dr. med. P. Schneider, Institut für Nuklearmedizin, danke ich für die Unterstützung in allen Belangen hinsichtlich der pQCT.

Bei den Mitarbeitern des Instituts für angewandte Mathematik und Informatik I, Herrn Professor Dr. rer. nat. M. Dobrowolski sowie Herrn Dr. rer. nat. David Seider, bedanke ich mich im Speziellen für die Beratung und Hilfestellung bei der Software-Bearbeitung.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei Herrn Professor Dr. med. D. Drenckhahn, Lehrstuhl für Anatomie der Universität Würzburg, für die Bereitstellung der Humeri.

Besonderer Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Professor Dr. med. F. Gohlke, für die Überlassung des interessanten Themas und vor allem meinen Betreuern, Herrn Dr. med. M. Glatzel und Herrn Dr. med. J. Stehle, für die stets kompetente und kritische Beratung bei der Erstellung dieser Arbeit.

Der größte Dank gilt jedoch meiner Familie, die mich immerzu unterstützt und motiviert hat.