

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Universität Würzburg
Direktor: Professor Dr. med. J. Eulert

**QUANTITATIVE KNOCHENDICHTEMESSUNGEN AN
DER SCAPULA ALS BASIS FÜR DREIDIMENSIONALE
FINITE ELEMENTE MODELLE**

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg
vorgelegt von
Andreas Mehling
aus Würzburg

Würzburg, Mai 2004

Referent: Professor Dr. med. F. Gohlke
Koreferent: Professor Dr. med. J. Eulert
Dekan: Professor Dr. med. S. Silbernagl

Tag der mündlichen Prüfung: 10. November 2004

Der Promovend ist Arzt

Meiner lieben Frau Isabella.

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/ccm	Milligramm pro Kubikzentimeter
mm	Millimeter
pQCT	periphere Computertomographie
ROIs	Regions of Interest
Sys	Systems

I Einleitung	1
II Untersuchungsmaterial und Methodik	4
1. anatomisches Untersuchungsmaterial	4
1.1. allgemeine Daten der Präparate	4
1.2. Präparatentnahme	4
1.3. Präparation der Schultern	5
1.4. Konservierung	5
2. Datenerfassung	6
2.1. Verwendete apparative Hilfsmittel	6
2.1.2. Beschreibung des Scanners	6
2.1.2. Beschreibung der Scanner-Software	9
2.1.3. Beschreibung des digitalen Filters	10
2.2. Beschreibung des Visualisierungstools	11
3. geometrische Vermessung der Daten	15
4. Auswahl vergleichbarer Dichteareale	22
4.1. Lokalisationsbestimmung der zu quantifizierenden Areale	22
5. Quantitativer Vergleich von Dichtearealen	28
5.1. Verwendete Software	28
III Ergebnisse	29
1. geometrische Vermessung der Scapulae	29
1.3. Vermessung lateraler acromialer Überhang	32
1.4. Vermessung der Randhöhe des Glenoids	33
1.5. Kreisradien in Glenoidebene	34
2. Vermessung der glenoidalen Knochendichte	35
2.1. kortikale Anteile	35
2.1.1. superiore Kortikalis	35
2.1.2. dorsale Kortikalis	36
2.1.3. zentrale Kortikalis	37
2.1.4. ventrale Kortikalis	38
2.1.5. inferiore Kortikalis	39
2.2. spongiöse Anteile	40

2.2.1. superiore Spongiosa	40
2.2.2. dorsale Spongiosa.....	41
2.2.3. zentrale Spongiosa.....	42
2.2.4. ventrale Spongiosa.....	43
2.2.5. inferiore Spongiosa	44
3. Vergleich der Knochendichte	45
3.1. innerhalb der Kortikalis	45
3.2. innerhalb der Spongiosa	46
3.3. zwischen Kortikalis und Spongiosa	47
IV Diskussion.....	48
V Zusammenfassung	52
VI Literaturverzeichnis.....	53

I Einleitung

Die Schulterendoprothetik wurde von Neer in den frühen 50er Jahren eingeführt²⁷. Seit damals haben viele Veränderungen im Bereich der Technik und des Designs zu einer verbesserten Schultergelenksbeweglichkeit nach Endoprothesenimplantation geführt^{2,4,5,19,20,26,55}. Der künstliche Schultergelenkersatz hat sich seitdem als Therapie bei vielen Indikationen etabliert¹⁸. 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.

Als eine der häufigsten Komplikationen in der Schulterendoprothetik ist die Lockerung der Glenoidkomponente anzusehen^{10,46,51}. Dies ist wahrscheinlich eine Folge der hohen glenohumeralen Scherkräfte und des engen Raumes in dem die Glenoidkomponente implantiert werden muss^{17,23,35}. 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.

Die erste Säule der Biomechanik im Bereich der Schulter stellen geometrische Vermessungen im glenohumeralen Gelenkbereich der Scapula dar. Sie sind wichtig als Grundlage für das Verständnis der verschiedenen Pathomechanismen im Glenohumeralgelenk³⁹. Die Vermessungen erfolgen anhand von direkten Messungen an Leichenpräparaten^{9,31,35}, an konventionellen Röntgenuntersuchungen^{35,39,41} oder mittels Computertomographie gewonnenem Datensatz^{8,13,23,37,38}. Dies kann zum

besseren Verständnis des mechanischen Verhaltens, besonders hinsichtlich innerer Kräfte, Druckspannungen und Verschiebungen, bestimmter Strukturen beitragen. Die exakte Bestimmung der Größenverhältnisse dient nicht zuletzt als Basis für die Neuentwicklung und das Design verbesserter Schulterendoprothesen und Glenoidkomponenten.

Die mechanischen Eigenschaften des Glenoids werden sehr durch seinen Mineralisationsgrad bzw. die Dichte des glenoidalen Knochens beeinflusst. Die Knochendichteverteilung am Glenoid stellt die zweite Säule der Biomechanik im Bereich der Schulter dar. Untersuchungen der Dichteverteilung innerhalb der Knochen sind in der Literatur häufig zu finden^{1,3,6,11,15,30,33,34,36}, jedoch selten ausschließlich innerhalb des Glenoids^{12,21,22}. Meist werden zur Analyse der Knochendichten computertomographiebasierte Daten herangezogen^{8,12,37}.

Bei der Computertomographie benutzt man Röntgenstrahlen schichtweise, indem man unter verschiedenen Winkeln röntgt. Ein Computer setzt diese Schichtenaufnahmen zusammen und verarbeitet sie zu Bildern, die zwei oder dreidimensional sein können. Um die Bilder aus den eingescannten Daten zu rekonstruieren, werden mathematische Verfahren wie die Radon-Transformation und die Fourier-Transformation verwendet. Jedem Gewebe wird hierbei ein unterschiedlicher Schwächungskoeffizient zugeordnet, d.h., es dringt unterschiedlich viel Strahlung hindurch. Um dies zu messen gibt es die Hounsfield-Skala, die die verschiedenen Dichtewerte des Gewebes repräsentiert; Wasser hat dabei den Wert 0 HE, Luft hat -1000 HE und Knochen 3000 HE. Die Röntgenstrahlen, die zur Untersuchung genutzt werden, verlaufen parallel durch den Körper und die Absorption wird dann mithilfe der Hounsfield-Skala von einem Empfängerarray für jede dieser Geraden gemessen. Dadurch entsteht jeweils ein Linienintegral, das man mithilfe der Radon-Transformation - und gegebenenfalls mit der Fourier-Transformation - auflösen kann. Wenn der Computer auf diese Weise nun viele verschiedene Linienintegrale auswertet, kann er die untersuchte Schicht rekonstruieren. Die hierbei verwendete Auflösung ist jedoch um ein vielfaches geringer, als bei der Knochendichteuntersuchung mit der quantitativen Computertomographie^{1,6,36,52}. Da ein erfolgreicher Gelenkersatz in hohem Maße von der Qualität des

glenoidalen Knochens und korrekter Implantationstechnik⁷ abhängt, erlaubt eine genaue Vermessung der Knochendichten und Geometrie an der Scapula eine gute Basis für einfachere und schnellere Implantationsarten.

Das Finite Elemente Modell lässt sich als die dritte Säule der modernen, computerunterstützten Biomechanik darstellen. 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^{8,13,37,45,49,54}. Allerdings aufgrund der komplexen Kraftverhältnisse einerseits⁴⁰ und der feinen Struktur von krafttragenden Elementen des glenoidalen Knochens andererseits ist die Berechnung der wirkenden Kräfte auf das einzelne Objekt innerhalb des Finiten Elemente Modells derzeit noch sehr diffizil⁴⁷.

Ziel dieser Arbeit war die genauere Analyse der Morphologie und Knochendichte der gelenkbildenden Anteile der Scapula. Zudem soll die Untersuchung als Grundlage für weitere Finite Elemente Berechnungen dienen, indem die gewonnenen Daten digitalisiert wurden.

II Untersuchungsmaterial und Methodik

1. anatomisches Untersuchungsmaterial

1.1. allgemeine Daten der Präparate

Insgesamt wurden 34 Schulterblätter untersucht. Sie stammten von 8 männlichen und 9 weiblichen Leichen, die von dem Anatomischen Institut der Universität Würzburg zur Verfügung gestellt wurden. Eine etwaige Schulteranamnese war post mortem nicht zu eruieren. Die Leichen der Sterbejahre 1994 bis 1997 wurden bis zu ihrer Präparation in einer Alkohol-Formalin-Lösung konserviert aufbewahrt. Das Sterbealter betrug im Mittel 76 Jahre \pm 10 (47 – 86 Jahre).

1.2. Präparatentnahme

Bedingt durch den Zeitpunkt der Präparation am Ende des Präparierkurses waren die Schultern – wenngleich nur oberflächlich – vorpräpariert: Haut und Subcutis waren entfernt, der Muskelmantel des Schultergelenkes war dargestellt. Zur Präparatentnahme wurde wie folgt vorgegangen: Nach scharfem Ablösen des Musculus trapezius von der Spina scapulae und ansatznaher Durchtrennung der Musculi omohyoideus, levator scapulae, rhomboideus major et minor von dorsal erfolgte das Abtrennen der Musculi pectorales major et minor an der Crista tuberculi majoris humeri bzw. am Processus coracoideus von ventral. Der Musculus coracobrachialis sowie das Caput breve des musculi bicipitis wurden vom Processus coracoideus gelöst und nach distal geklappt. Der sehnige Anteil der Rotatorenmanschette wurde zirkulär incidiert und der Humerus entfernt. Anschließend erfolgte die Entnahme

des Präparates durch Ablösen der Clavicula am Acromion im Acromioclaviculargelenk. Nach Durchtrennung des Musculus serratus anterior wurden die Präparate nummeriert, die Leichenummer dokumentiert und in geschlossenen Gefäßen in Alkohol-Formalin-Lösung konserviert.

1.3. Präparation der Schultern

Die Feinpräparation orientierte sich an der Darstellung der knöchernen Strukturen der Scapula und vernachlässigte die Präparation von Weichteilen. Zu diesem Zweck wurde der Musculus deltoideus an seinem Ansatz von der Tuberositas deltoidea und nahe seinen Ursprüngen an der Spina scapulae und am Acromion getrennt. Der Musculus teres major wurde vom Margus inferior scapulae verworfen. Der Musculus subscapularis wurde scharf aus der Fossa subscapularis ausgeschält, ebenso die Musculi supra- et infraspinatus scharf aus der Fossa supraspinata. Nach endgültiger Feinskelettierung waren die Scapulapräparate makroskopisch nahezu vollständig von allen Weichteilen befreit.

1.4. Konservierung

Die gewonnenen Präparate wurden in einer gleichvolumigen Lösung aus Formalin und 95%-igem Alkohol in luftdicht verschließbaren Industrietonnen aufbewahrt, um eine Verdunstung der Konservierungslösung zu vermeiden.

2. Datenerfassung

2.1. Verwendete apparative Hilfsmittel

2.1.2. Beschreibung des Scanners

Knochendichtemessgeräte insbesondere speziell konstruierte Computer-Tomographen^{25,28,50} wurden zu einer etablierten Methode zur Einschätzung des Skelettstatus. Diese Methode ist bekannt als periphere quantitative Computer-Tomographie (pQCT).

Vor einiger Zeit wurde ein verbesserter pQCT-Scanner (XCT 2000, 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. Die Röntgenröhre wird mit 60kV Maximum bei einer Anodenspannung von 0,3mA betrieben. Die durchschnittliche Energie beträgt 45keV, nachdem sie von einer 0,5mm starken Kupferplatte gefiltert wurde. Dies resultiert in einem Spektrum mit einer vollen Bandbreite bei 18keV. Das Ventilations-Strahl Detektorsystem besteht aus sechs Cadmium-Tellur-Detektoren mit Verstärkern, welche in einer Öffnung von 300mm Durchmesser rotieren.



Abb. 1: XCT 2000, Norland-Stratec Medical Sys.

In longitudinaler Richtung (z-Achse) beträgt in unserem Fall die minimale Schrittgröße 2,5mm über eine Gesamtlänge von 350mm. 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 290mm in Schritten von 0,01mm einstellbar. Das Messfeld wurde auf 100mm in x- und y-Richtung und 87,5mm in z-Richtung justiert. Die Anzahl der Schnitte wurde auf 35 festgelegt. Die Größe der Bildelemente (Pixel) kann ebenfalls vom Benutzer in Schritten von 0,01mm innerhalb einer Breite von 0,2 bis 2mm in x- bzw. y-Richtung gewählt werden. Für die Messungen wurde diese Pixelgröße auf 0,4mm festgelegt. Da in z-Richtung der Abstand zweier Schichten mit 2,5mm festgelegt war, ergab sich anschließend für die erstellten dreidimensionalen Voxel eine Quaderform mit den Abmessungen:

In x- und y-Richtung jeweils 0,4mm Kantenlänge, in z-Richtung 2,5mm Kantenlänge wie in Abbildung 2 gezeigt.

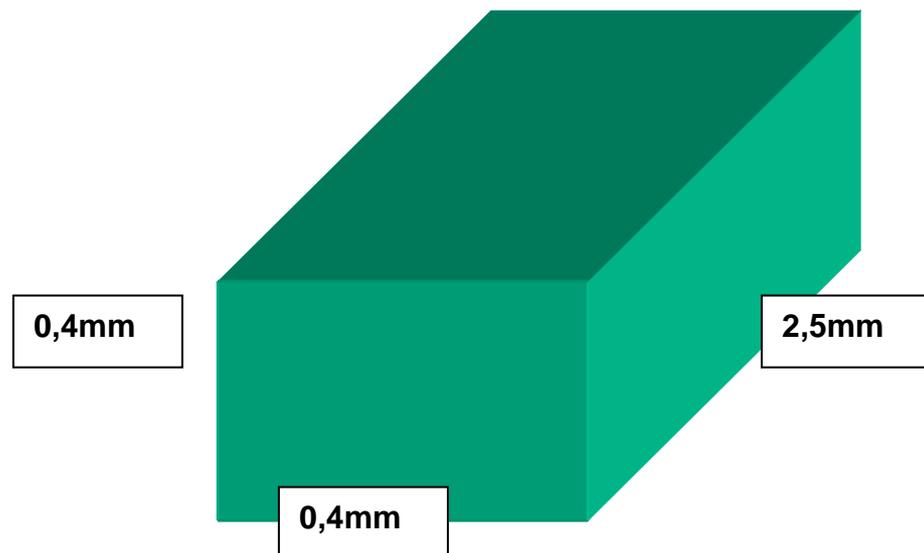


Abb. 2: Größe und Form der erstellten Voxel

Vor der computertomographischen Aufzeichnung der Scapulae wurde ein so genannter Scout-Scan durchgeführt. Dieser erlaubt eine grob-orientierende Digitalansicht des zu untersuchenden Objektes zur optimalen Ausrichtung der Schulterblätter für den eigentlichen Scanvorgang. Die Position des Detektorsystems für Scout-Scans ist einstellbar zwischen 0° und 360° in Schritten von $0,1^\circ$ in der x-y-Ebene, welche Scans aus jeder beliebigen Blickrichtung erlaubt. Der Scout-Scan wurde so durchgeführt, dass eine a.p. Sicht der Scapula ermöglicht wurde. Anschließend wurden die Einstellungen so gewählt, dass die Schnittebenen parallel zur Glenoidebene der untersuchten Scapula angeordnet waren.

Die Schulterblätter wurden auf einem speziell hierfür angefertigten Schlitten aus Sperrholz in die Messöffnung eingebracht. Der Schlitten diente als Aufsatz für eine Schiene am pQCT-Scanner, so dass bei jeder Messung eine gleiche Positionierung der Scapulae gewährleistet war.

2.1.2. Beschreibung der Scanner-Software

Die zum Scanner gehörige 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 an. 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.

2.1.3. Beschreibung des digitalen Filters

Die so gewonnenen Daten wurden auf eine LINUX-basierte Workstation am Institut für angewandte Mathematik und Informatik I der Universität Würzburg übertragen. Anhand der Softwarespezifikation des Betriebsprogramms des XCT 2000 wurde ein Filter (Abbildung 3) 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.

File Input ... Image Preview ... Convert To IF Predef ... Save Prop HTML Doc ... Quit

Name : _____ Study Id : _____
 ID : _____ Exam Type : _____
 Organ : _____ Doctor : _____
 Birth Date : _____ Study Date : 2001:03:20

Save As:
 Total # slices : 10
 Image slices : 10
 Max Pixel Value : 32000
 Bit Mask : 12
 Pixel Offset: 0

Matrix Size: X Size: 253
 Y Size: 253
 Image Depth :

Byte Swap : Slice Order:
 Flip Image:
 Offset in Bytes : 1799
 Slice Offset (Start) : 1799
 Slice Offset (End): 0

Slice Thickness (Pixels) : 1.000000
 Slice Separation (pixels) : 1.000000
 Pixel Size (mm) : 1.000000

Abb. 3: spezifischer Filter, der das korrekte Übertragen der Daten erlaubt

2.2. 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 (Abbildung 4). 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.

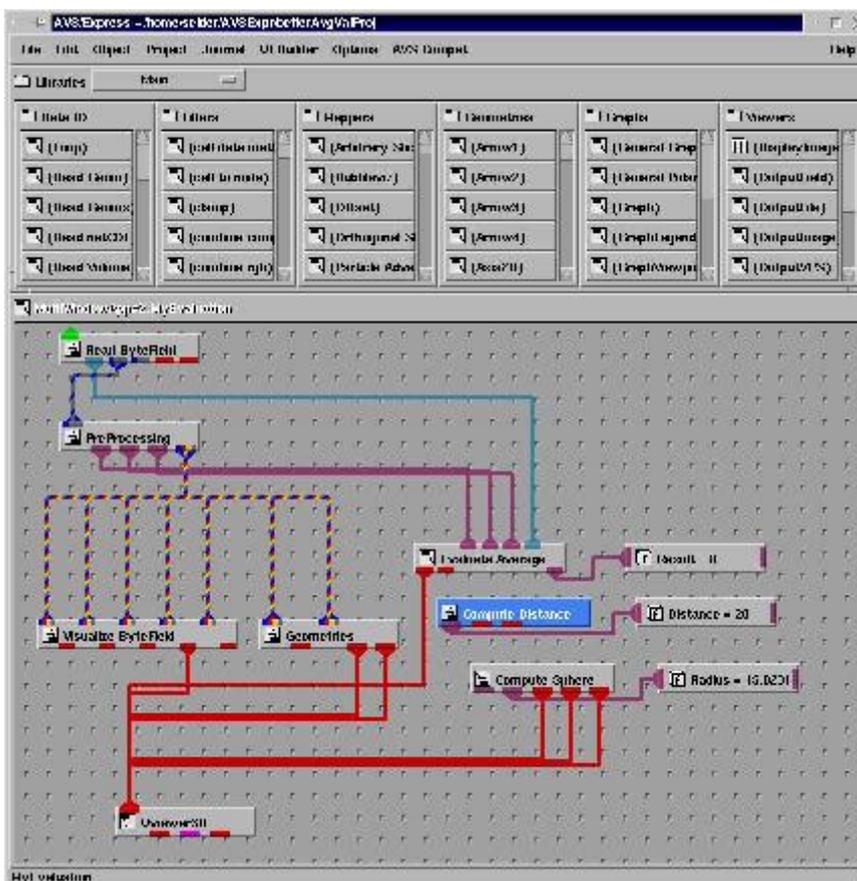


Abb. 4: Programmstruktur von AVS-Express zur Visualisierung der Daten

Über ein Hilfsprogramm konnte digital ein Würfel mit variabler Kantenlänge zwischen 1 und 10mm eingebracht werden. Die Kantenlänge wurde für die folgenden Messungen auf 4mm eingestellt. Dies erlaubte eine freie Navigation innerhalb der digitalisierten Scapula 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.

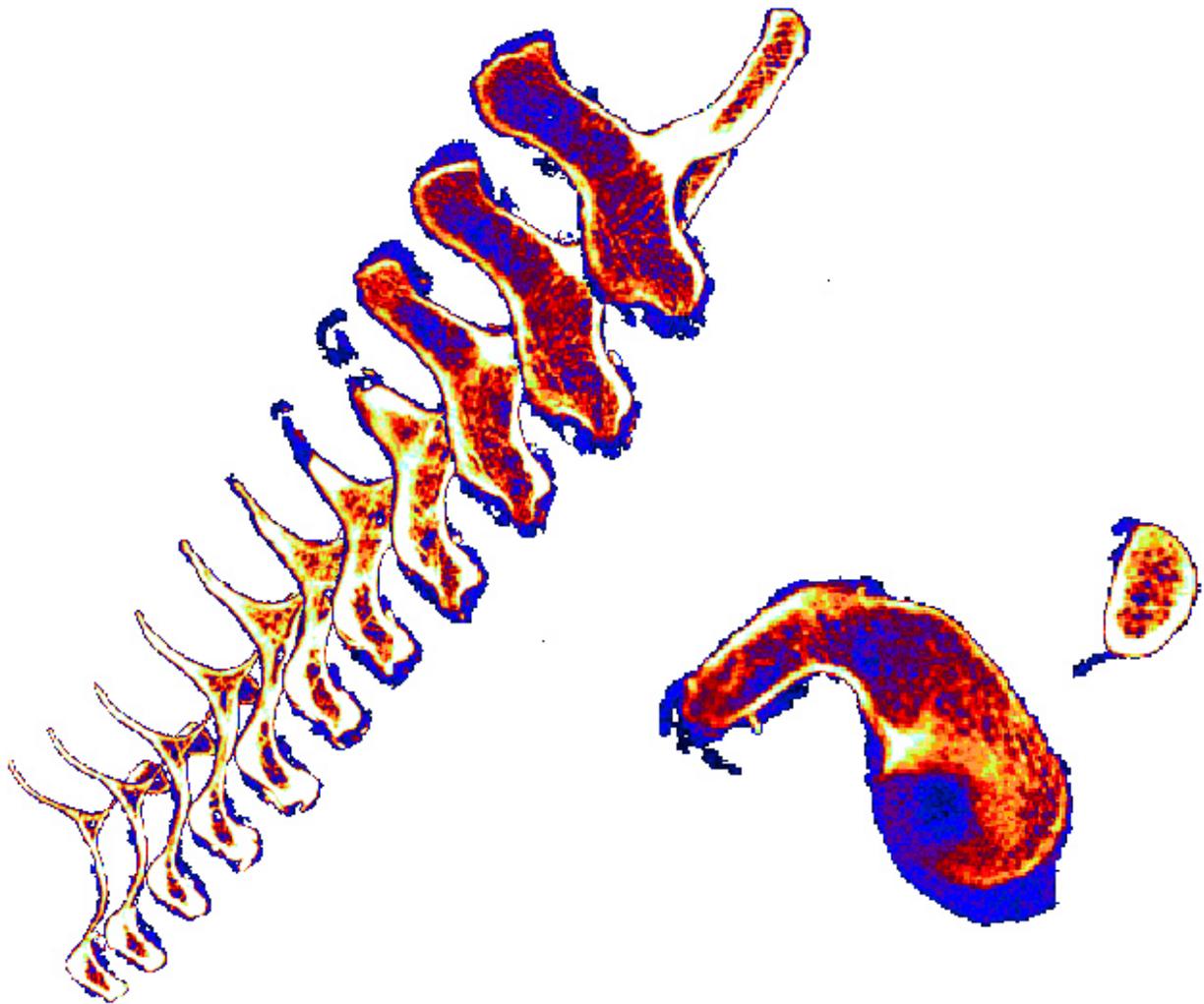


Abb. 5: Darstellung der gewonnenen Einzelschnitte mit dem pQCT: Von medial nach lateral werden parasagittale Schnittebenen (annähernd parallel zur Glenoidfläche) durch die Scapula gelegt. Rechts unten die Schicht dicht unter der Gelenkfläche mit dem Processus coracoideus.



Abb. 6: Schematisch dargestellt: die zusammengesetzten Voxel ergeben eine 3D-Rekonstruktion der Scapula¹⁴.

Die erhaltenen Messwerte wurden mit Hilfe einer Regressionsanalyse in Knochendichtwerte zurückgerechnet. Aus früheren Messungen^{52,53} 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 größter möglich auftretender Wert wurde die größte 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 kleines Hilfsprogramm vom Computer übernommen.

Die gewonnenen Werte wurden notiert und in einer Tabelle zusammengestellt.

3. geometrische Vermessung der Daten

Nach dem digitalen Remodelling der Einzelschnitte zu dreidimensionalen Schulterblattobjekten unter AVS-Express konnte mit einem weiteren Hilfsprogramm eine geometrische Vermessung der Daten erfolgen.

Hierzu wurden 2 digitale Würfel verschiedener Farbe zur besseren visuellen Unterscheidung ins Objekt eingebracht. Die Kantenlänge der Würfel wurde mit 1mm auf den kleinstmöglichen Wert gesetzt. Der Computer berechnete im dreidimensionalen Raum den Abstand zwischen den beiden Würfeln, als ob eine virtuelle Strecke diese verbinde. Der vom Computer berechnete Zahlenwert entsprach dem wirklichen Abstand der beiden Würfel in mm. Auf

diese Weise konnten auch in vivo oder röntgenologisch eher schwierige Vermessungen einfach durchgeführt werden.

Es wurde wie folgt vorgegangen: Zunächst wurde der größte Längsdurchmesser in der Glenoidebene bestimmt (Abbildung 7).

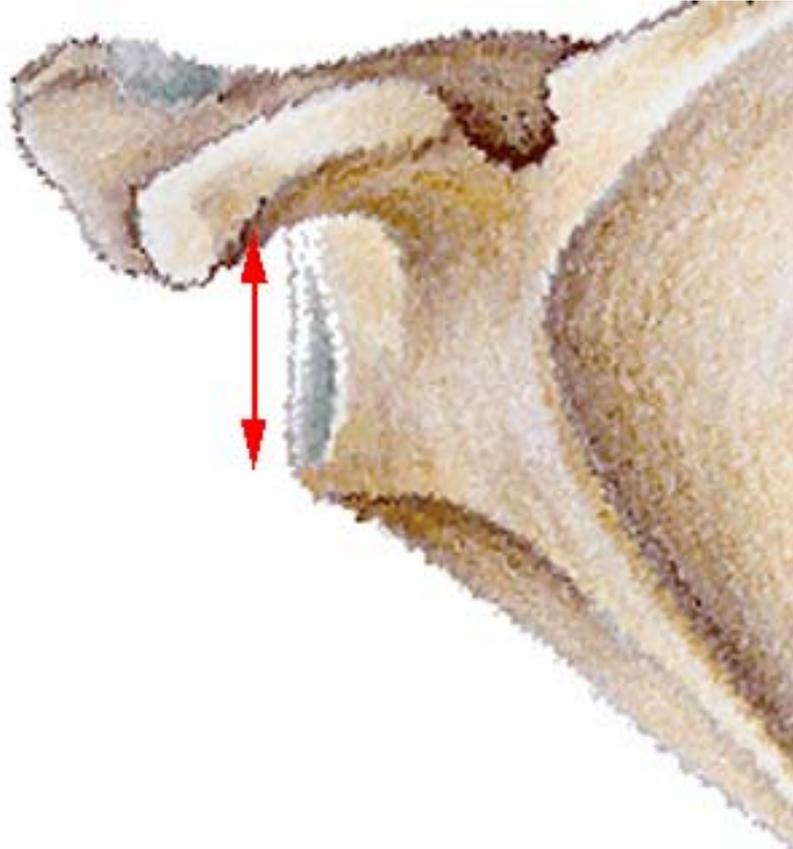


Abb. 7: Längsdurchmesser des Glenoids.

Im Anschluss hieran wurde der größte Querdurchmesser in der Glenoidebene bestimmt (Abbildung 8).

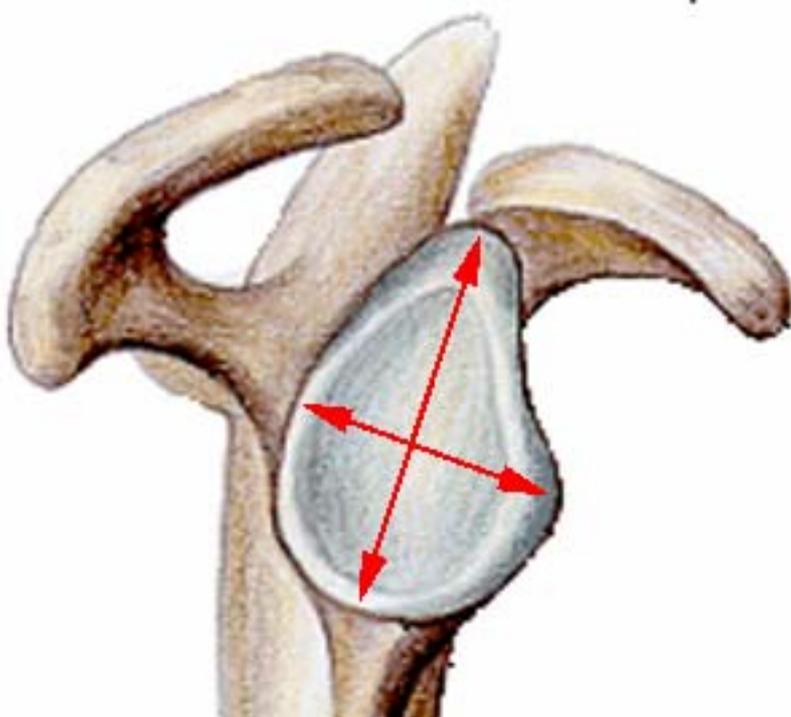


Abb. 8: Längs- und Querdurchmesser am Glenoid.

Aus dem Schnittpunkt der beiden Strecken wurde geometrisch das Zentrum des Glenoids bestimmt (Abbildung 9).

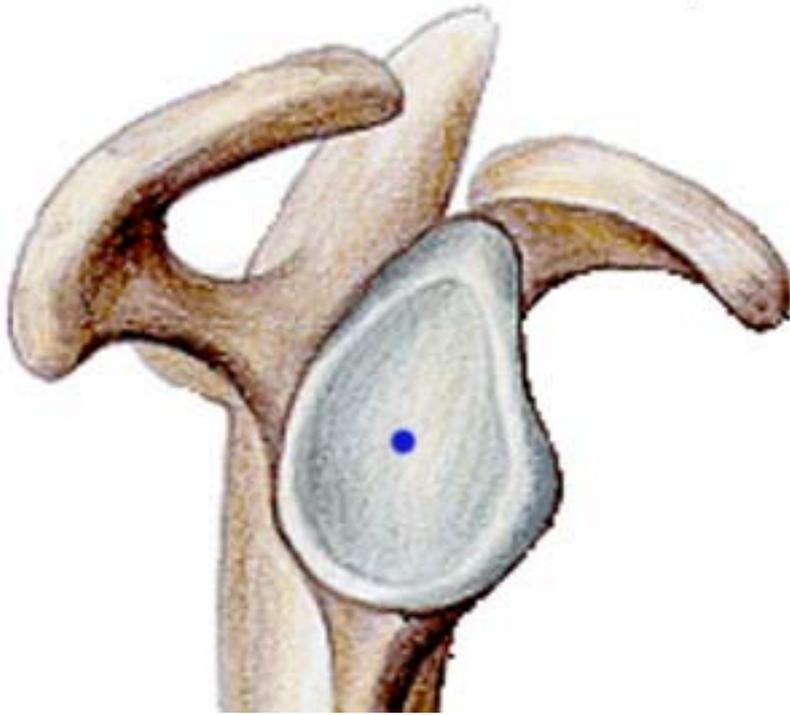


Abb. 9: Geometrisches Zentrum des Glenoids.

Es wurde die Größe der Konkavität des Glenoids bestimmt, ausgehend von dem Zentrum (Abbildung 10).



Abb. 10: Größe der Konkavität am Glenoid.

Ausgehend vom Zentrum wurden die Abstände zu Coracoid und Acromion vermessen (Abbildung 11).

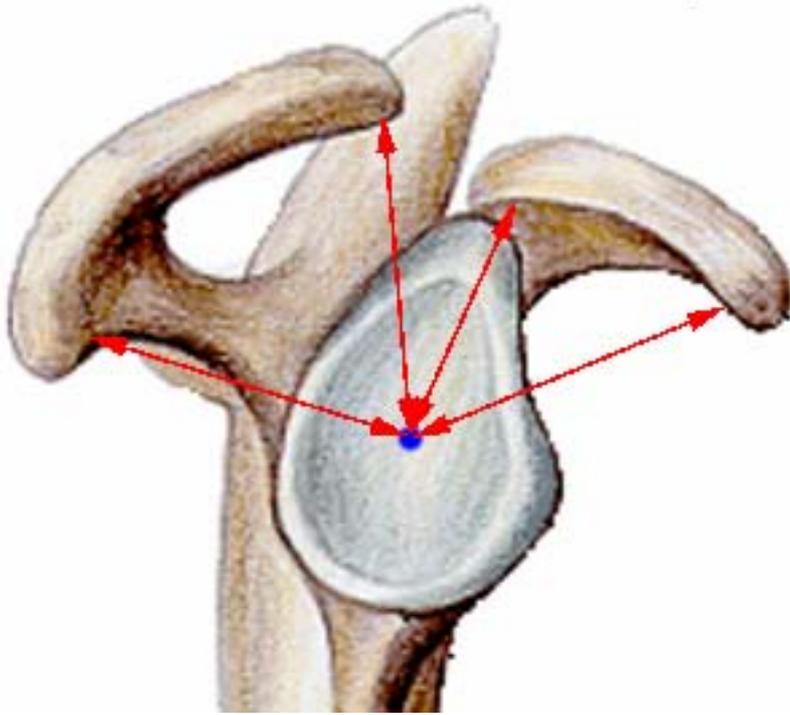


Abb. 11: Abstände vom Mittelpunkt des Glenoids zu Acromion und Coracoid.

Anhand dieser wurden geometrisch konzentrische Kreise auf der Glenoidebene mit Mittelpunkt im Zentrum des Glenoids einbeschrieben. Die Radien dieser Kreise wurden so lange vergrößert, bis die Kreislinie entweder einen gemeinsamen Punkt mit Acromion oder Coracoid aufwies. Diese Kreisradien wurden in einer Tabelle zusammengestellt (Abbildung 12).

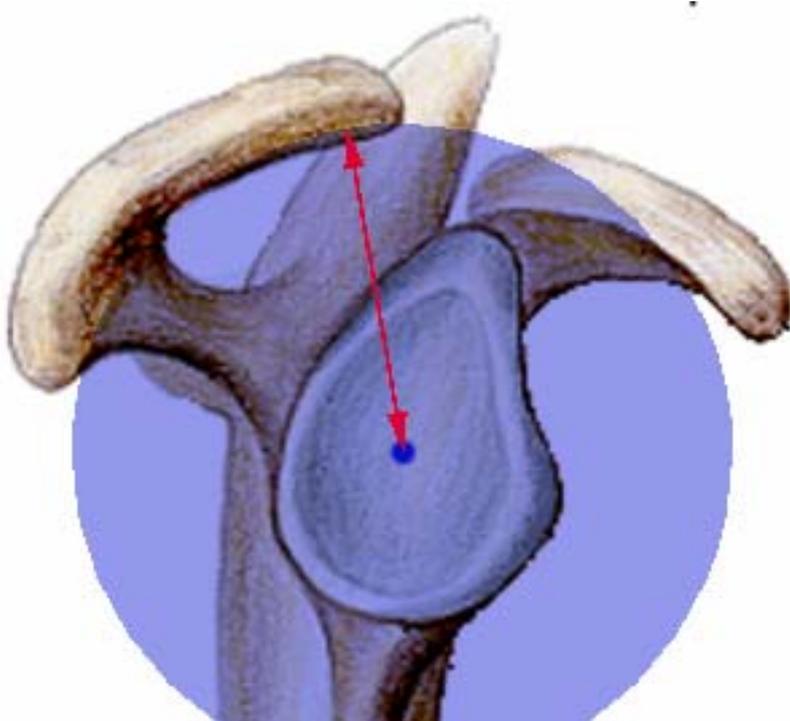


Abb. 12: Einbeschriebener Kreis mit Mittelpunkt im Zentrum des Glenoid.

4. Auswahl vergleichbarer Dichteareale

4.1. Lokalisationsbestimmung der zu quantifizierenden Areale

Da im Scout-Scan die Scapulae so platziert wurden, dass Schnitte parallel zur Glenoidebene durchgeführt werden konnten, wurden fünf spezifische Areale zur Bestimmung der Knochendichte, so genannte ROIs, Regions of Interest, festgelegt. Diese wurden einmal in Höhe der Kortikalis und einmal im spongiösen Bereich definiert. Die definierten kortikalen Areale befanden sich jeweils im superioren, posterioren, zentralen, anterioren und inferioren Glenoid. Die spongiösen Lokalisationen jeweils medialwärts darunter (Abbildung 13).

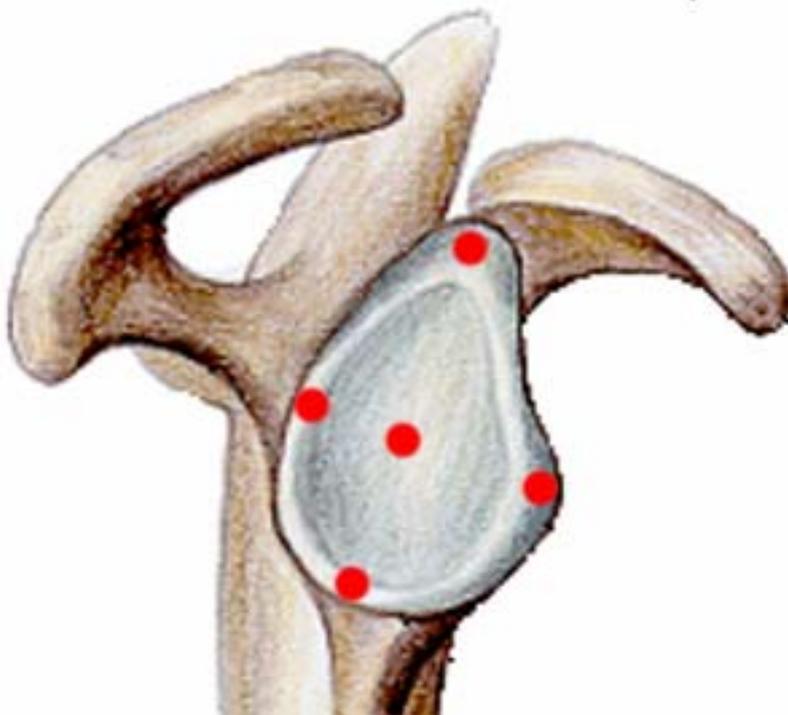


Abb. 13: Schematische Darstellung der Scapula von lateral mit Lokalisation der Knochendichtemesspunkte.

Der zentrale Knochendichtemesspunkt wurde geometrisch bestimmt. Aus dem größten Längsdurchmesser und größten Querdurchmesser des Glenoids wurde, mittels eines hierfür neu erstellten Hilfsprogramms unter AVS-Express, digital das Zentrum des Glenoids definiert. Zu den superioren und inferioren Punkten gelangt man anhand der vertikalen Hilfslinie beim Finden des Längsdurchmessers. Zu den anterioren und posterioren Punkten analog anhand der horizontalen Hilfslinie zum Finden des Querdurchmessers.

Die entsprechenden spongiösen Knochendichtemesspunkte wurden gefunden, indem digital nach medial manövriert wurde, bis sicher der spongiöse Anteil erreicht war. Die entsprechenden vergleichbaren Knochendichten wurden im Anschluss in einer Tabelle zusammengestellt. Die Abbildungen 14 bis 16 zeigen die Benutzeroberfläche zum Darstellen und Vermessen der digitalen Daten.

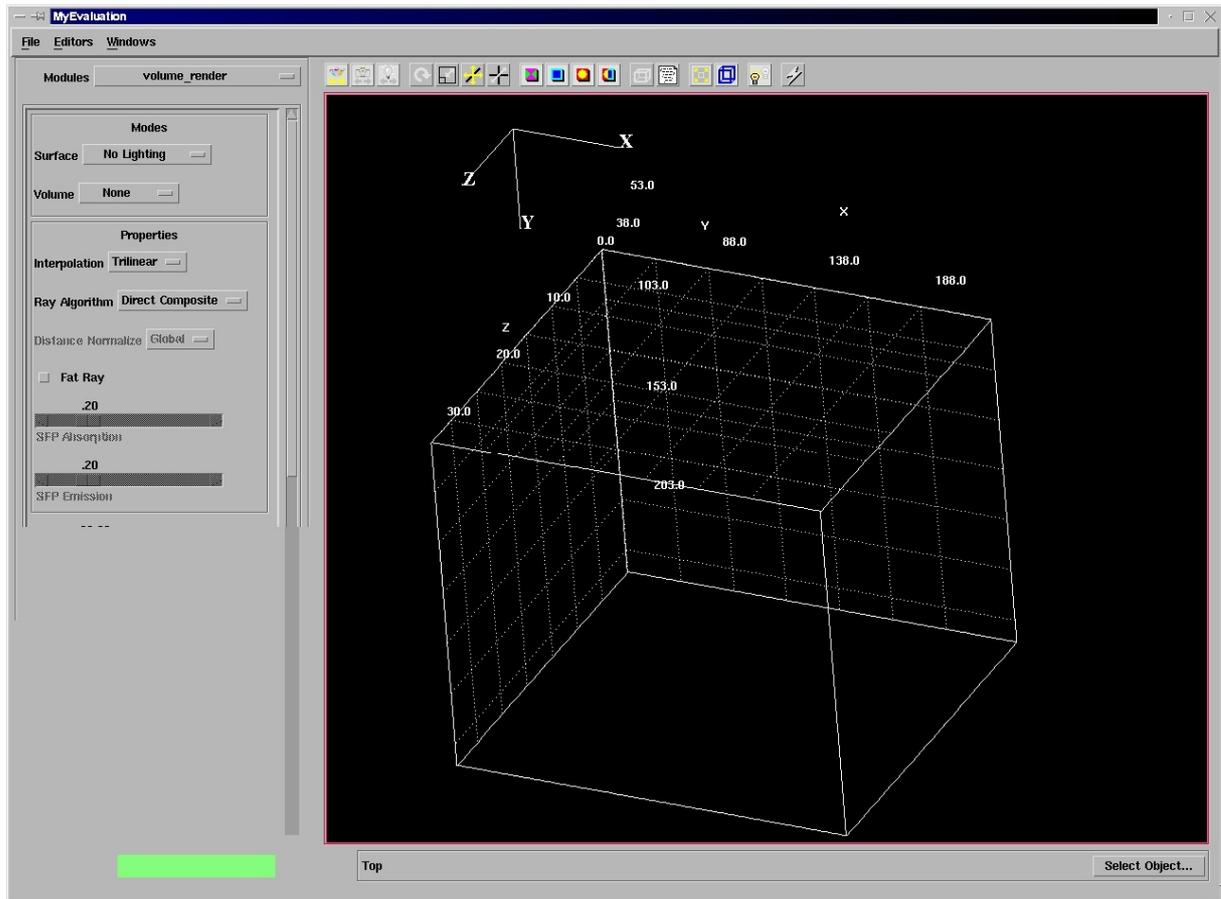


Abb. 14: Darstellung der Benutzeroberfläche zur Darstellung der 3-D-Rekonstruktion der Scapulae.

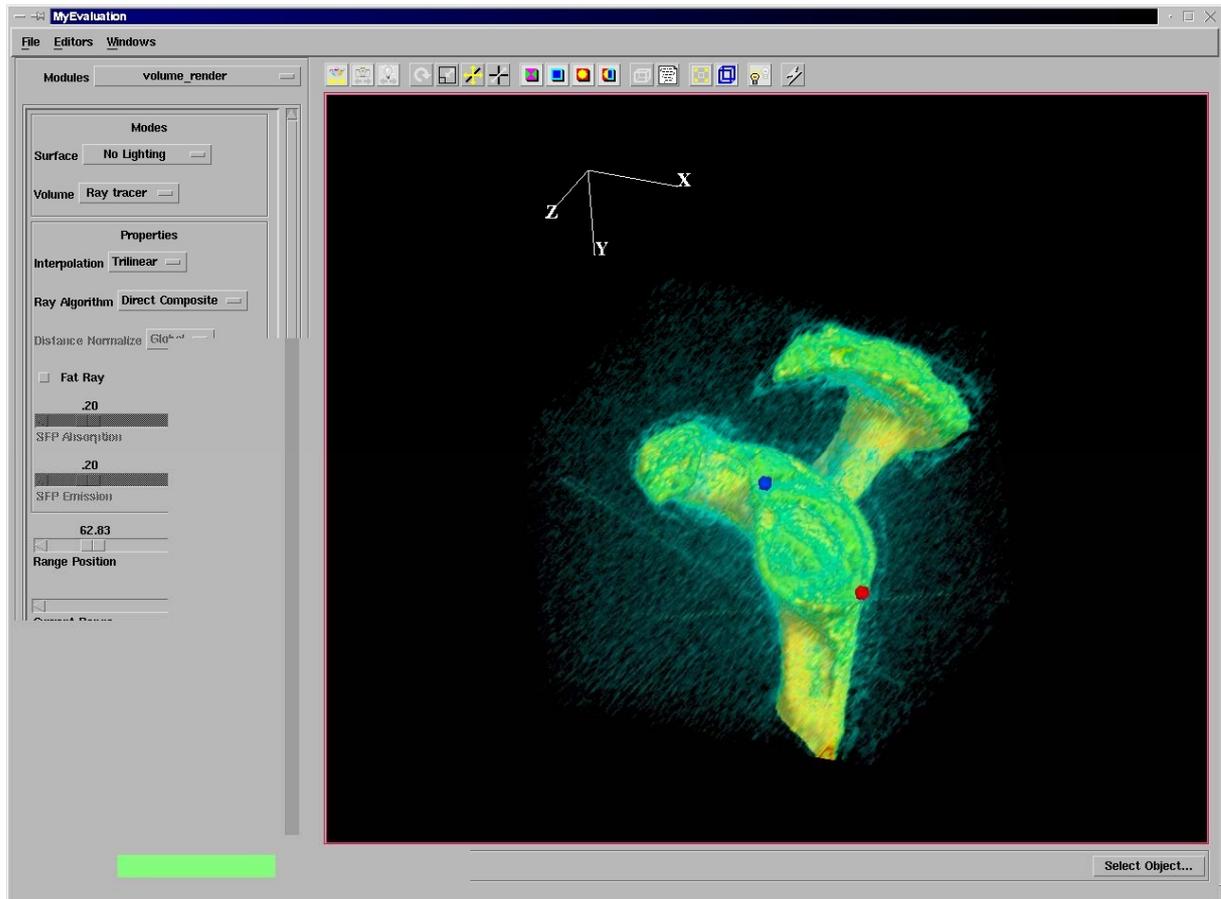


Abb. 15: Darstellung der Benutzeroberfläche zur Darstellung der 3-D-Rekonstruktion der Scapulae mit markiertem Längsdurchmesser des Glenoids.

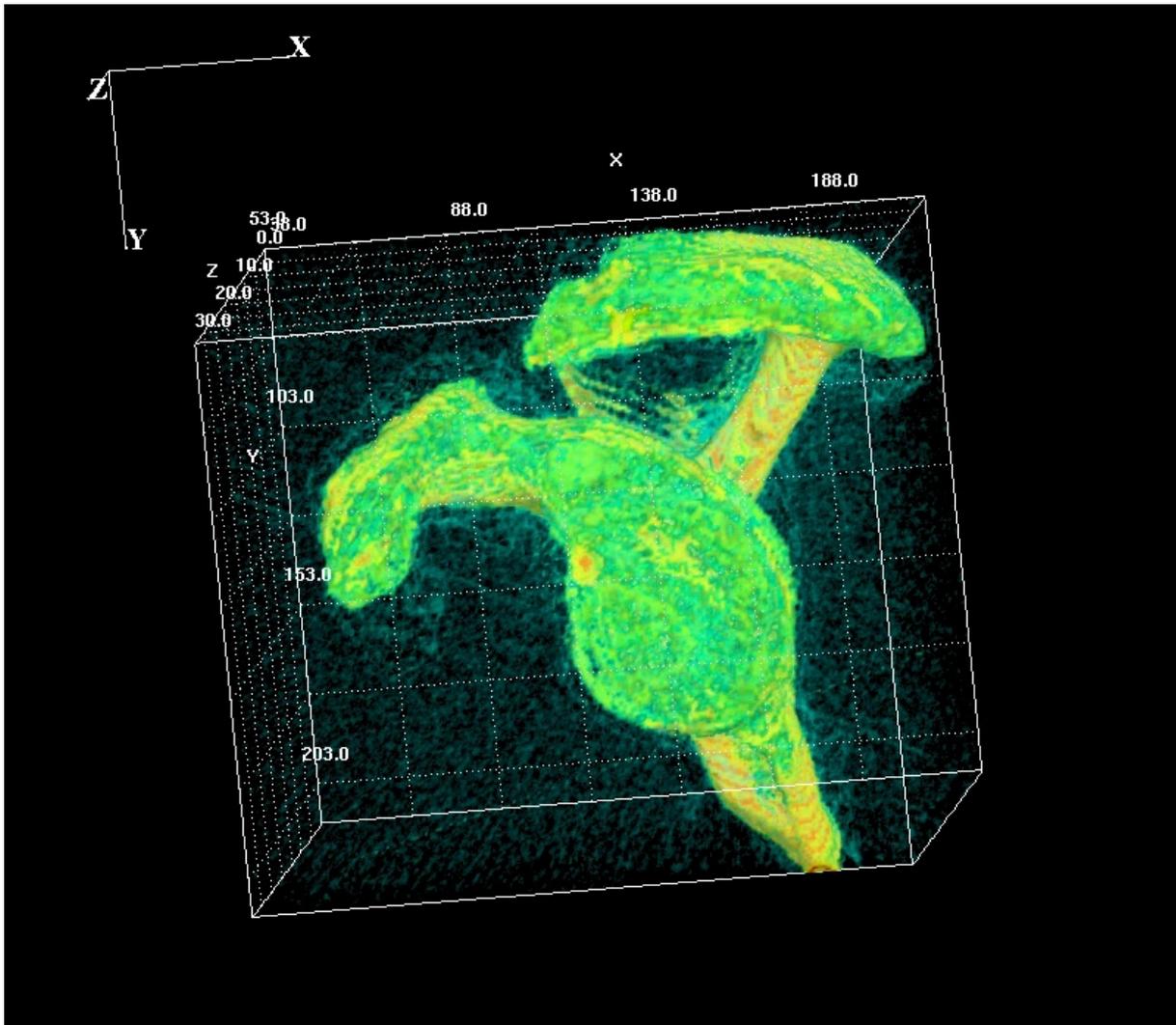


Abb. 15: Darstellung der Benutzeroberfläche zur Darstellung der 3-D-Rekonstruktion der Scapulae mit Gitternetz zur besseren räumlichen Orientierung.

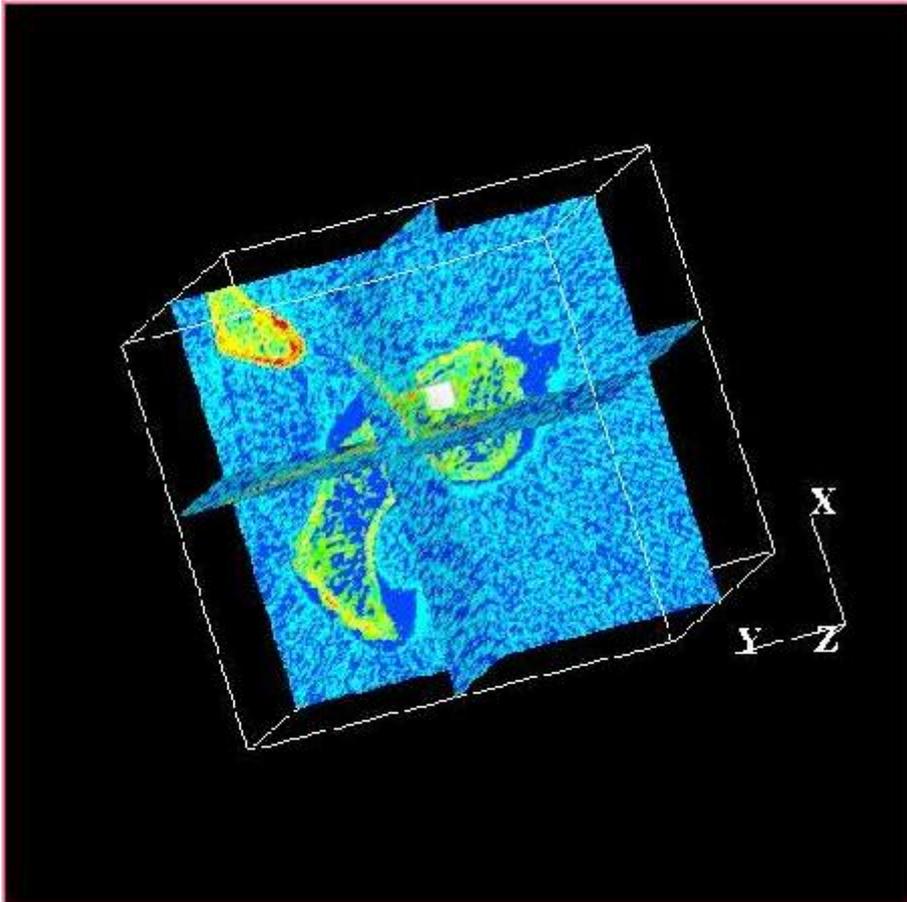


Abb. 16: Darstellung der Benutzeroberfläche zur Darstellung der 3-D-Rekonstruktion der Scapulae mit Schnitt in 3 Ebenen und eingebrachtem Messwürfel.

5. Quantitativer Vergleich von Dichtearealen

5.1. Verwendete Software

Die gemessenen Daten wurden in der Tabellenkalkulation Microsoft Excel zusammengestellt. Hier erfolgte auch die statistische Auswertung der Datensätze nach Mittelwert und Standardabweichung.

III Ergebnisse

1. geometrische Vermessung der Scapulae

Zunächst wurde unter AVS-Express eine geometrische Analyse der Daten durchgeführt. Hierzu wurde jede Scapula digital vermessen.

1.1. Längsdurchmesser Glenoid

Zunächst wurde der Längsdurchmesser des Glenoids bestimmt (Abbildung 17). Der mittlere Längsdurchmesser betrug $37,36\text{mm} \pm 4,57$ (Minimum $27,46\text{mm}$, Maximum $46,05\text{mm}$).

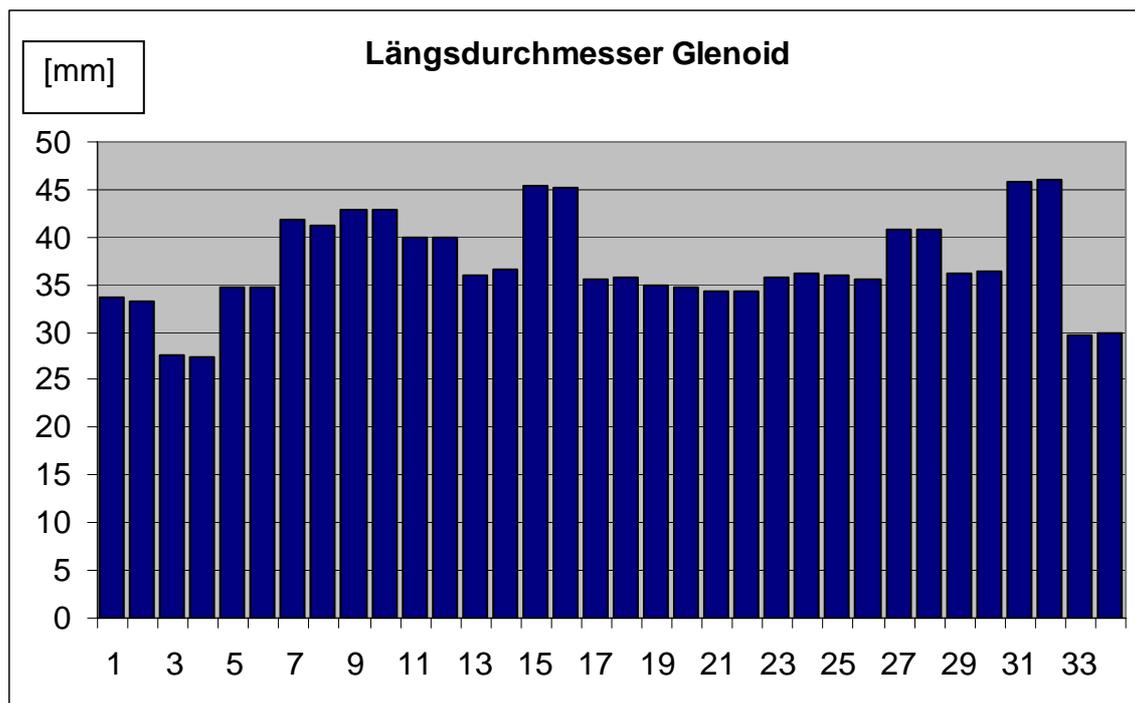


Abb. 17: Auf der Abszisse sind die Nummern der verschiedenen Scapulae aufgetragen. Auf der Ordinate sind die Längsdurchmesser des Glenoids in mm gezeigt.

1.2. Querdurchmesser Glenoid

Anschließend wurde der glenoidale Querdurchmesser der Scapulae ermittelt (Abbildung 18). Der mittlere Querdurchmesser lag bei $28,55\text{mm} \pm 3,00$ (Minimum $22,48\text{mm}$, Maximum $34,75\text{mm}$).

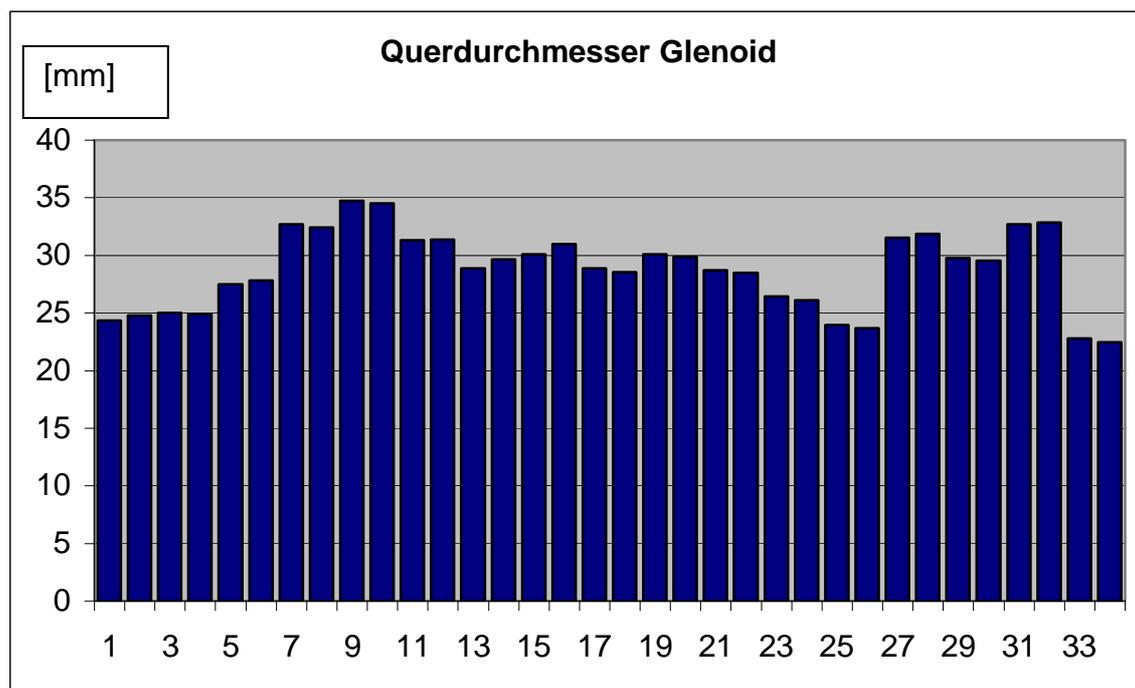


Abb. 18: Auf der Abszisse sind die Nummern der verschiedenen Scapulae aufgetragen. Auf der Ordinate sind die Querdurchmesser des Glenoids in mm gezeigt.

1.3. Vermessung lateraler acromialer Überhang

Es wurde ebenfalls der laterale Überhang des Acromions senkrecht zur Glenoidebene gemessen, dies wird als so genannter lateraler acromialer Overhang bezeichnet (Abbildung 19). Der mittlere Overhang betrug $31,57\text{mm} \pm 4,21$ (Minimum $24,88\text{mm}$, Maximum $37,43\text{mm}$).

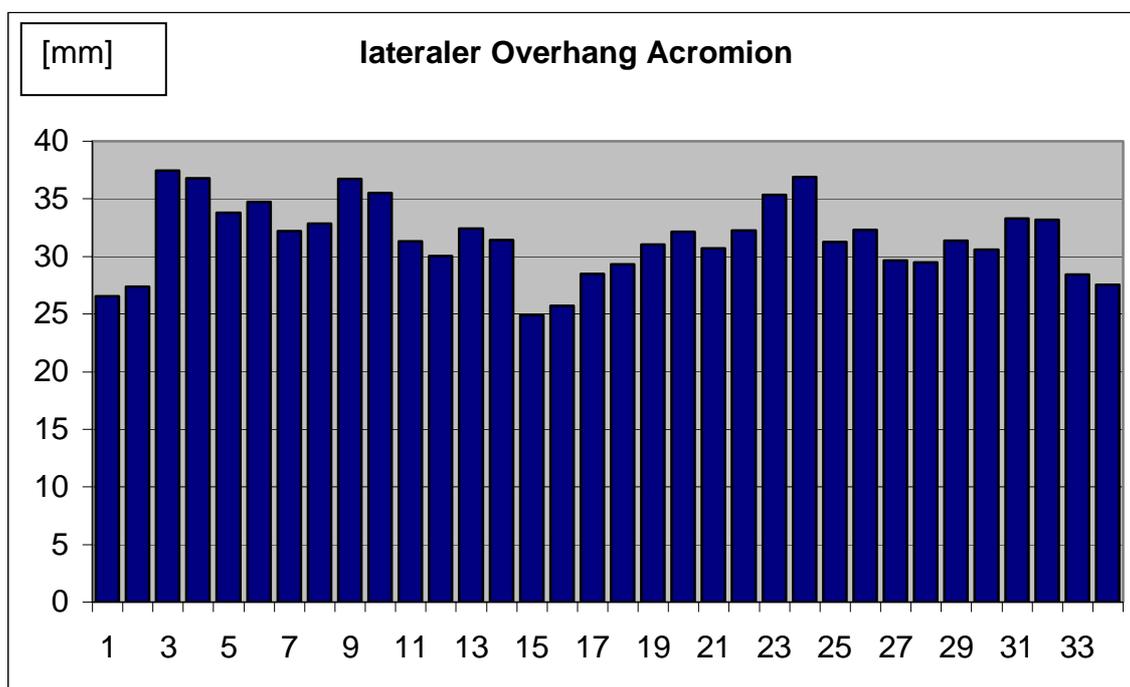


Abb. 19: Auf der Abszisse sind die Nummern der verschiedenen Scapulae aufgetragen. Auf der Ordinate ist jeweils der laterale Überhang des Acromions senkrecht zur Glenoidebene in mm aufgezeigt.

1.4. Vermessung der Randhöhe des Glenoids

Es wurde die Tiefe des gekrümmten Glenoids gemessen (Abbildung 20). Die mittlere Randhöhe lag bei $6,15 \pm 1,21$ mm (Minimum 3,18mm, Maximum 8,17mm).

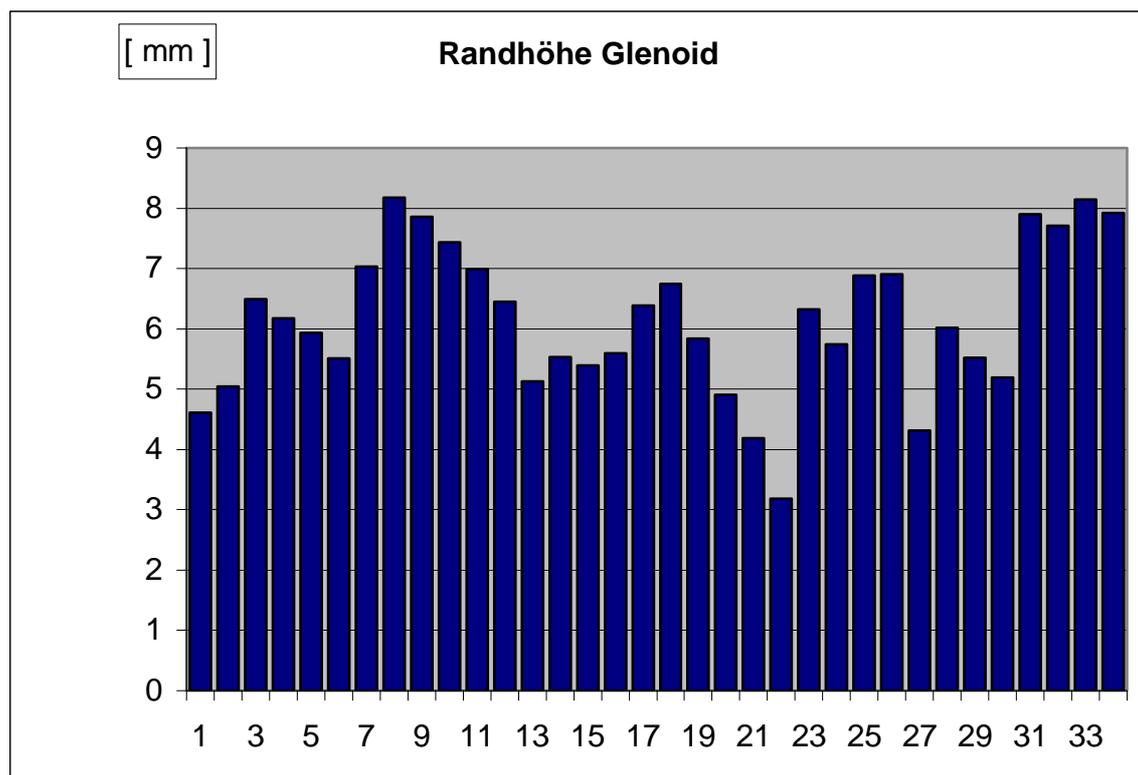


Abb. 20: Auf der Abszisse sind die Nummern der verschiedenen Scapulae aufgetragen. Auf der Ordinate ist jeweils die Tiefe des gekrümmten Glenoids in mm aufgezeigt.

1.5. Kreisradien in Glenoidebene

Die oben beschriebenen Kreisradien wurden in einer Tabelle zusammengestellt (Abbildung 21). Sie verdeutlichen die Problematik der unterschiedlichen Größenverhältnisse in der Schulterprothetik. Der mittlere Radius lag bei $32,68\text{mm} \pm 2,01$ (Minimum $25,73\text{mm}$, Maximum $38,91\text{mm}$).

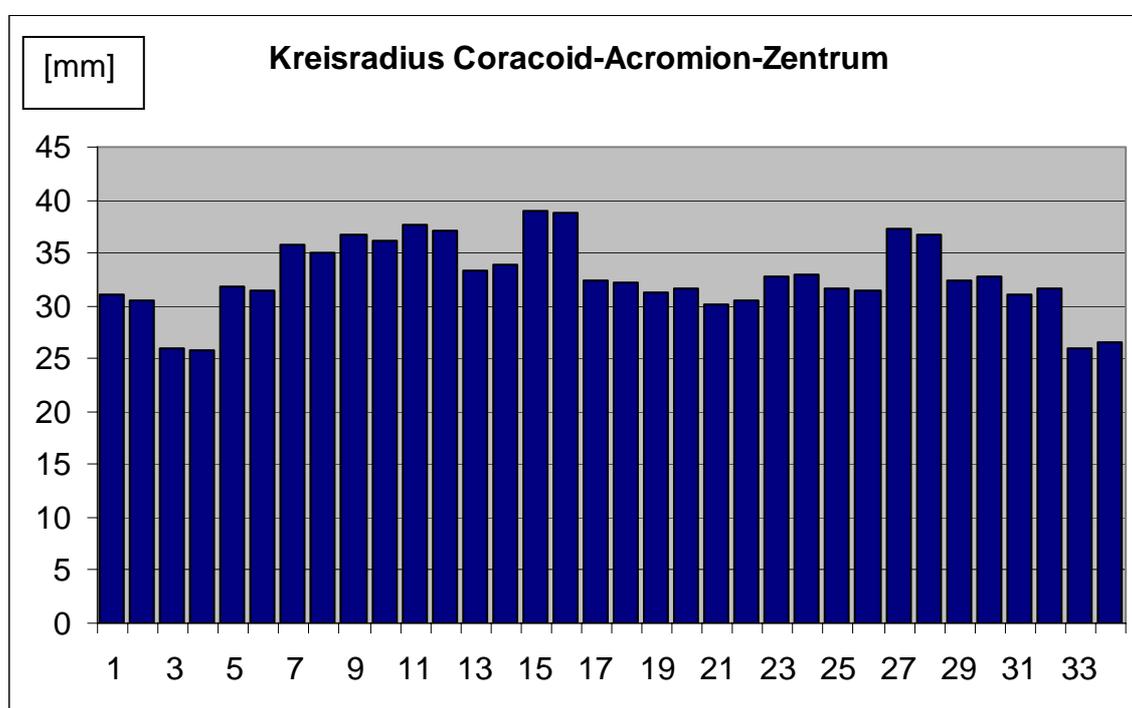


Abb. 21: Auf der Abszisse sind die Nummern der verschiedenen Scapulae aufgetragen. Auf der Ordinate ist jeweils der Radius der maximal einbeschreibbaren Kreise in der Glenoidebene in mm aufgezeigt.

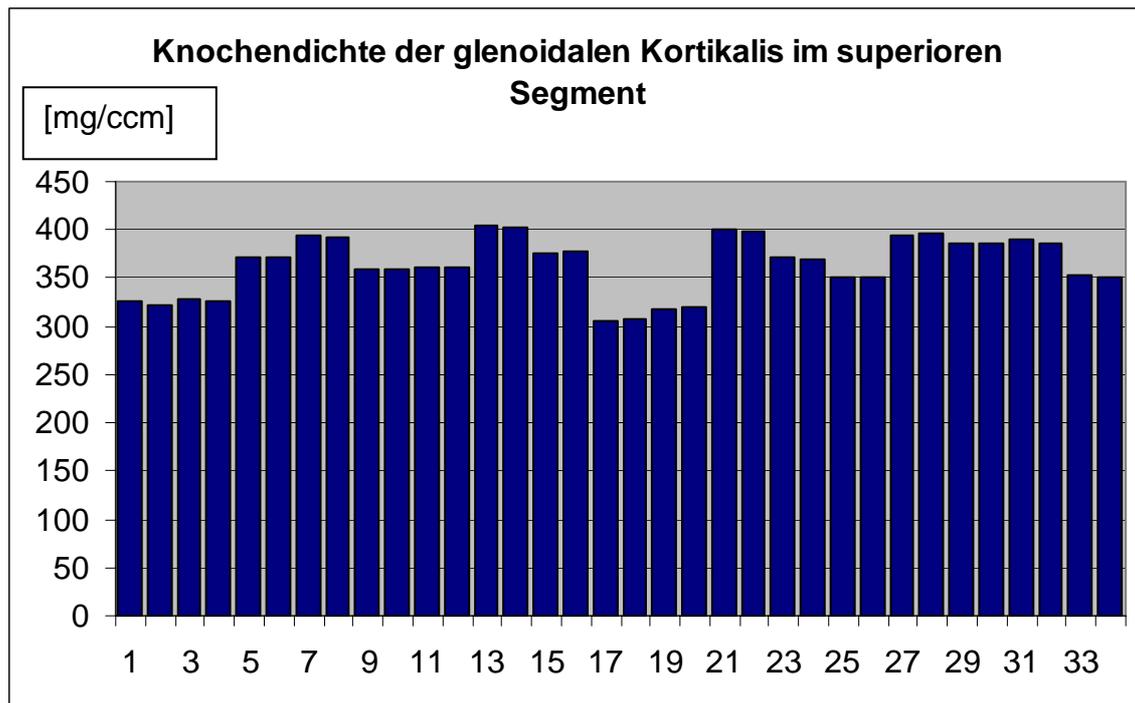
2. Vermessung der glenoidalen Knochendichte

2.1. kortikale Anteile

2.1.1. superiore Kortikalis

Es wurde die repräsentative Knochendichte an den vorher bestimmten Punkten des Glenoids gemessen. Zunächst auf Höhe der kortikalen Schicht (Abbildung 22).

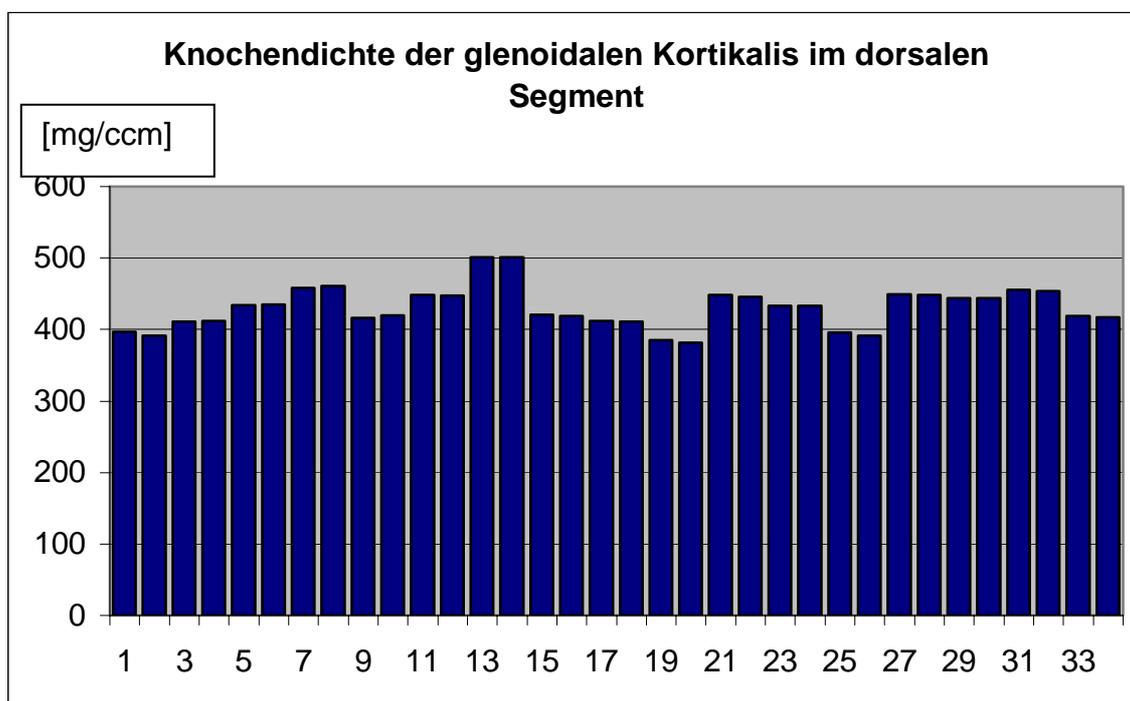
Es zeigte sich eine durchschnittliche Knochendichte von $363,83\text{mg/ccm} \pm 29,32$ (Minimum $304,78\text{mg/ccm}$, Maximum $405,54\text{mg/ccm}$).



In der Abb. 22 sind auf der Abszisse die Nummern der Scapulae aufgetragen. Auf der Ordinate die entsprechenden Knochendichten in mg/ccm.

2.1.2. dorsale Kortikalis

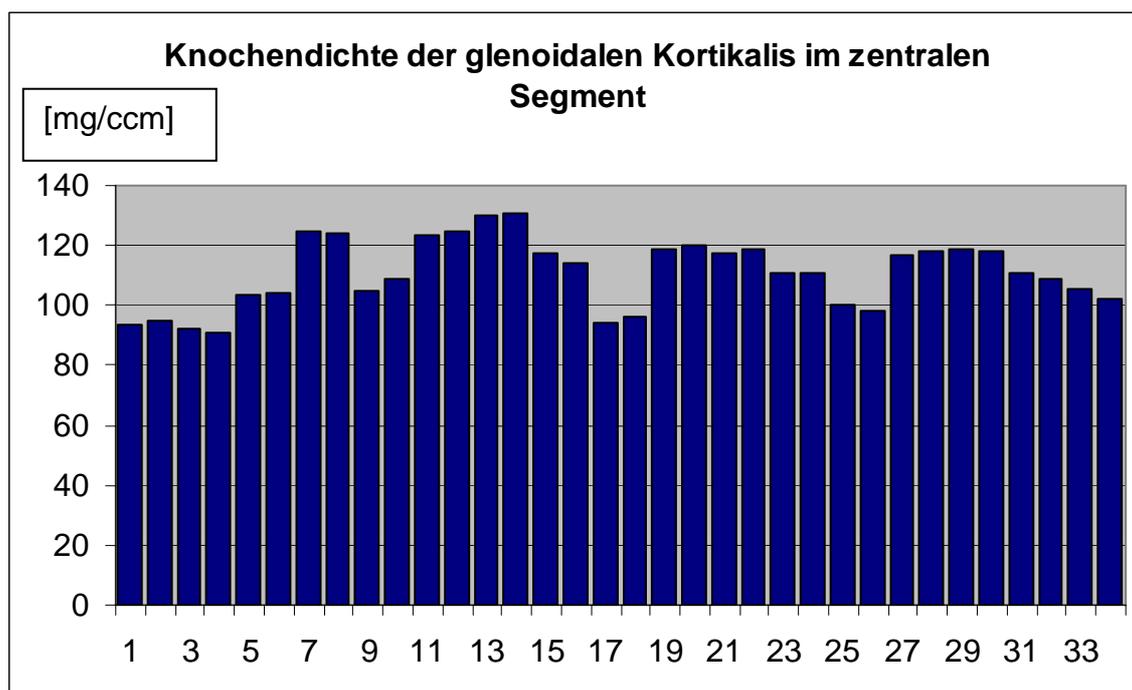
Anschließend wurde die Knochendichte im dorsalen Areal der glenoidalen Kortikalis gemessen (Abbildung 23). Es ließ sich eine durchschnittliche Knochendichte von $430,62\text{mg/ccm} \pm 28,30$ feststellen (Minimum $381,45\text{mg/ccm}$, Maximum $501,02\text{mg/ccm}$).



In der Abb. 23 sind auf der Abszisse die Nummern der Scapulae aufgetragen. Auf der Ordinate die entsprechenden Knochendichten in mg/ccm.

2.1.3. zentrale Kortikalis

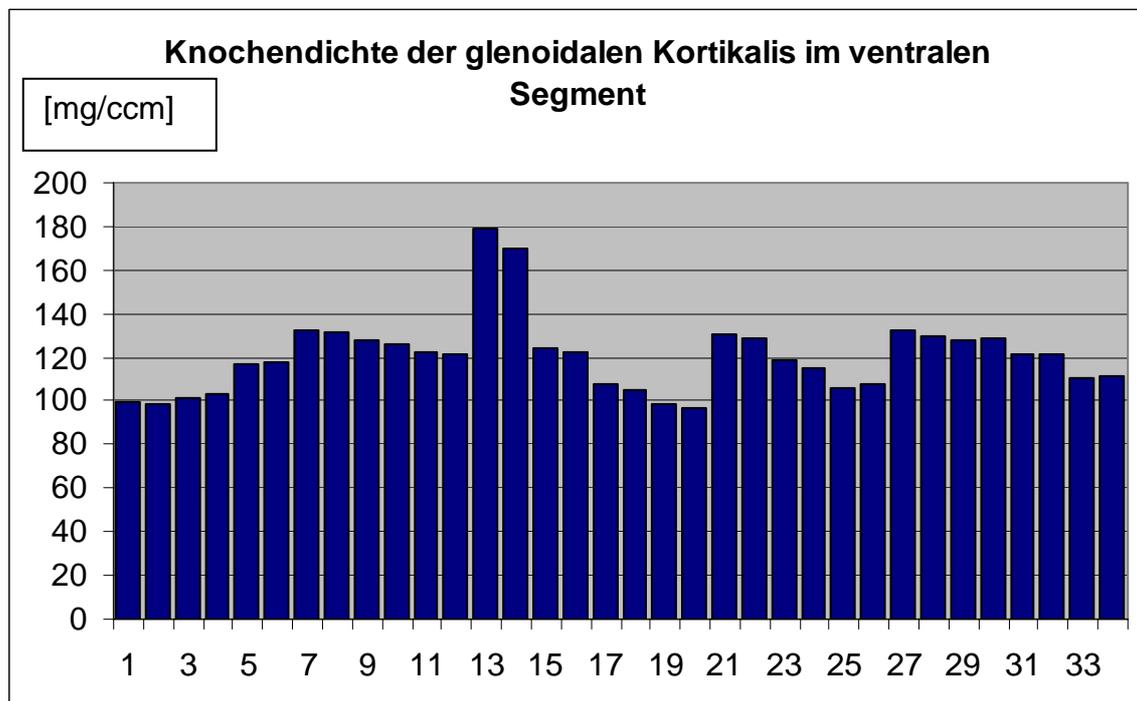
Im Folgenden wurde im zentralen Bereich des Glenoids die Knochendichte ermittelt (Abbildung 24). Hier lag die durchschnittliche Knochendichte bei $110,78\text{mg/ccm} \pm 11,22$. (Minimum $91,06\text{mg/ccm}$, Maximum $130,87\text{mg/ccm}$).



In der Abb. 24 sind auf der Abszisse die Nummern der Scapulae aufgetragen. Auf der Ordinate die entsprechenden Knochendichten in mg/ccm.

2.1.4. ventrale Kortikalis

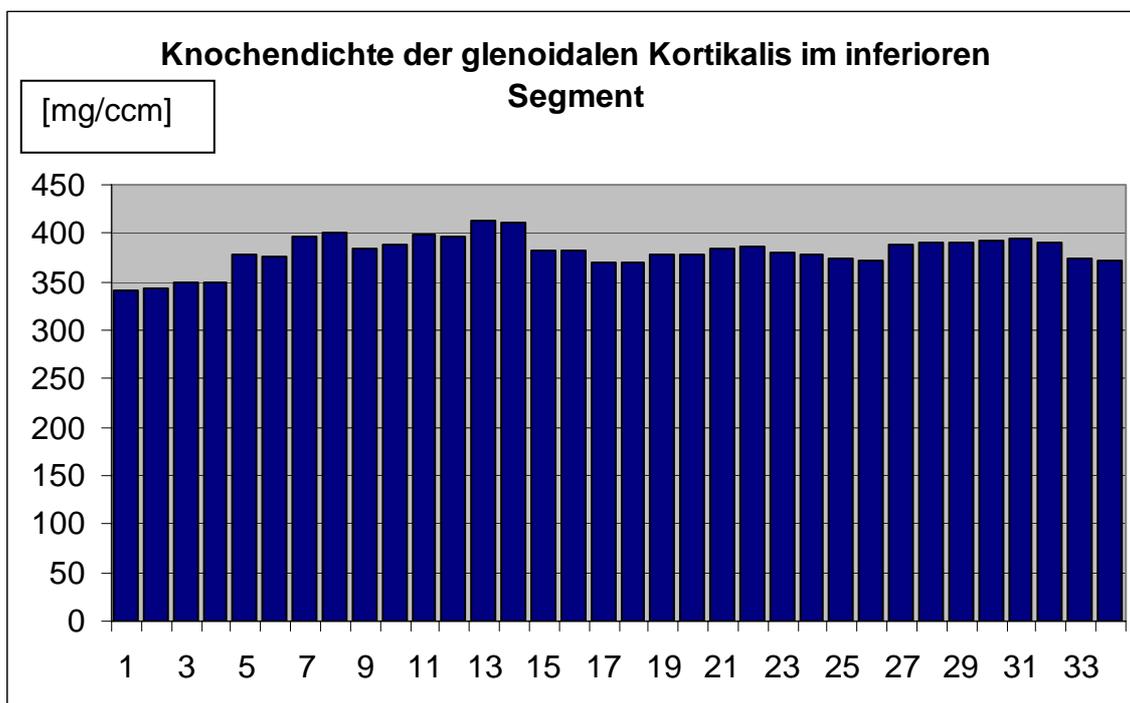
Jetzt wurde die Knochendichte im definierten ventralen Anteil des Glenoids erfasst (Abbildung 25). Es ließ sich hier eine durchschnittliche Knochendichte von $120,46\text{mg/ccm} \pm 17,50$ feststellen (Minimum $96,78\text{mg/ccm}$, Maximum $178,89\text{mg/ccm}$).



In der Abb. 25 sind auf der Abszisse die Nummern der Scapulae aufgetragen. Auf der Ordinate die entsprechenden Knochendichten in mg/ccm.

2.1.5. inferiore Kortikalis

Zuletzt wurde die Knochendichte im inferioren Segment der glenoidalen Kortikalis bestimmt (Abbildung 26). Es ließ sich hier eine durchschnittliche Knochendichte von $381,08\text{mg/ccm} \pm 16,70$ feststellen (Minimum $341,89\text{mg/ccm}$, Maximum $412,87\text{mg/ccm}$).

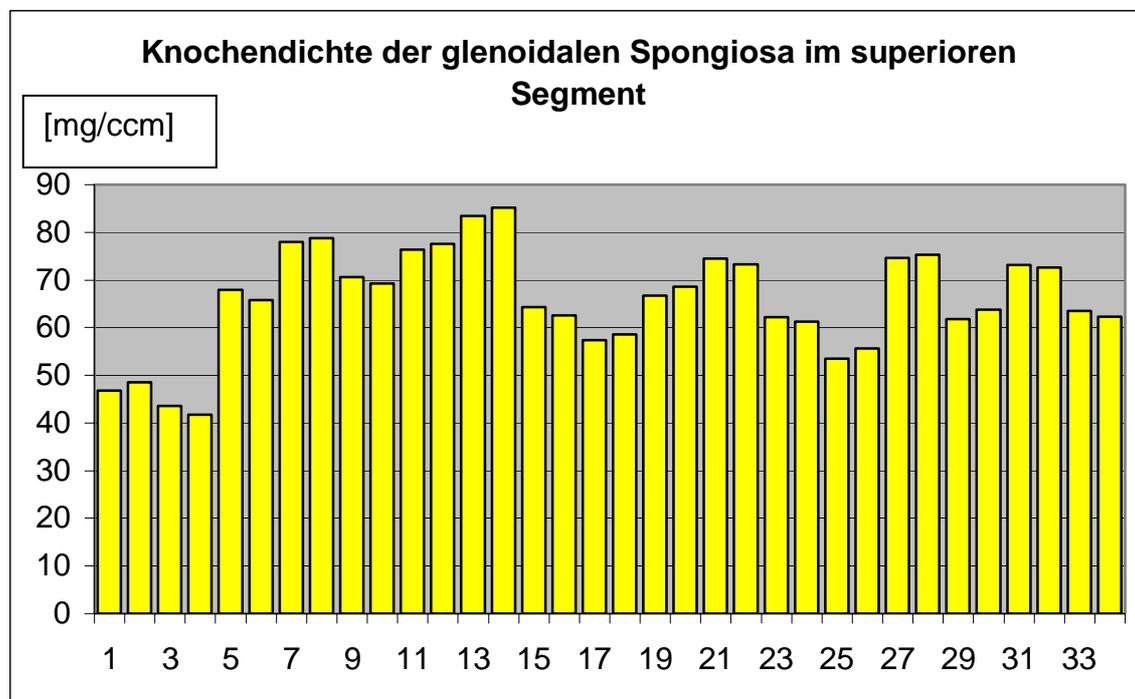


In der Abb. 26 sind auf der Abszisse die Nummern der Scapulae aufgetragen. Auf der Ordinate die entsprechenden Knochendichten in mg/ccm.

2.2. spongiöse Anteile

2.2.1. superiore Spongiosa

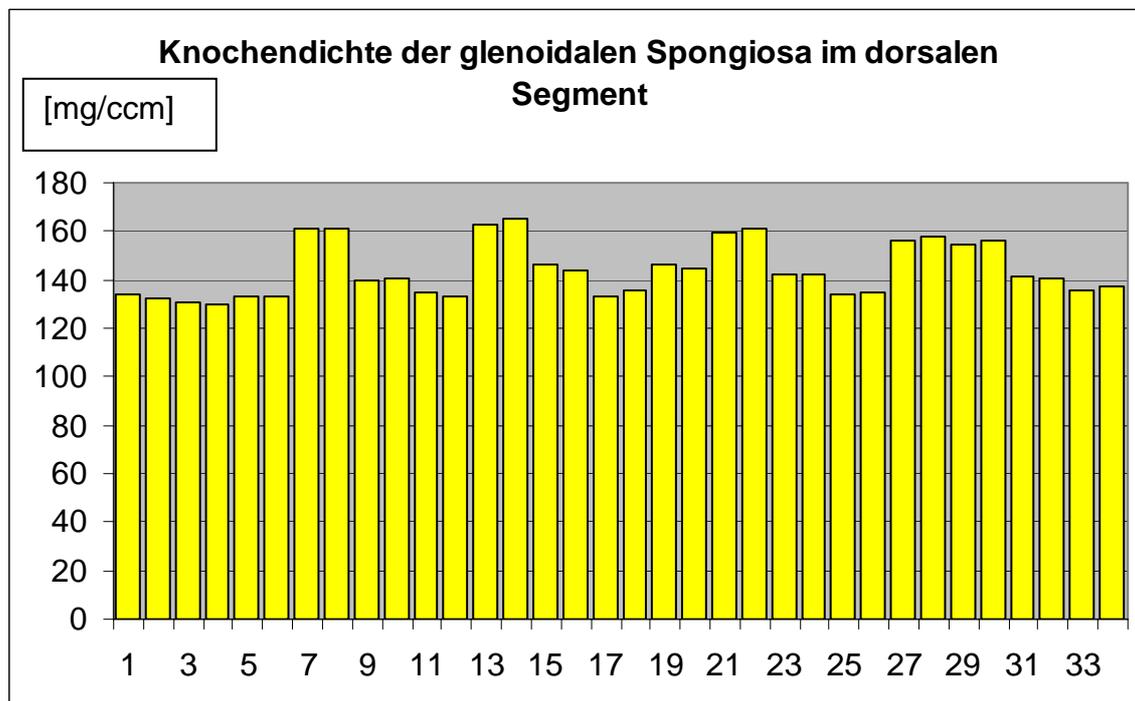
Anschließend folgten die spongiösen Anteile; zunächst im superioren Bereich (Abbildung 27). Es ließ sich hier eine durchschnittliche Knochendichte von $381,08\text{mg/ccm} \pm 16,70$ feststellen (Minimum $41,69\text{mg/ccm}$, Maximum $85,25\text{mg/ccm}$).



In der Abb. 27 sind auf der Abszisse die Nummern der Scapulae aufgetragen. Auf der Ordinate die entsprechenden Knochendichten in mg/ccm.

2.2.2. dorsale Spongiosa

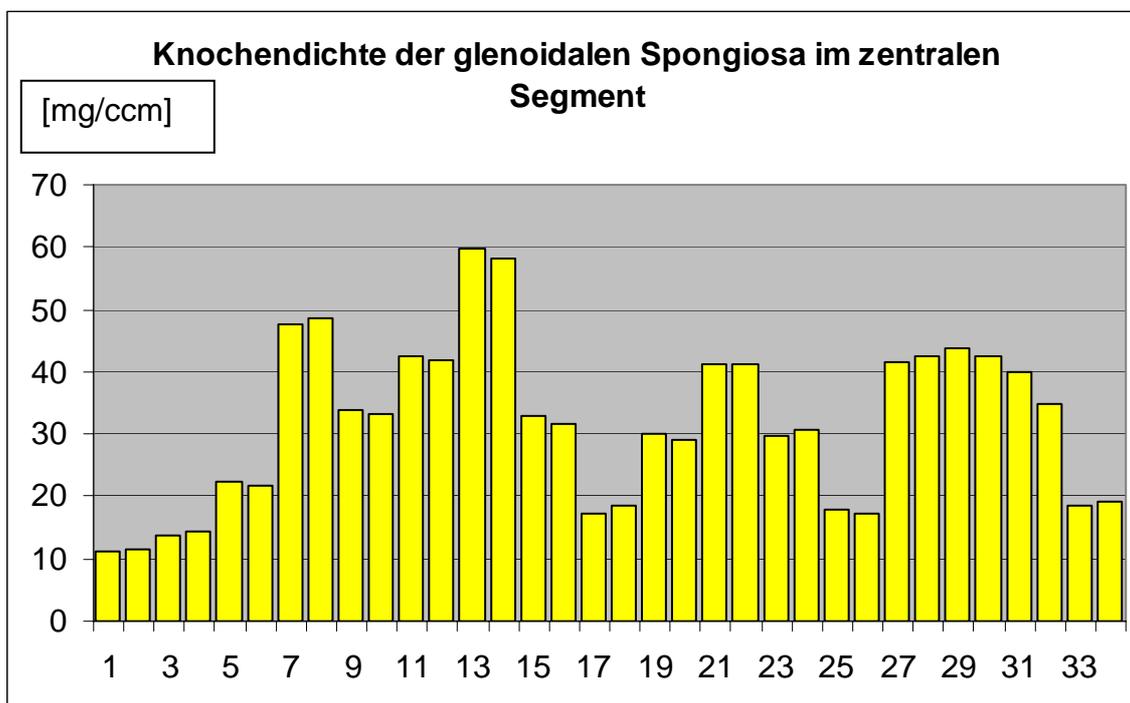
Anschließend wurde die Knochendichte im dorsalen Areal der glenoidalen Spongiosa gemessen (Abbildung 28). Es ließ sich eine durchschnittliche Knochendichte von $143,95\text{mg/ccm} \pm 11,06$ feststellen (Minimum $129,84\text{ g/ccm}$, Maximum $165,45\text{mg/ccm}$).



In der Abb. 28 sind auf der Abszisse die Nummern der Scapulae aufgetragen. Auf der Ordinate die entsprechenden Knochendichten in mg/ccm.

2.2.3. zentrale Spongiosa

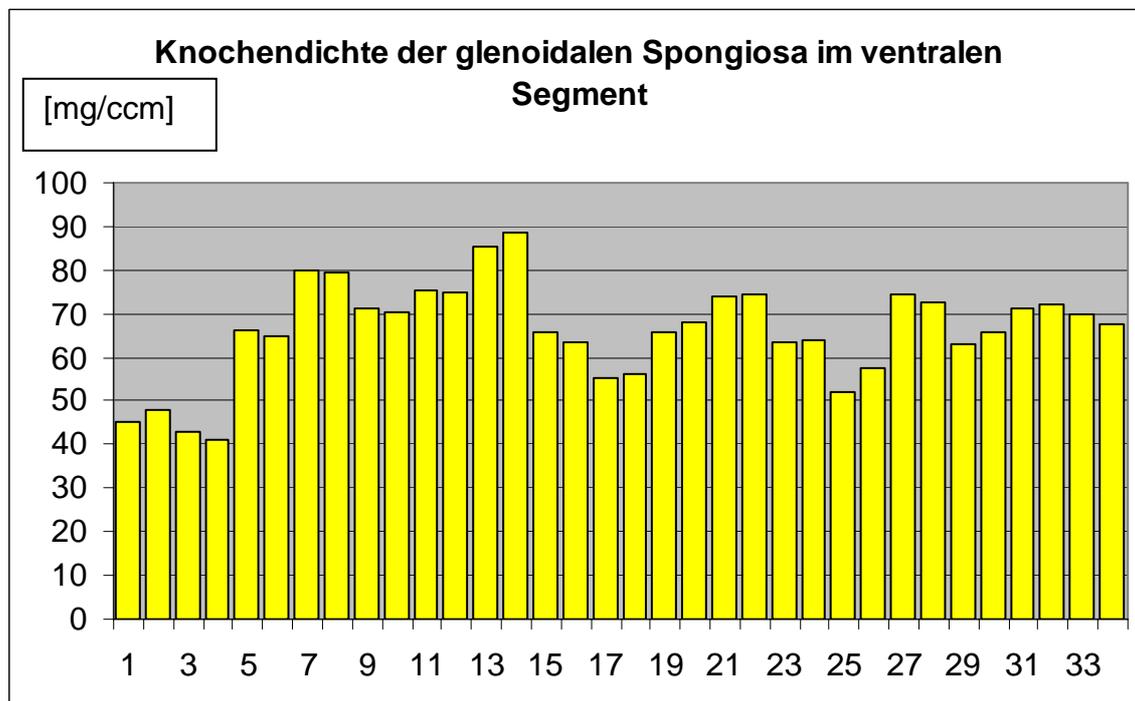
Im Folgenden wurde im zentralen Bereich des spongösen Glenoids die Knochendichte ermittelt (Abbildung 29). Hier lag die durchschnittliche Knochendichte bei $31,79\text{mg/ccm} \pm 13,03$ (Minimum $11,38\text{mg/ccm}$, Maximum $59,93\text{mg/ccm}$).



In der Abb. 29 sind auf der Abszisse die Nummern der Scapulae aufgetragen. Auf der Ordinate die entsprechenden Knochendichten in mg/ccm.

2.2.4. ventrale Spongiosa

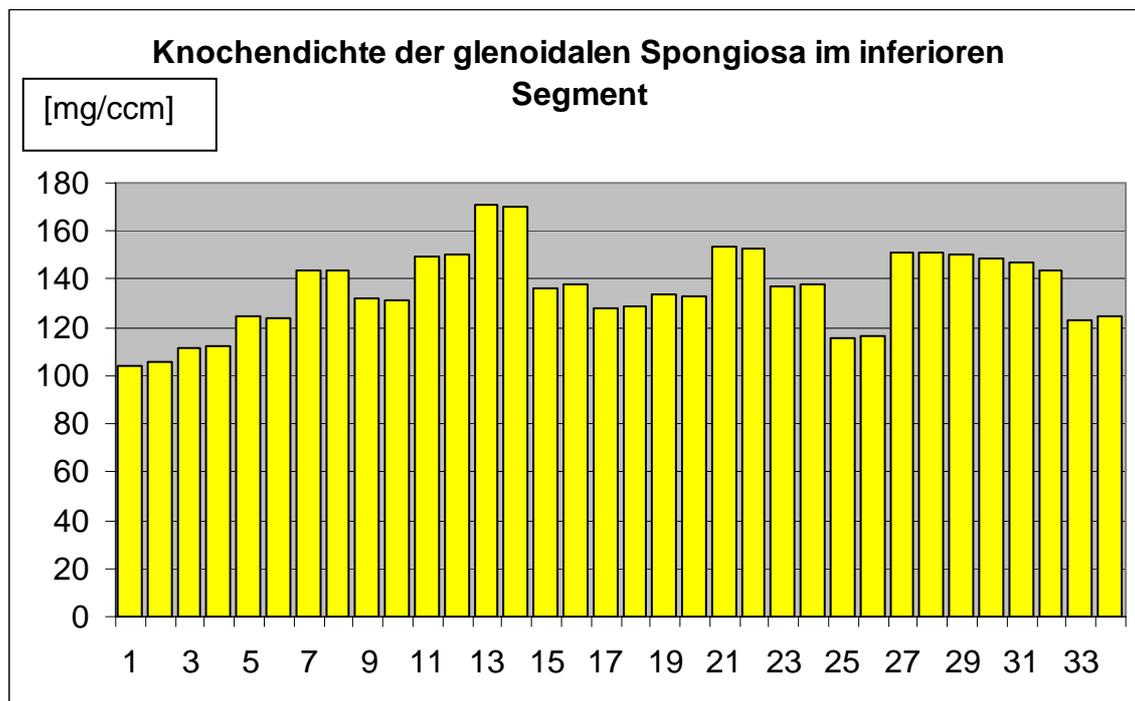
Jetzt wurde die Knochendichte im definierten spongiösen Anteil des ventralen Glenoids erfasst (Abbildung 30). Es ließ sich hier eine durchschnittliche Knochendichte von $66,15\text{mg/ccm} \pm 11,19$ feststellen (Minimum $40,95\text{mg/ccm}$, Maximum bei $88,76\text{mg/ccm}$).



In der Abb. 30 sind auf der Abszisse die Nummern der Scapulae aufgetragen. Auf der Ordinate die entsprechenden Knochendichten in mg/ccm.

2.2.5. inferiore Spongiosa

Auch hier wurde zuletzt die Knochendichte im inferioren Segment der glenoidalen Kortikalis bestimmt (Abbildung 31). Es ließ sich eine durchschnittliche Knochendichte von $136,06\text{mg/ccm} \pm 16,39$ feststellen (Minimum $104,02\text{mg/ccm}$, Maximum $171,23\text{mg/ccm}$).

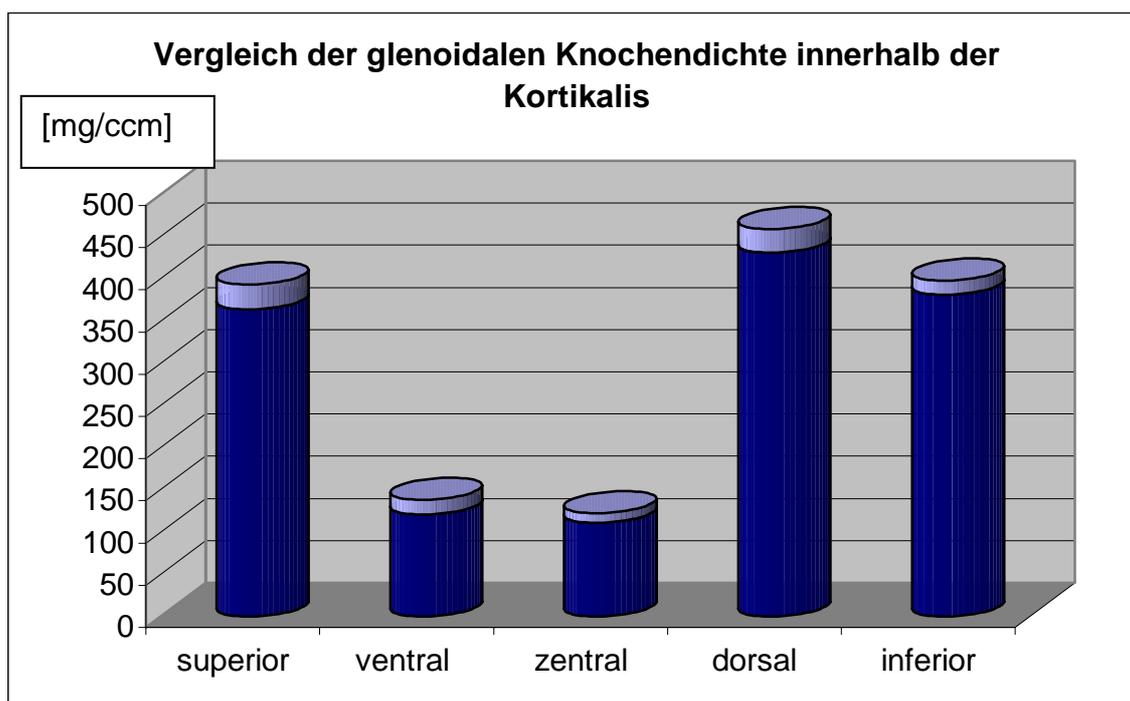


In der Abb. 31 sind auf der Abszisse die Nummern der Scapulae aufgetragen. Auf der Ordinate die entsprechenden Knochendichten in mg/ccm.

3. Vergleich der Knochendichte

3.1. innerhalb der Kortikalis

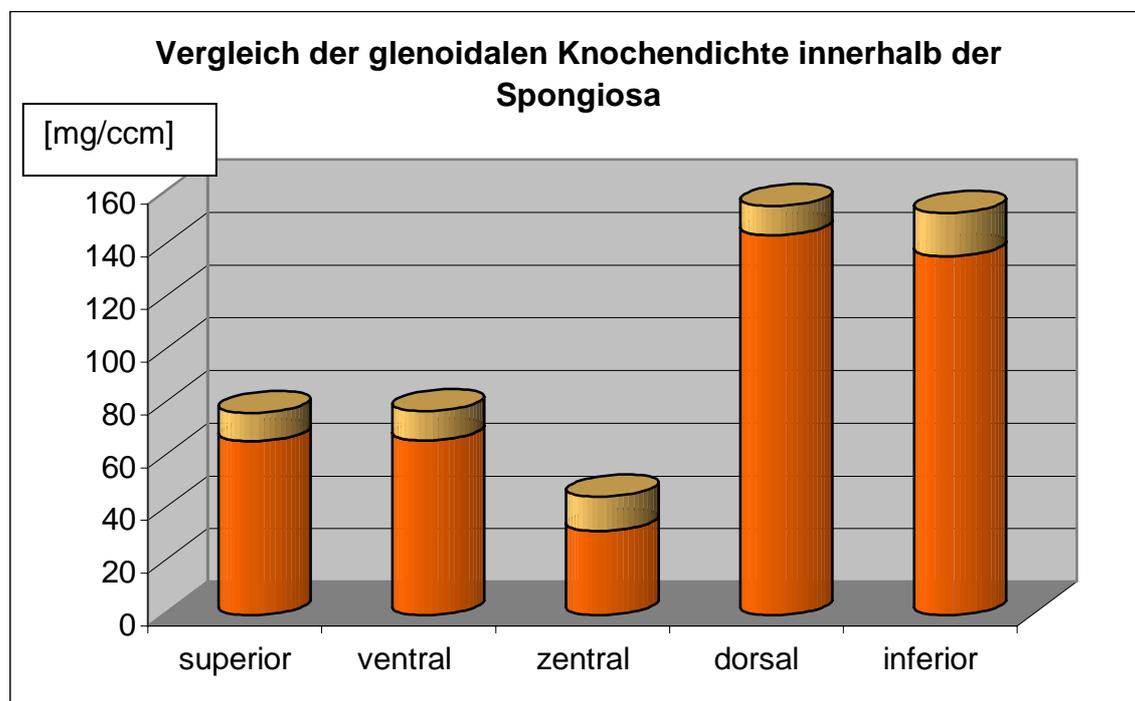
Die Mittelwerte der gemessenen Knochendichteareale wurden dann miteinander verglichen (Abbildung 32). Zunächst wurde nur die Kortikalis betrachtet. Hier zeigten sich besonders dichte Bereiche im superioren, dorsalen und inferioren Segment. Im ventralen und zentralen Bereiche war der Knochen weitaus weniger dicht. Den durchschnittlich dichtesten Bereich bildete mit $430,62\text{mg/ccm} \pm 28,3$ das dorsale Segment.



In der Abb. 32 sind auf der Abszisse die vermessenen Knochendichteareale aufgetragen. Auf der Ordinate die entsprechenden mittleren Knochendichtewerte in mg/ccm mit Standardabweichungen.

3.2. innerhalb der Spongiosa

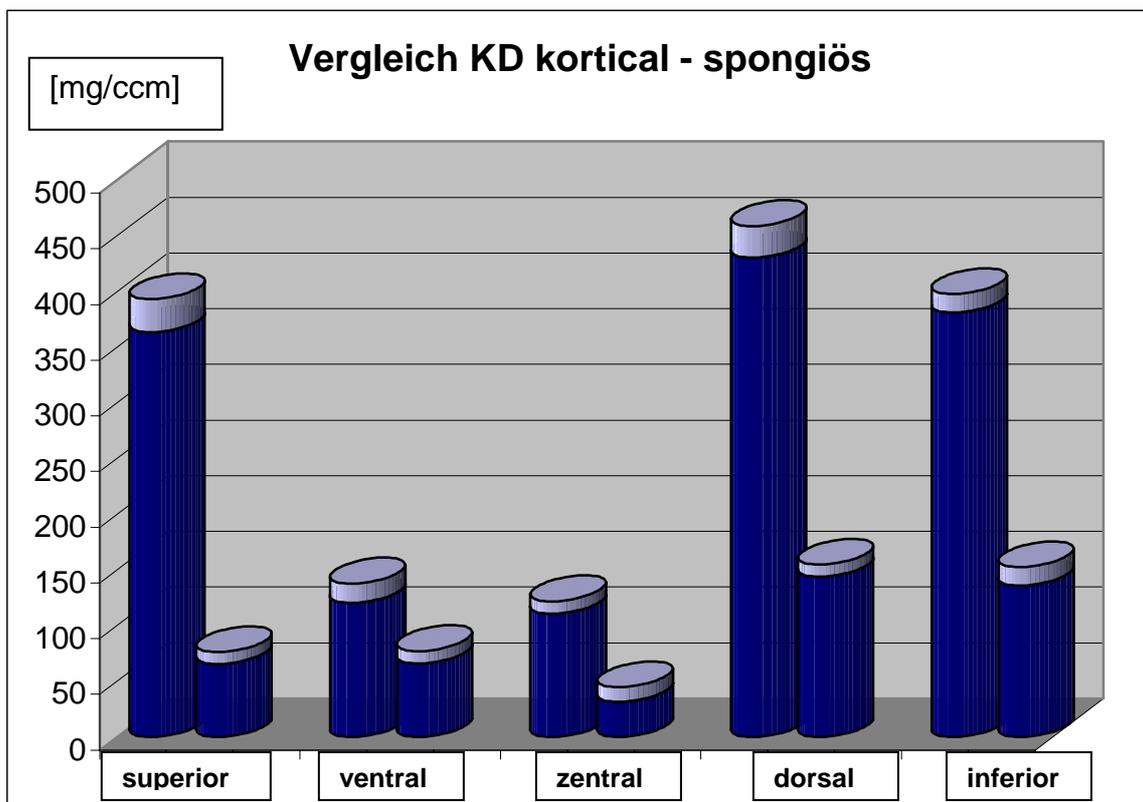
Dann folgte der gleiche Vergleich innerhalb der spongiösen (Abbildung 33). Hier zeigten sich der dorsale und inferiore Bereich mit durchschnittlich 143,94mg/ccm \pm 11,06, bzw. 136,06mg/ccm \pm 16,39 als am knochendichtesten. Den Bereich mit der geringsten Dichte bildete das zentrale Segment mit im Mittel 31,79mg/ccm \pm 13,03.



In der Abb. 33 sind auf der Abszisse die vermessenen Knochendichteareale aufgetragen. Auf der Ordinate die entsprechenden mittleren Knochendichtewerte in mg/ccm mit Standardabweichungen.

3.3. zwischen Kortikalis und Spongiosa

Schließlich wurde noch zwischen kortikalen und spongiösen Anteilen direkt verglichen (Abbildung 34). Im gesamten Glenoid war erwartungsgemäß die Kortikalis in allen gemessenen Arealen knochendichter als die zugehörige Spongiosa.



In der Abb. 34 sind auf der Abszisse die vermessenen Knochendichteareale, jeweils kortikale Anteile gefolgt von den zugehörigen spongiösen Anteilen, aufgetragen. Auf der Ordinate die entsprechenden mittleren Knochendichtewerte in mg/ccm mit Standardabweichungen.

IV Diskussion

Ein Ziel dieser Arbeit war es, eine Möglichkeit aufzuzeigen, mit deren Hilfe sich die geometrischen Verhältnisse an der Scapula relativ einfach messen lassen.

Es müssen dabei im Hinblick auf die Entwicklung neuer Schulterendoprothesen alle topografisch wichtigen Daten erfasst werden können. Wendet man sich der geometrischen Vermessung der Scapulae zu, so dient die Arbeit von Mallon als Vergleich³⁹. Hier wurden aus 14 Leichen 28 Scapulae entnommen und diese nach bestimmter Präparation röntgenologisch untersucht. Eine Serie von drei Röntgenaufnahmen wurde für jede einzelne Scapula angefertigt. Anschließend wurden standardisierte Punkte und Linien auf das Röntgenblatt gezeichnet und danach die entsprechenden Winkel und Abstände gemessen. Um die Geometrie der Acromia untersuchen zu können, wurde ein Abdruck aller Acromia von subacromial angefertigt. Hieran konnte die Topographie der inferioren Oberfläche des Acromions abgeschätzt werden. Die Radien der dem Acromion einbeschriebener Kreise wurden mit Hilfe von extra zu diesem Zweck entworfener Modelle gemessen. Immer waren die Glenoidebene oder deren Mittelpunkt die Standardreferenzpunkte für alle geometrischen Vermessungen. Aufgrund der Varianz in der Retroversion oder Anteversion der Glenoide zu den Scapulae wurden komplizierte trigonometrische Analysen verwendet, um diese Varianzen wieder auszugleichen. Alle diese Untersuchungen erfolgten auf einem Blatt, also im Zweidimensionalen.

Wir führten keine konventionellen Röntgenuntersuchungen der 34 Scapulae durch, da ein pQCT-Scan aller Schulterblätter vorlag. Alle weiteren Untersuchungen erfolgten nur noch digital am dreidimensional rekonstruierten Objekt. Aus diesem Grunde mussten auch keine trigonometrischen Analysen zum Ausgleich der Varianzen bei der Projektion eines dreidimensionalen Objektes auf eine zweidimensionale Ebene durchgeführt werden. Die im

dreidimensionalen Raum erheblich aufwändigere Abstandsmessung zwischen zwei definierten Punkten, errechnete unser Computerprogramm.

Mallon bestimmte zunächst die größten sagittalen und longitudinalen Durchmesser des Glenoids in der Glenoidebene. Als Ergebnis erhielt Mallon sagittal $24 \pm 3,3\text{mm}$ (Minimum 16mm, Maximum 29,5mm), sowie longitudinal $35 \pm 4,1\text{mm}$ (Minimum 28,5mm, Maximum 43,5mm). In unserer Untersuchung bestimmten wir den durchschnittlichen Querdurchmesser, dem sagittalen entsprechend mit $28,55 \pm 3,00\text{mm}$ (Minimum 22,48mm, Maximum 34,75mm) und den Längsdurchmesser, dem longitudinalen entsprechend mit $37,36 \pm 4,57\text{mm}$ (Minimum 27,46mm, Maximum 46,05mm).

Im so genannten „true a.p. View“ der Röntgenaufnahmen der Scapulae von Mallon ergeben sich die Werte des „lateralen Überhangs“ des Acromions mit durchschnittlich $29,4 \pm 3,8\text{mm}$ (Minimum 18,5mm, Maximum 36mm). Wobei der laterale Überhang, im Gegensatz zu unserer Studie, nicht senkrecht im dreidimensionalen zur Glenoidebene gemessen wurde, sondern in einer aus dem „true a.p. View“ sich ergebenden Blickebene. Dieser Abstand ist zwar mit herkömmlichen Röntgenaufnahmen reproduzierbar, im Hinblick auf die tatsächliche Größe der einzubringenden Glenoidkomponente erscheint dieser Abstand wenig sinnvoll.

Die vorliegenden Unterschiede in den topografischen Verhältnissen ergeben sich aufgrund unterschiedlicher Kollektive von Leichenscapulae, auf die in den Studien zurückgegriffen wird. Wobei auf die größere Anzahl an vermessenen Schulterblättern unserer Studie hingewiesen werden darf.

Weitere von Mallon bestimmte Größenverhältnisse lassen sich im Wesentlichen mit dem von uns gemessenen Kreis vergleichen. Dieser Kreis ist in unserer Studie dem Acromion und dem Processus coracoideus einbeschrieben, mit dem Mittelpunkt im geometrischen Zentrum des Glenoids. Die verschiedenen geometrischen Einzelabstände sind unserer Ansicht nach wesentlich unpraktikabler für die Planung von Prothesengrößen zu verwenden, als der von uns gemessene Radius eines einzelnen Kreises.

Für den Schultergelenkersatz sind die exakte Größe und Form des Glenoids von entscheidender Bedeutung für die Passgenauigkeit der Glenoidkomponente. Inzwischen werden, nach verschiedenen Studien über die Abmessungen des Glenoids, variable Größen der zu implantierenden Komponenten angeboten. Diese Studie soll durch Aufzeigen von bisher noch nicht bestimmten Größenverhältnissen im dreidimensionalen Raum auch in Zukunft hilfreich sein für den Entwurf weiterer Glenoidkomponenten.

Betrachtet man die erhobenen Daten als Grundlage zur Entwicklung von verbesserten Implantaten im Bereich der Schulterendoprothetik, so stellt sich weiterhin die Frage nach der Lokalisation der Verankerung im Bereich des Glenoids. Neben den Resultaten der geometrischen Untersuchung können zur Beantwortung die Ergebnisse der Knochendichtemessung herangezogen werden.

Wie in der vorliegenden Arbeit gezeigt, befinden sich am Glenoid knochendichte und weniger knochendichte Anteile nahe nebeneinander. Innerhalb der Kortikalis am Glenoid zeigen sich zum Beispiel die ventralen und zentralen Areale deutlich Knochendichte gemindert im Vergleich zur übrigen glenoidalen Kortikalis. Vergleicht man die gefundenen Ergebnisse mit der Arbeit von Frich²¹, der die besonderen Struktur- und Materialeigenschaften des Glenoids hervorhob, wird eine große Übereinstimmung deutlich. Frich hat für seine Versuche ein so genanntes „Osteopenetrometer“ benutzt, mit dem er die topografisch unterschiedliche „Stärke“ des Knochens am Glenoid bemaß. Er fand höhere Stärke-Werte posterior, superior und anterior des Bereichs der größten Konkavität des Glenoids. Auch wir haben am Modell relativ hohe Knochendichtewerte dorsal und superior erhalten, beim ventralen, also anterioren Bereich in der Messung von Frich, weicht unsere Messung ab.

Gemäß der in verschiedenen Untersuchungen^{15,16,52,53} gefundenen Alters- und Geschlechtsabhängigkeit der Knochendichte, muss man davon ausgehen, dass die Abweichung in der unterschiedlichen Zusammensetzung des Untersuchungskollektivs zu begründen ist.

Wie durch Niebur⁴⁷ bestätigt, erlaubt eine höher auflösende Untersuchung des Ausgangsmaterials eine genauere Prognose hinsichtlich der zu erwartenden

Eigenschaften im Finite Elemente Modell. Er bescheinigt der Datengewinnung mittels QCT und anschließender 3-D-Rekonstruktion sogar Gleichwertigkeit mit wirklichen mechanischen Testmodellen.

Es ist notwendig, nicht nur eine Unterscheidung in kortikale und spongiöse Anteile des Knochens zu treffen, sondern es muss auch die trabekuläre Struktur der spongiösen Knochenanteile in Betracht gezogen werden^{3,32,34,44}. Mit dem in der vorliegenden Studie angewandten Verfahren der peripheren quantitativen Computertomographie wurde eine Auflösung bis zu den trabekulären Strukturen des Knochens erreicht^{1,30}, die alle bisherigen beschriebenen Verfahren zur Datenerfassung an der Schulter für Finite Elemente Modelle bei weitem übertrifft^{12,14,36,37}. In den bisher verwendeten Modellen wurde der untersuchte Knochen als nahezu homogene Struktur betrachtet. Diese Vereinfachung wird der komplexen verzahnten Struktur des trabekulären Knochens jedoch in keinster Weise gerecht^{3,33,34,42,43,48}. Meist wurde zur Datengewinnung an der Scapula auf Computertomographie als ein etabliertes Verfahren zurückgegriffen^{8,12,13,23,37}. Man sollte jedoch heutzutage eine genauere Differenzierung in zumindest spongiöse und kortikale Anteile fordern⁴⁷. Aufgrund der komplexen Kraftwirkungen an der Schulter selbst^{24,29}, zusammen mit den differenten Auswirkungen der einzelnen Kräfte auf die verschiedenen Objekte innerhalb des Finiten Elemente Modells³⁴, sind die derzeitig zur Verfügung stehenden Rechner noch überfordert⁴⁷. Jedoch sind Finite Elemente Modelle für zukünftige Untersuchungen unentbehrlich. Unsere Untersuchungen stellen eine solide Basis für weitere Berechnungen dar.

V Zusammenfassung

Finite Elemente Modelle werden als Basis von biomechanischen Analysen für Glenoidimplantate verwendet. Dafür werden üblicherweise herkömmliche CT-Daten benutzt, die jedoch nur eine grobe Annäherung an die dreidimensionalen trabekulären Strukturen der Spongiosa darstellen.

Ziel der Untersuchung war eine genaue räumliche Erfassung des strukturellen Aufbaus und der Mineralisation der gelenknahen Scapula.

Für die Untersuchung wurden 34 Scapulae von 17 Leichen (9 weibliche und 8 männliche) mit einem Sterbealter von 47 – 86 Jahren (Durchschnitt 76 ± 10 Jahre) in einer Alkohol-Formalin-Lösung fixiert und mit einem pQCT-Scanner (Stratec 2000) untersucht. Der pQCT-Scanner erlaubt eine selektive, volumenbezogene Bestimmung der kortikalen und spongiösen Bereiche des Knochens. 35 definierte Schnittbilder pro Scapula wurden anschließend auf einem UNIX-System der Firma HERMES in digitale 3D-Modelle umgewandelt. Die Auswertung der Daten und Vermessung, sowie die Berechnung der Geometrie erfolgte mittels des Programms AVS-Express der Firma Advanced Visual Systems.

Bestimmte ROIs (Regions of Interest) wurden an Punkten der Scapula definiert und anschließend vermessen. Als zentraler Fixpunkt wurde das geometrische Zentrum der Glenoidfläche verwendet.

Es konnte gezeigt werden, dass die übliche Reduktion auf kortikale und spongiöse Bereiche gleicher Dichte nur eine grobe Annäherung darstellt, die zugunsten einer komplexeren räumlichen Verteilung verlassen werden muss. Die gewonnenen Daten stellen eine solide Grundlage für zukünftige Finite-Element-Analysen unter Einbeziehung der komplexen trabekulären Strukturen innerhalb der Scapula dar.

VI Literaturverzeichnis

1. Augat, P.; Gordon, C. L.; Lang, T. F.; Iida, H.; and Genant, H. K.: Accuracy of cortical and trabecular bone measurements with peripheral quantitative computed tomography (pQCT). *Phys Med Biol*, 43(10): 2873-83, 1998.
2. Barrett WP, F. J., Jackins SE, Wyss CR, Matsen FA III: Total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 69: 865-72, 1987.
3. Bayraktar, H. H.; Morgan, E. F.; Niebur, G. L.; Morris, G. E.; Wong, E. K.; and 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.
4. Bodey WN, Y. P.: Prosthetic arthroplasty of the shoulder. *Acta Orthop Scand*, 56: 900-3, 1983.
5. Boileau P, W. G., Noel E, Liotard JP: Neer shoulder prosthesis: outcome according to the shoulder disease. *Rev Rheum [Engl Ed]*, 61: 537-47, 1994.
6. Braun, M. J.; Meta, M. D.; Schneider, P.; and 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): 2279-94, 1998.
7. Brehms: The glenoid component in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2: 47-54, 1993.
8. Buchler, P.; Ramaniraka, N. A.; Rakotomanana, L. R.; Iannotti, J. P.; and 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): 630-9, 2002.
9. Churchill, R. S.; Brems, J. J.; and Kotschi, H.: Glenoid size, inclination, and version: an anatomic study. *J Shoulder Elbow Surg*, 10(4): 327-32, 2001.

10. Cofield, R. H.: Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*, 66(6): 899-906, 1984.
11. Couteau, B.; Hobatho, M. C.; Darmana, R.; Brignola, J. C.; and 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): 383-6, 1998.
12. Couteau, B.; Mansat, P.; Darmana, R.; Mansat, M.; and Egan, J.: Morphological and mechanical analysis of the glenoid by 3D geometric reconstruction using computed tomography. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15 Suppl 1: S8-12, 2000.
13. Couteau, B.; Mansat, P.; Estivaleres, E.; Darmana, R.; Mansat, M.; and Egan, J.: Finite element analysis of the mechanical behavior of a scapula implanted with a glenoid prosthesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(7): 566-75, 2001.
14. Couteau, B.; Mansat, P.; Mansat, M.; Darmana, R.; and Egan, J.: In vivo characterization of glenoid with use of computed tomography. *J Shoulder Elbow Surg*, 10(2): 116-22, 2001.
15. Ding, M.; Dalstra, M.; Danielsen, C. C.; Kabel, J.; Hvid, I.; and Linde, F.: Age variations in the properties of human tibial trabecular bone. *J Bone Joint Surg Br*, 79(6): 995-1002, 1997.
16. Ding, M.; Odgaard, A.; Linde, F.; and Hvid, I.: Age-related variations in the microstructure of human tibial cancellous bone. *J Orthop Res*, 20(3): 615-21, 2002.
17. Edelson, J. G.: Patterns of degenerative change in the acromioclavicular joint. *J Bone Joint Surg Br*, 78(2): 242-3, 1996.
18. Edwards, T. B.; Kadakia, N. R.; Boulahia, A.; Kempf, J. F.; Boileau, P.; Nemoz, C.; and 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): 207-13, 2003.

19. Fenlin, J. M., Jr., and Frieman, B. G.: Indications, technique, and results of total shoulder arthroplasty in osteoarthritis. *Orthop Clin North Am*, 29(3): 423-34, 1998.
20. Fenlin, J. M., Jr.; Ramsey, M. L.; Allardyce, T. J.; and Frieman, B. G.: Modular total shoulder replacement. Design rationale, indications, and results. *Clin Orthop*, (307): 37-46, 1994.
21. Frich, L. H.; Jensen, N. C.; Odgaard, A.; Pedersen, C. M.; Sojbjerg, J. O.; and Dalstra, M.: Bone strength and material properties of the glenoid. *J Shoulder Elbow Surg*, 6(2): 97-104, 1997.
22. Frich, L. H.; Odgaard, A.; and Dalstra, M.: Glenoid bone architecture. *J Shoulder Elbow Surg*, 7(4): 356-61, 1998.
23. Friedman, R. J.; Hawthorne, K. B.; and Genez, B. M.: The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version. *J Bone Joint Surg Am*, 74(7): 1032-7, 1992.
24. Gohlke, F.: [Biomechanics of the shoulder]. *Orthopade*, 29(10): 834-44, 2000.
25. 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.
26. Hawkins, R. J.; Bell, R. H.; and Jallay, B.: Total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop*, (242): 188-94, 1989.
27. Hayes, P. R., and Flatow, E. L.: Total shoulder arthroplasty in the young patient. *Instr Course Lect*, 50: 73-88, 2001.
28. 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.
29. Itoi, E.; Hsu, H. C.; and An, K. N.: Biomechanical investigation of the glenohumeral joint. *J Shoulder Elbow Surg*, 5(5): 407-24, 1996.
30. Jiang, Y.; Zhao, J.; Augat, P.; Ouyang, X.; Lu, Y.; Majumdar, S.; and 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): 1783-90, 1998.
31. Jobe, C. M., and Iannotti, J. P.: Limits imposed on glenohumeral motion by joint geometry. *J Shoulder Elbow Surg*, 4(4): 281-5, 1995.
 32. Kabel, J.; van Rietbergen, B.; Dalstra, M.; Odgaard, A.; and Huiskes, R.: The role of an effective isotropic tissue modulus in the elastic properties of cancellous bone. *J Biomech*, 32(7): 673-80, 1999.
 33. Kabel, J.; van Rietbergen, B.; Odgaard, A.; and Huiskes, R.: Constitutive relationships of fabric, density, and elastic properties in cancellous bone architecture. *Bone*, 25(4): 481-6, 1999.
 34. Keaveny, T. M.; Morgan, E. F.; Niebur, G. L.; and Yeh, O. C.: Biomechanics of trabecular bone. *Annu Rev Biomed Eng*, 3: 307-33, 2001.
 35. Kerr, R.; Resnick, D.; Pineda, C.; and Haghighi, P.: Osteoarthritis of the glenohumeral joint: a radiologic-pathologic study. *AJR Am J Roentgenol*, 144(5): 967-72, 1985.
 36. Kopperdahl, D. L.; Morgan, E. F.; and Keaveny, T. M.: Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone. *J Orthop Res*, 20(4): 801-5, 2002.
 37. Lacroix, D.; Murphy, L. A.; and Prendergast, P. J.: Three-dimensional finite element analysis of glenoid replacement prostheses: a comparison of keeled and pegged anchorage systems. *J Biomech Eng*, 122(4): 430-6, 2000.
 38. MacGillivray, J. D.; Fealy, S.; Potter, H. G.; and O'Brien, S. J.: Multiplanar analysis of acromion morphology. *Am J Sports Med*, 26(6): 836-40, 1998.
 39. Mallon, W. J.; Brown, H. R.; Vogler, J. B., 3rd; and Martinez, S.: Radiographic and geometric anatomy of the scapula. *Clin Orthop*, (277): 142-54, 1992.
 40. Mansat, P.; Barea, C.; Hobatho, M. C.; Darmana, R.; and Mansat, M.: Anatomic variation of the mechanical properties of the glenoid. *J Shoulder Elbow Surg*, 7(2): 109-15, 1998.

41. McPherson, E. J.; Friedman, R. J.; An, Y. H.; Chokesi, R.; and Dooley, R. L.: Anthropometric study of normal glenohumeral relationships. *J Shoulder Elbow Surg*, 6(2): 105-12, 1997.
42. Morgan, E. F.; Bayraktar, H. H.; and Keaveny, T. M.: Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *J Biomech*, 36(7): 897-904, 2003.
43. Morgan, E. F., and Keaveny, T. M.: Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *J Biomech*, 34(5): 569-77, 2001.
44. Morgan, E. F.; Yeh, O. C.; Chang, W. C.; and Keaveny, T. M.: Nonlinear behavior of trabecular bone at small strains. *J Biomech Eng*, 123(1): 1-9, 2001.
45. Murphy, L. A.; Prendergast, P. J.; and Resch, H.: Structural analysis of an offset-keel design glenoid component compared with a center-keel design. *J Shoulder Elbow Surg*, 10(6): 568-79, 2001.
46. Neer, C. S., 2nd; Watson, K. C.; and Stanton, F. J.: Recent experience in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 64(3): 319-37, 1982.
47. Niebur, G. L.; Feldstein, M. J.; Yuen, J. C.; Chen, T. J.; and Keaveny, T. M.: High-resolution finite element models with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone. *J Biomech*, 33(12): 1575-83, 2000.
48. Odgaard, A.; Kabel, J.; van Rietbergen, B.; Dalstra, M.; and Huiskes, R.: Fabric and elastic principal directions of cancellous bone are closely related. *J Biomech*, 30(5): 487-95, 1997.
49. Orr, T. E.; Carter, D. R.; and Schurman, D. J.: Stress analyses of glenoid component designs. *Clin Orthop*, (232): 217-24, 1988.
50. 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.
51. Sanchez-Sotelo, J.; Sperling, J. W.; Rowland, C. M.; and Cofield, R. H.: Instability after shoulder arthroplasty: results of surgical treatment. *J Bone Joint Surg Am*, 85-A(4): 622-31, 2003.

52. 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.
53. Schneider, P.; Borner, W.; Rendl, J.; Eilles, C.; Schliske, K.; and Scheubeck, M.: [Significance of 2 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.
54. Stone, K. D.; Grabowski, J. J.; Cofield, R. H.; Morrey, B. F.; and An, K. N.: Stress analyses of glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 8(2): 151-8, 1999.
55. Torchia, M. E.; Cofield, R. H.; and Settegren, C. R.: Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis: long-term results. *J Shoulder Elbow Surg*, 6(6): 495-505, 1997.

Anhang

Danksagung

Dem Direktor der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Universität Würzburg, Herrn Professor Dr. med. J. Eulert danke ich für die Möglichkeit, diese Dissertation in seiner Klinik durchführen zu dürfen, sowie für die freundliche Übernahme des Koreferates.

Herrn Priv.-Doz. Dr. med. P. Schneider, Institut für Nuklearmedizin, danke ich für die Unterstützung in allen Belangen hinsichtlich der pQCT und für die Übernahme der mündlichen Prüfung.

Bei den Mitarbeitern des Instituts für angewandte Mathematik und Informatik I, Herrn Prof. Dr. M. Dobrowolski sowie Herrn 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 der Anatomie, Universität Würzburg, für die Bereitstellung der Scapulae.

Daneben möchte ich mich bei den Ärzten und Mitarbeitern des König-Ludwig-Hauses bedanken.

Besonderer Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Professor Dr. med. F. Gohlke für die Überlassung des interessanten Themas, vor allem aber für seine stetige kompetente und kritische Beratung bei der Erstellung dieser Arbeit.

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

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name	Mehling
Vorname	Andreas
Geburtsdatum	27.12.1972
Geburtsort	Würzburg
Familienstand	verheiratet

Ausbildung:

1979 bis 1983	Grundschule Hafenlohr
1983 bis 1992	Gymnasium Marktheidenfeld
8. Juli 1992	Abschluss mit der Allgemeinen Hochschulreife
1993 bis 1994	Zivildienst im Krankenhaus Marktheidenfeld
1994 bis 2000	Studium der Humanmedizin an der Julius-Maximilians-Universität Würzburg
8. November 2000	Abschluss mit dem 3. Staatsexamen
2000 bis 2002	Arzt im Praktikum an der orthopädischen Universitätsklinik König-Ludwig-Haus, Würzburg
Seit 01.08.2002	Assistenzarzt in der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik, Frankfurt

Würzburg, den 16.05.2004