

**Aus dem Anatomischen Institut der Universität Tübingen  
Geschäftsführender Direktor: Professor Dr. H.-J. Wagner**

**Abteilung Experimentelle Embryologie**

**Leiter: Professor Dr. U. Drews (bis 31.03.2007)**

**Leiter: Professor Dr. T. Skutella (seit 01.04.2007)**

**Planung von Schulterprothesen an 3D-CT-Datensätzen:  
Entwicklung von Messparametern für das Glenoid am  
anatomischen Präparat**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard -Karls -Universität  
zu Tübingen**

**vorgelegt von**

**Claudia Strewe**

**aus  
München**

**2009**

Dekan:	Professor Dr. I. B. Autenrieth
1. Berichterstatter:	Professor Dr. U. Drews
2. Berichterstatter:	Professor Dr. F. Dammann

**Meinen Eltern, Geschwistern  
und Großeltern gewidmet**

**et pour J. qui sait ce que  
ça signifie**

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG</b>	<b>7</b>
1.1	Gelenkersatz der Schulter durch Endoprothetik	7
1.1.1	Funktionelle Anatomie der Schulter	7
1.1.2	Historische Entwicklung der Schulterendoprothesen	10
1.1.3	Ersatz der Glenoidgelenkfläche	13
1.1.4	Probleme und Besonderheiten des Prothesendesigns	14
1.1.5	Indikationen und Kontraindikationen für den Schultergelenkersatz	16
1.2	Präoperative Planung des Endoprothesenersatzes	19
1.2.1	Bildgebende Diagnostik	19
1.2.2	Humeruskomponente	21
1.2.3	Glenoidkomponente	22
1.2.4	CT versus konventionelles Röntgen	23
1.3	Fragestellung der Dissertation	25
<b>2</b>	<b>MATERIAL UND METHODEN</b>	<b>26</b>
2.1	Präparate/Präparatfixierung und -aufbewahrung	26
2.2	Der Computertomograph	27
2.3	Auswahl und Definition der Messparameter	28
2.4	Darstellung des Messvorganges	31
2.5	Messprotokoll	33
<b>3</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	<b>40</b>
3.1	Präzision der Einzelmessung	40
3.2	Statistische Auswertung der Messwerte	42
3.2.1	Anterior-posteriorer Durchmesser axial (2a)	43
3.2.2	Anterior-posteriorer Durchmesser sagittal (2b)	44
3.2.3	Kranio-kaudaler Durchmesser koronar (3a)	45
3.2.4	Kranio-kaudaler Durchmesser sagittal (3b)	46
3.2.5	Glenoidfläche (5)	47
3.2.6	Inklinationswinkel (8)	48

3.2.7	Scapulahalsbreite (7).....	49
3.2.8	Scapulahalstiefe (6).....	50
3.2.9	Glenoidtiefe axial (4a).....	51
3.2.10	Glenoidtiefe koronar (4b).....	52
3.2.11	Glenoidversion (1).....	53
3.3	Korrelation und Regression unterschiedlicher Parameter.....	54
3.3.1	Übersicht der durchgeführten Korrelationen.....	56
3.3.2	Übersicht der Korrelationskoeffizienten.....	58
3.3.3	Regressionsanalysen.....	59
3.4	Vergleich zwischen rechtem und linkem Präparat.....	72
3.5	Mathematische Darstellung einzelner Parameter.....	73
3.5.1	Darstellung der Glenoidfläche als Quadrat bzw. Ellipse.....	73
3.5.2	Mathematische Berechnung der Scapulahalsbreite.....	74
<b>4</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>76</b>
4.1	Relevanz der verschiedenen anatomischen Parameter.....	76
4.2	Diskussion der verschiedenen Messmethoden.....	77
4.3	Diskussion der einzelnen Parameter.....	79
4.3.1	Glenoidversion.....	79
4.3.2	Ap-/ kk- Durchmesser.....	81
4.3.3	Glenoidfläche.....	82
4.3.4	Inklinationswinkel.....	82
4.3.5	Glenoidtiefe.....	83
4.3.6	Scapulahalstiefe / Scapulahalsbreite.....	83
4.4	Diskussion der statistischen Zusammenhänge.....	84
4.5	Vergleich der Ergebnisse rechte/linke Schulter.....	87
4.6	Relevanz der Ergebnisse.....	87
<b>5</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>89</b>
<b>6</b>	<b>ANHANG.....</b>	<b>91</b>
6.1	Abbildungsverzeichnis.....	91

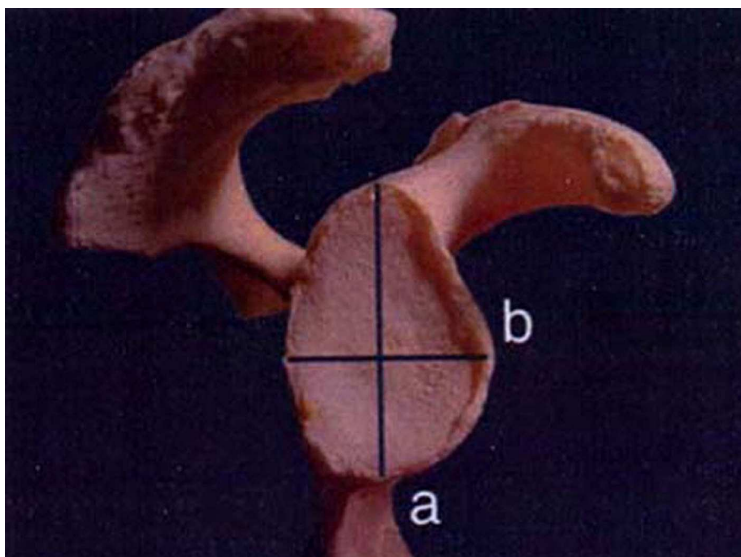
6.2	Tabellenverzeichnis.....	92
6.3	Diagrammverzeichnis.....	93
6.4	Abkürzungsverzeichnis.....	94
6.5	Anatomische Präparate.....	95
6.6	Repräsentatives CT-Bild pro Präparat.....	96
6.7	Ergebnistabellen.....	102
	Literaturverzeichnis.....	109
	Danksagung.....	115
	Lebenslauf.....	117

# 1 Einleitung

## 1.1 Gelenkersatz der Schulter durch Endoprothetik

### 1.1.1 Funktionelle Anatomie der Schulter

Im Schultergelenk, *Articulatio humeri*, artikulieren der Humerus und das Glenoid der Scapula. Beide Anteile, der Humerus als Röhren- und die Scapula als platter Knochen, gehören zum Extremitätenskelett und werden in der Entwicklung zunächst als Mesenchymverdichtungen angelegt. Aus ihnen gehen später hyaline Knorpelmodelle hervor, die im Verlauf Knochenkerne ausbilden (Aboul-Mahasen et al. 2002). Zwischen den Knochenkernen entsteht die Wachstumszone, Epiphysenfuge, mit deren Verknöcherung in der Pubertät das Längenwachstum endet. Das Schultergelenk zählt zu den Diarthrosen, d.h. eine Gelenkkapsel verbindet die artikulierenden Knochenenden und umschließt einen Spalt, die Gelenkhöhle. Es ist ein Kugelgelenk mit drei Freiheitsgraden. Es werden Pendelbewegungen (Ante- und Retroversion), Seitwärtsbewegungen (Ab- und Adduktion) sowie Rotationsbewegungen (Innen- und Außenrotation) ausgeführt. Die Kapselspannung ist am geringsten, wenn sich der Arm in einer leicht-



ten Anteversion-, Abduktion- und Innenrotationsstellung befindet (Heers et al. 2001) Das Glenoid befindet sich an der Margo lateralis der Scapula und weist eine ovale Form auf, die bei senkrechter Aufsicht ventral leicht tailliert ist.

Abbildung 1: Seitliche Ansicht auf die Glenoidfläche; a= maximaler kranio-kaudaler Durchmesser; b= maximaler anterior-posteriore Durchmesser (Hertel and Lehmann 2001).

Die Schultergelenkpfanne (Abbildung 1), Cavitas glenoidalis, geht als Verbreiterung aus dem Angulus lateralis hervor. Der Übergang zwischen dem Angulus lateralis und der Cavitas glenoidalis wird durch das Collum scapulae geschaffen. Am oberen Pfannenrand befindet sich das Tuberculum supraglenoidale, an dem die Sehne des Caput longum des M. biceps brachii ansetzt. Am unteren Pfannenrand befindet sich das Tuberculum infraglenoidale, an dem das Caput longum des M. triceps brachii ansetzt. Die Cavitas glenoidalis bildet als Gelenkpfanne den einen Teil und das Caput humeri als Gelenkkopf den anderen Teil des Schultergelenks.

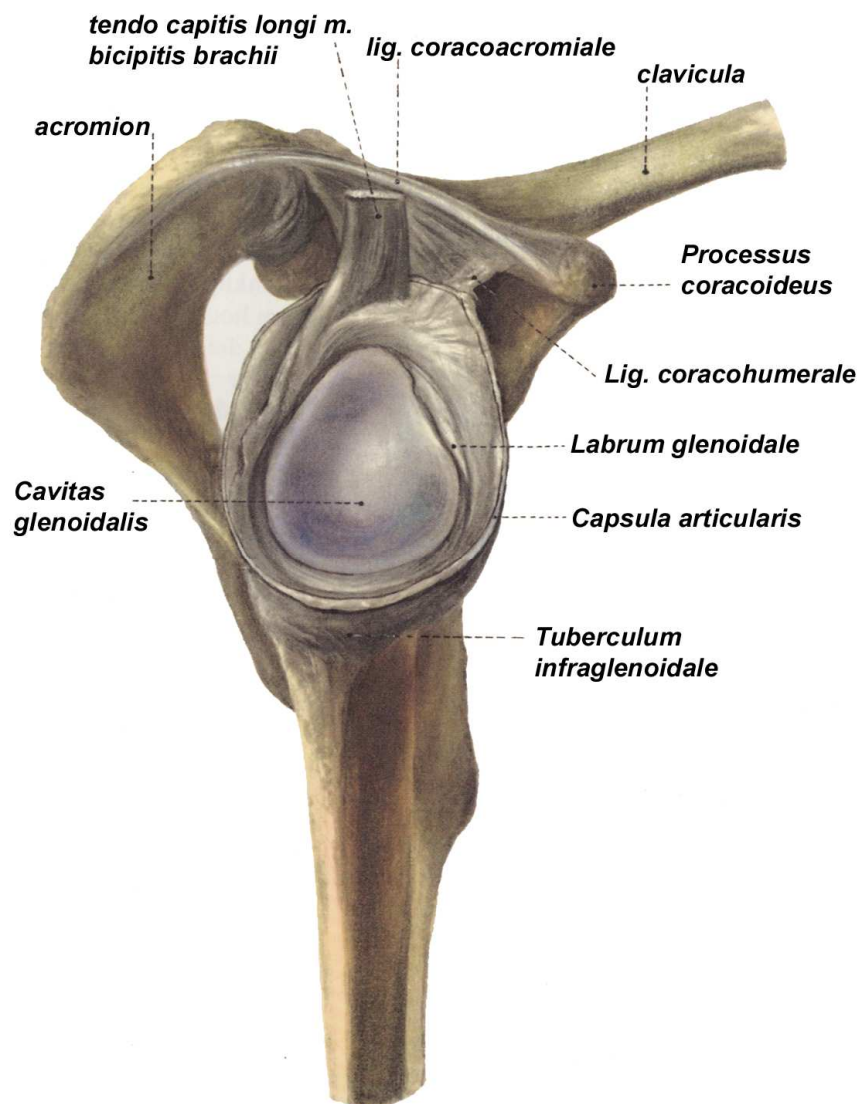


Abbildung 2: Seitliche Ansicht auf das Schulterblatt (Lig.= Ligamentum; m.= musculus) (Rau-ber/Kopsch 2003)



Die Gelenkfläche des Kopfes verhält sich zur Gelenkfläche der Pfanne wie 4:1 (Rauber/Kopsch 2003). Um die Kontaktfläche zu vergrößern, befindet sich rings um die Cavitas glenoidalis eine aus Faserknorpel bestehende Gelenkklippe, das Labrum glenoidale (Abbildung 2). Sie vertieft die Konkavität des Glenoids, die einen relevanten Stabilitätsfaktor in der Gelenkführung zwischen Humeruskopf und Gelenkpfanne darstellt und verbessert diese (Howell and Galinat 1989; Lippitt and Matsen 1993; Heers, Grifka et al. 2001). Außerdem ist das Labrum glenoidale zusammen mit dem Collum scapulae der Ursprungsort der Gelenkkapsel, die sich am Collum anatomicum des Humerus befestigt und somit das Tuberculum majus und minus als Ansatzfelder der Muskeln nicht miteinschließt. Die Epiphysenfuge hingegen liegt intrakapsulär. Die Gelenkkapsel wird von der Sehne des langen Bizepskopfes durchzogen. Sie verläuft frei durch die Gelenkhöhle über das Caput humeri hinweg und wird nur von der Vagina synovialis intertubercularis umgeben. Die Gelenkkapsel ist weit, um einen möglichst großen Bewegungsumfang zu ermöglichen und bildet bei adduziertem Arm eine Reservefalte, Recessus axillaris, die bei der Abduktion verschwindet. Die relativ schlaaffe Gelenkkapsel wird durch mehrere Bänder verstärkt. Kranial durch das Lig. coracohumerale, das extrakapsulär liegt und ventral durch die Ligg. glenohumeralia, die intrakapsulär liegen.

Die Sicherung und Führung des Schultergelenks wird von der Muskulatur und von den in die Gelenkkapsel einstrahlenden Sehnen der benachbarten Muskeln, die als Kapselspanner und –verstärker wirken, gewährleistet. Dadurch wird verhindert, dass die weite Gelenkkapsel bei Bewegungen eingeklemmt wird, oder dass eine Dislokation der Gelenkflächen stattfindet, die schon allein durch das Gewicht des Armes oder aber besonders beim Tragen schwerer Lasten auftreten kann. Daher spricht man beim Schultergelenk auch von einem Gelenk mit Muskelführung. Besonders zu erwähnen ist hier die Rotatorenmanschette bestehend aus M. supra- und infraspinatus, M. teres minor und M. subscapularis, die den Hauptanteil dieser Arbeit leisten. Über dem Schultergelenk befindet sich das Schultergelenkdach, das aus dem Akromion, dem Processus coracoideus und aus dem die beiden Knochenanteile der Scapula verbindenden Ligamentum coracoacromiale besteht. Das Akromion artikuliert au-

ßerdem mit der Clavicula im lateralen Schlüsselbeingelenk, *Articulatio acromioclaviculare*, das durch das *Lig. acromioclaviculare* verstärkt wird. Eine weitere Bandverbindung mit der Scapula besteht durch das *Lig. coracoclaviculare*.

### **1.1.2 Historische Entwicklung der Schulterendoprothesen**

Man unterscheidet bei Schulterendoprothesen zwischen Hemi- und Totalendoprothesen. Es wird entweder nur eine Komponente des Gelenkes ersetzt (Humeruskopf oder Glenoid) oder es kommt zum Ersatz beider Gelenkflächen. Weiterhin werden die verschiedenen Prothesen nach dem Prinzip der Form („constrained“) oder Kraftschlüssigkeit („unconstrained“) unterschieden (Cofield 1984; Cofield 1994). Die voll formschlüssige Prothese entspricht einer gekoppelten Prothese und besitzt die Eigenschaften einer Schanier- oder Kugelgelenkprothese wie z.B. der Kölbl-, Kessel-, oder Stanmore-Prothese, die heute fast alle nur noch historischen Charakter haben (Hedtmann and Heers 2001). Durch ihre Form wurde ein gewisser Luxationswiderstand erzeugt, der helfen sollte, das Problem der mangelnden Gelenkführung bei fehlender oder insuffizienter Rotatorenmanschette zu beherrschen und gute Stabilität bei ausreichender Funktion zu gewährleisten (Zippel 1975; Hedtmann and Heers 2001). Charles S. Neer, ein Pionier der Schulterendoprothetik, unternahm erste Schritte in der modernen Entwicklung noch heute gebräuchlicher Schulterprothesen und konnte 1955 mit seiner Neer-1-Hemiprothese (1. Generation; Abbildung 3) Vorteile gegenüber den herkömmlichen Prothesen aufzeigen (Neer 1955; Jerosch and Heisel 2003). 1973 wurde die Neer-2-Prothese (2. Generation; Abbildung 3) entwickelt, die zu den kraftschlüssigen Prothesen mit modularem Kopf und Pfanne gehört (Neer 1955; Neer 1974; Rockwood 1990; Jerosch and Heisel 2003). Bei diesen Prothesen besteht zwischen dem Prothesenkopf und der Pfanne keine mechanische Verbindung mehr, so dass die Pfanne durch ihre Formgebung der Luxation des Kopfes keinen Widerstand entgegensetzt, z.B. sphärischer Kopf auf ebener Fläche (Hedtmann and Heers 2001). Diese kraftschlüssigen („unconstrained“) Prothesen werden heute am häufigsten verwendet. Zu den Prothesen der 2. Generation ist anzumerken, dass die Kopfgröße häufig nicht der normalen Anatomie entsprach, sondern meistens zu groß war und dies in vielen Fällen zum sogenannten „Overstuffing“ führte; d.h. es kam zu

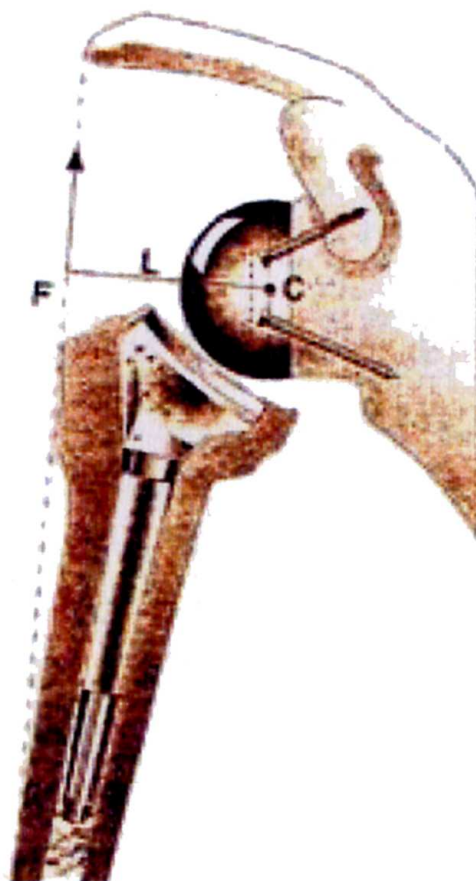
einer Zunahme der Weichteilspannung und damit zu einer Abnahme des Bewegungsumfangs sowie zu Sehnenschäden (Harryman, Sidles et al. 1995; Heers, Grifka et al. 2001). Im Laufe der 90er Jahre wurden daher Systeme der 3. Generation (Abbildung 3) entwickelt, bei denen die spezielle Kopfgeometrie des Humerus, der sogenannte Offset (Abstand des Kalottenzentrums von der Humerusschaftachse nach medial und nach dorsal), rekonstruiert werden kann (Walch, Badet et al. 1999; Walch and Boileau 1999; Walch, Boileau et al. 1999). So entstanden Prothesen mit exzentrischer Kopfkomponente (Wülker 2001). Einen weiteren Schritt in der Entwicklung und Verbesserung der Schulterendoprothetik unternahmen Grammont und Baulot mit der Verfeinerung der Deltaprothese (Abbildung 4), die das Prinzip der inversen Artikulationsverhältnisse



Abbildung 3: Verschiedene Generationen von Schulterprothesen:  
a) 1. Generation (Neer-I-Prothese); b) 2. Generation (modulare Neer-II-Prothese); c) 3. Generation der Schulterprothesen mit exzentrischer Kopfkomponente (Jerosch J; Heisel J; 2003)

(glenoidseitiger Kugelkopf und humeralseitige Kugelpfanne) wieder aufgriff, das schon von Kölbel und Friedebold bei vollgekoppelten Endprothesen getestet wurde, jedoch hier keine zufriedenstellenden Ergebnisse lieferte (Kolbel and Friedebold 1975; Grammont and Baulot 1993; Baulot, Garron et al. 1999; Hedtmann and Heers 2001).

Durch diese Technik verändert sich das Rotationszentrum und damit der Hebelarm des Deltamuskels, und es kommt zu einem effektiveren Einsatz des Muskels bei Schultern mit irreparablen Defekten der Rotatorenmanschette. Besondere Verhältnisse sind bei der Anwendung von Schulterprothesen bei Frakturzuständen zu beachten. Für diese Fälle wurden spezielle Endprothesen entwickelt, die vordringlich eine korrekte anatomische Rekonstruktion der Humeruslänge sowie der Humeruskopffretrotorsion zu gewährleisten haben. Außerdem stehen in diesen Fällen auch Hilfsmittel wie z.B. verschiedene Ausrichtungssysteme zur Verfügung, mit denen die Fixation einer Probeprotthese vorgenommen werden kann, um die korrekte Anatomie einzustellen, bevor letztendlich die definitive Prothese eingebracht wird (Jerosch 2003; Jerosch and Heisel 2003).



*Abbildung 4: Deltaprothese mit inversen Artikulationsverhältnissen (Internetseite der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie Henriettenstiftung Hannover)*

### 1.1.3 Ersatz der Glenoidgelenkfläche

Die bisher genannten Prothesenmodelle verfügen über einen Glenoidersatz bestehend aus Polyäthylen, der entweder zementiert oder zementfrei erfolgen kann.

Heutiger Standard sind bei den meisten Prothesentypen ze-

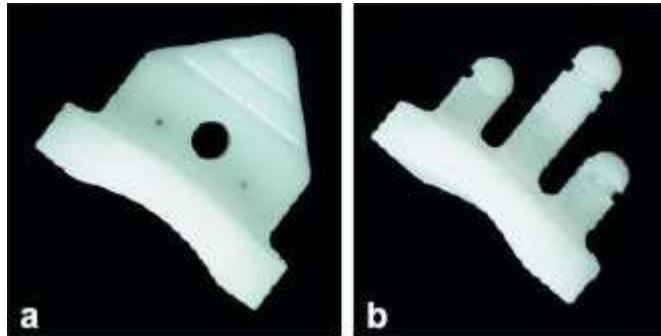


Abbildung 5: Zementierte Glenoidkomponenten mit Kiel (a) und mit Pegs (b) (Jerosch J; Heisel J; 2003)

mentfixierte Verfahren (Habermeyer and Ebert 1999; Jerosch and Heisel 2003). Bei diesen Modellen lassen sich wiederum Komponenten mit Kiel (fast alle Modelle der 2. Generation) von solchen mit Polyäthylenaufsätzen, sogenannte Pegs (viele Modelle der 3. Generation), unterscheiden (Abbildung 5). Die erste

Entwicklung einer unzementierten Pfannenversion stellte die Biomet-Modular-Endoprothese dar (Abbildung 6). Sie bestand aus einem Polyäthylenglenoid mit zwei auf einem Metallrücken fixierten Schrauben und einem konischen Dorn als Träger. Die Fixierung erfolgte per Verklemmung. Der Pfannenradius war größer als der des Kopfes und erlaubte somit Translationsbewegungen des Kopfes in der Pfanne um eine möglichst natürliche glenohumerales Bewegung zu erhalten (Hedtmann and Heers 2001). Im weiteren Verlauf wurden Hohlschraubensysteme (Univers-Prothese nach Habermeyer) oder Spreizdübelssysteme (Aequalis-Prothese) zur zementfreien Fixierung der Glenoidkomponente entwickelt.

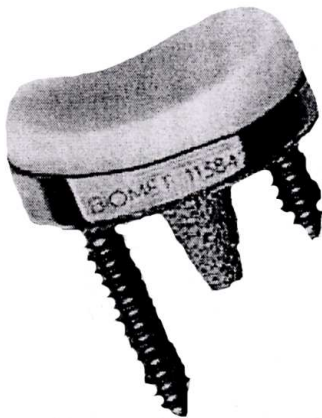


Abbildung 6: Biomet-Modular-Endoprothese (Hedtmann A; Heers G; 2001)

Allerdings liegen Langzeiterkenntnisse oder ein Nachweis der Überlegenheit zementfreier Glenoidkomponenten noch nicht vor und teilweise wurden unzementierte Modelle auch schon wieder vom Markt genommen (Modell Aequalis) (Boileau, Avidor et al. 2000; Hedtmann and Heers 2001). Das Hauptproblem des Glenoidersatzes, die sogenannten Pfannenlockerungen, die infolge Saum-

bildung um den Pfannenersatz diagnostiziert werden und teilweise schon postoperativ auftreten, versucht man durch verschiedene Zementiertechniken anzugehen (Jerosch and Heisel 2003).

#### **1.1.4 Probleme und Besonderheiten des Prothesendesigns**

Studien haben gezeigt, dass die Glenoidprothese die anatomische Glenoidfläche nicht überschreiten sollte, da so eine Einschränkung der Bewegungsfreiheit und ein Anschlagen des Humerus an der seitlichen Wand des Glenoids mit anschließender Lockerung („glenohumeral Impingement“) reduziert werden können (Neer 1972). Die Frage, ob man die Anpassung der Glenoidprothese an der ossären oder an der knorpeligen Anatomie der Gelenkfläche orientiert, ist weiterhin sehr umstritten. Auch die Vor- und Nachteile einer kongruenten oder inkongruenten Gelenkgeometrie, d.h. die Über- oder Nichtübereinstimmung von Kopf- und Pfannenradius sind gegeneinander abzuwägen. Eine inkongruente Geometrie führt zu einem physiologischeren Bewegungsmuster durch eine erhöhte Translation des Humeruskopfes und vermindert die Belastung des Glenoidrandes bei Subluxationsbewegungen des Kopfes (Karduna, Williams et al. 1997). Diese Belastung wird für einen wichtigen mechanischen Lockerungsfaktor gehalten (Severt, Thomas et al. 1993; Harryman, Sidles et al. 1995; Karduna, Williams et al. 1997). Allerdings ist zu beachten, dass eine inkongruente Geometrie auf der anderen Seite zu einer ungünstigen, punktförmigen Belastung des Polyäthylens mit Überschreitung der für die verwendeten Materialien bestimmten Belastbarkeitsgrenze führen kann (Friedman 1994; Heers, Grifka et al. 2001). Bei einer kongruent angepassten Glenoidkomponente führt die stabilere Gelenkführung zur Entlastung der Rotatorenmanschette und der verbesserte Kontakt zum Kopf ist sowohl mit einer gleichmäßigeren Kraftverteilung als auch mit einer besseren Zentrierung des Kopfes in der Pfanne verbunden (Pearl and Volk 1996; Mansat, Couteau et al. 2001; Heers, Grifka et al. 2001). Nachteilig wirkt sich die Kongruenz jedoch bei Translationsbewegungen aus, denn hierbei stößt der Humeruskopf unmittelbar an den Ring der glenoidalen Komponente und führt zu Polyäthylenabrieb und Deformation, die das sogenannte „Rocking Horse phenomenon“ hervorrufen (Franklin, Barrett et al. 1988; Heers, Grifka et al. 2001). Untersuchungen zeigten, dass die Gelenkkinematik

bei intakter Rotatorenmanschette eine selbstzentrierende Tendenz hat und somit inkongruente Implantate durch langwieriges sekundäres Einschleifen letztendlich auch eine Kongruenz mit dem Humeruskopf aufweisen (Wuelker, Korell et al. 1998; Hertel and Lehmann 2001).

Eine weitere wichtige anatomische Begebenheit, die beim Glenoidersatz beachtet werden muss, ist die Neigung der Glenoidfläche relativ zum Schulterblatt, die sogenannte Ante- oder Retroversion. Im Gegensatz zu früheren Studien ergab sich in einer Studie von Friedmann et al. (Friedman, Hawthorne et al. 1992), dass sich das normale Glenoid eher in einer leichten Ante- als in einer leichten Retroversion befindet, was bei der Wiederherstellung eines displazierten oder beim Ersatz des Glenoids berücksichtigt werden sollte. Viele der bekannten Schulterpathologien neigen dazu, die Glenoidfläche dorsalseitig abzunutzen und somit eine Retroversion zu verstärken und eine Gelenkinstabilität zu induzieren, die es beim Gelenkersatz wieder auszugleichen gilt (Friedman, Hawthorne et al. 1992; Mullaji, Beddow et al. 1994; Badet, Boileau et al. 1995; Edelson 1995). Dieser Ausgleich kann bei kleineren Neigungskorrekturen durch asymmetrisches Abfräsen der vorderen Gelenkanteile erfolgen, wohingegen größere Defekte ossär aufgebaut werden müssen. Schwierigkeiten ergeben sich dann jedoch bei der Stabilisation des Transplantates und bei der Verankerung der vorgesehenen Prothese (Hertel and Lehmann 2001). Hierfür ist auch die maximale Tiefe der Spongiosa im zentralen Glenoidbereich von Bedeutung, denn die Geometrie des Querschnitts variiert von proximal nach distal (Hertel and Lehmann 2001). Proximal ist ein prominenter dorsaler Überhang zu finden, der bei der Prothesenverankerung für eine gewisse Stabilität sorgen kann. Bei pathologisch veränderten Schultergelenken wird er jedoch häufig in Mitleidenschaft gezogen und kann daher ebenfalls zu unerwünschten postoperativen Lockerungen führen (Hertel and Lehmann 2001).

Diese Probleme und Besonderheiten müssen daher in die Auswahl und Weiterentwicklung des jeweils verwendeten Prothesendesigns mit einbezogen werden, um einer möglichst stabilen und der Physiologie entsprechenden Endsituation nahe zu kommen. Da die intraoperativen Möglichkeiten z.B. der Einschätzung der Glenoidflächenneigung aufgrund der engen anatomischen Verhältnis-

se beschränkt sind, ist eine gute und ausführliche präoperative Planung beim Schultergelenkersatz unabdingbar. So kann eine standardisierte Methode der Ausmessung der wichtigsten Parameter am Humerus und am Glenoid dazu beitragen, dass ein exakterer Gelenkersatz und eine Minimierung postoperativer Lockerungsraten und damit einhergehende Reoperationen möglich wird.

#### **1.1.5 Indikationen und Kontraindikationen für den Schultergelenkersatz**

Schulterendoprothesen werden heute vorwiegend bei Omarthrose, Humeruskopffrakturen, Humeruskopfnekrosen, chronischer Polyarthritits, rheumatoider Arthritis, proximalen Humeruskopftumoren, nach traumatischen Ereignissen sowie bei der Rotatorendefektarthropathie verwendet (Smith and Matsen 1998; Jerosch and Heisel 2003; Kelly and Norris 2003). Die Entscheidung, ob der Ersatz mittels Hemi- oder Totalprothese stattfindet, hängt von der zugrundeliegenden Krankheit und dem Ausmaß der Schädigung der in Mitleidenschaft gezogenen Nachbarstrukturen ab. So kann z.B. bei der primären Omarthrose durch eine Totalendoprothese eine merkbare Schmerzreduktion und eine Zunahme des Bewegungsspielraums bewirkt werden (Jerosch 2003). Bei Rheumatikern ist nicht nur die Knochenschädigung, die durch einen meist superioren Pfannenabrieb den Humeruskopf nach medial und kranial treten lassen kann, zu berücksichtigen (McCoy, Warren et al. 1989; Habermeyer and Ebert 1999; Schill, Thabe et al. 2002), sondern auch der sie häufig begleitende Rotatorenmanschettendefekt, der zu impingementähnlichen Situationen führen kann (Collins and Harrymann 1997; DiGiovanni, Marra et al. 1998). Eine Hemiprothese kann diesen Zustand nicht vollständig kompensieren (Hedtmann and Heers 2001). Die Totalendoprothese erbringt auch in diesen Fällen hinsichtlich der Schmerzbefreiung und Beweglichkeit bessere Ergebnisse (Bell and Gschwend 1986; Boyd, Thomas et al. 1990; Boyd, Aliabadi et al. 1991; Iannotti and Norris 2003). Allerdings sind die schlechte Knochenqualität beim Rheumatiker und der Rotatorenmanschettendefekt gleichzeitig relative Kontraindikationen des Glenoidersatzes, da eine stabile Verankerung nicht gewährleistet, und die Zentralisierung des Humeruskopfes durch die muskuläre Insuffizienz nicht sichergestellt ist (Mullaji, Beddow et al. 1994; Hedtmann and Heers 2001; Schill, Thabe et al. 2002). Die Entscheidung über die Prothesenart muss daher in diesen Fäl-



len genau abgewogen werden. Weitere Kriterien wie das Aktivitätsniveau des Patienten und seine voraussichtliche Lebenserwartung sollten in diese Entscheidung ebenfalls miteinbezogen werden (Hedtmann and Heers 2001). Eindeutige Indikation für einen Glenoidersatz besteht jedoch fast immer bei posttraumatischen Pfannendefekten, die meist infolge von Luxationen auftreten (Habermeyer and Ebert 1999; Hedtmann and Heers 2001). Im Gegensatz hierzu reicht bei Humeruskopfnekrosen meist eine Hemiprothese aus, da die Glenoidgelenkfläche oftmals noch nicht beeinträchtigt ist (Habermeyer and Ebert 1999). Die Hemiarthroplastik ist außerdem meist bei Rotatorenmanschettendefekt-Arthropathie indiziert, da die langfristige Fixierung einer Totalendoprothese aufgrund der fehlenden muskulären Stabilisierung nicht sicher gewährleistet werden kann, und häufig auch schon sekundäre Knochenverluste am Glenoid vorhanden sind, die eine stabile Verankerung der Glenoidkomponente erschweren (Jerosch and Heisel 2003). Des Weiteren kommt es in diesen Fällen ebenso wie bei Rheumatikern zur Kranielisation des Humeruskopfes durch den Rotatorenmanschettendefekt und somit zu einer exzentrischen Belastung der Glenoidkomponente und konsekutiver kranialer Neigung („tilt“) des Glenoids mit nachfolgender Prothesenlockerung (Franklin, Barrett et al. 1988). Für dieses Phänomen führte man den Begriff des „Rocking-horse-Glenoids“, des Schaukelstuhlglenoids ein (Franklin, Barrett et al. 1988; Habermeyer and Ebert 1999; Heers, Grifka et al. 2001). Mit der Hemiprothese wird bei diesen Patienten eine gute Schmerzreduktion erreicht, allerdings führt die weiterhin vorhandene Kranielisation des Humeruskopfes zu einem eingeschränkten funktionellem Ergebnis mit Reduktion der Armabduktion auf oftmals 30-40° (Jerosch and Heisel 2003). Eine mögliche Verbesserung kann hier eventuell durch die inverse Alloplastik (Deltaprothese) erzielt werden, deren Verwendung das Rotationszentrum des Humeruskopfes lateralisiert und distalisiert. Somit verbessert sich der Hebelarm des M. deltoideus und das funktionelle Ergebnis kann gesteigert werden (Tamborini, Wich et al. 2001). Langzeiterkenntnisse zur Anwendung dieses Prothesendesigns stehen allerdings noch aus, und die Problematik der Verankerung und Lockerung der Glenoidkomponente bleibt auch hierbei bestehen. Bei proximalen Humeruskopffrakturen hängt die Entscheidung zur Prothesen-

implantation oder zur Osteosynthese von der Reponierbarkeit, der Retinierbarkeit der Fraktur sowie dem Nekroserisiko ab (Norris, Green et al. 1995; Boss and Hintermann 1997; Tamborini, Wich et al. 2001). Eine gute Funktion einer Fraktarendoprothese kann nur dann gewährleistet werden, wenn eine möglichst korrekte anatomische Rekonstruktion der Humeruslänge sowie der Humeruskopfretrorsion stattgefunden hat (Jerosch 2003). Patienten mit proximalen Humeruskopftumoren werden heutzutage in zunehmendem Maße endoprothetisch versorgt. So kann auch hier eine relative Wiederherstellung der betroffenen Extremität gewährleistet werden. Kontraindikationen des endoprothetischen Schultergelenkersatzes stellen alle neurogenen Arthropathien, wie beispielsweise die Syringomyelie, Charcot-Gelenke oder sonstige Lähmungen dar. Bei diesen Pathologien führt die fehlende Tiefensensibilität und die neurogene Bewegungsstörung zu einer raschen Auslockerung der Implantate und häufig zu schweren Osteolysen (Hedtmann and Heers 2001; Jerosch and Heisel 2003).

## **1.2 Präoperative Planung des Endoprothesenersatzes**

### **1.2.1 Bildgebende Diagnostik**

Der Erfolg eines Prothesenersatzes hängt von vielen verschiedenen Parametern ab. Diese entsprechen meist durch die einwirkenden unterschiedlichen Pathologien nicht mehr den physiologischen Verhältnissen des Schultergelenkes und sollen durch den Ersatz möglichst wieder an diese angenähert werden. So müssen z.B. dezentrierte Gelenke wieder rezentriert werden, die Version des Glenoids sowie die Torsion der Humeruskopfkomponente müssen adäquat angepasst werden, und das Verhältnis der Gelenkpartner zueinander muss möglichst einwandfrei gewährleistet sein (Hedtmann and Heers 2001). Präoperativ müssen daher genaue Untersuchungen durchgeführt werden, um die individuellen physiologischen Verhältnisse zu kennen. Hierbei werden je nach zugrundeliegender Pathologie und Fragestellung verschiedene bildgebende Verfahren eingesetzt.

Die Arthrographie zur Weichteildarstellung an der Schulter wurde fast vollständig von der Sonographie abgelöst, da sie keinen ausreichenden Weichteilkontrast garantieren konnte, und eine überlagerungsfreie Darstellung nur schwer zu erreichen war. Die Sonographie hingegen avancierte zum Standardverfahren in der Diagnostik von Weichteilstrukturdefekten wie z.B. der Rotatorenmanschetten- und Bizepssehnenruptur oder von Bursitiden und Gelenkergüssen (Hedtmann and Fett 2002). Zusammen mit der klinischen Kraftmessung ist sie bei der Entscheidung hilfreich, ob beim Schulterersatz eventuell eine Rekonstruktion der Rotatorenmanschette notwendig und möglich ist. Die Sonographie wird zum Teil auch schon zur Diagnostik von Kapsel- und Labrumläsionen eingesetzt, stellt aber in diesen Fällen bisher noch kein allgemein etabliertes Verfahren dar (Ambacher and Paar 2000; Ambacher and Holz 2002; Jerosch and Marquadt 1993). Als Standard kommt hier die Magnetresonanztomographie (MRT) und -arthrographie zum Einsatz. Sie ermöglichen eine ausführliche Diagnostik, da sie sowohl die Knochenanteile als auch die Weichteilstrukturen sehr gut darstellen (Lill, Lange et al. 1997; Allmann, Walter et al. 1998; Godefroy, Sarazin et al. 2001; Ambacher and Holz 2002). Allerdings kann ein Kapsel-

bzw. Labrumabriss mit der MRT nur dann zuverlässig abgebildet werden, wenn sich Flüssigkeit im Gelenk befindet. Diese Voraussetzung ist oft bei akuten Luxation durch den intraartikulären Erguß gegeben oder muß durch intraartikuläre Injektion von Gadolinium gewährleistet werden (Wülker and Rühmann 2001). Bei Labrum- und Hill-Sachs-Läsionen ist mit der Magnetresonanztomographie eine genauere Diagnostik möglich als mit der CT-Arthrographie (Jahnke, Petersen et al. 1992). Die Computertomographie weist im Gegensatz zur MRT nur einen geringen Weichteilkontrast auf und bildet daher knöchernen Strukturen deutlicher ab als Weichteilanteile. Weiterhin muss anhand der jeweiligen Knochenqualität präoperativ über die Anwendung von zementierten oder unzementierten Materialien entschieden werden. Hierfür reicht bei den Pathologien der Omarthrose, der Nekrose des Humeruskopfes und der rheumatoiden Arthritis häufig eine konventionelle Röntgenaufnahme aus. Diese wird in 3 verschiedenen Ebenen durchgeführt (Abbildung 7-11):

- Schulter in 20 Grad Kippung anterior-posterior
- Schulter axial
- Transskapuläre Projektion

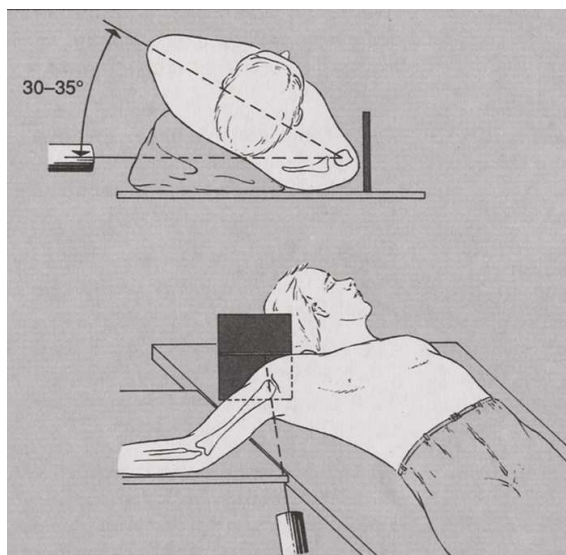


Abbildung 7: Transskapuläre und axiale Projektion der konventionellen Röntgenaufnahme (Debrunner H.U.; Hepp W.R.; 2004)

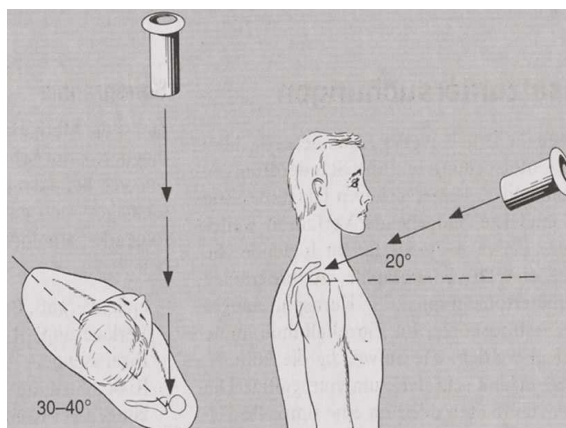


Abbildung 8: Anterior-posteriore Projektion der konventionellen Röntgenaufnahme (Debrunner H.U.; Hepp W.R.; 2004)



Abbildung 9: Anterior-posteriore Röntgenaufnahme (mit freundlicher Genehmigung Dr.T.Ambacher; Sportklinik Pforzheim)



Abbildung 10: Transskapuläre Röntgenaufnahme (mit freundlicher Genehmigung Dr.T.Ambacher; Sportklinik Pforzheim)



Abbildung 11: Axiale Röntgenaufnahme (mit freundlicher Genehmigung Dr.T.Ambacher; Sportklinik Pforzheim)

Das konventionelle Röntgen steht außerdem zur Diagnostik von Weichteilverkalkungen und Tumoren zur Verfügung und ist bei der Einschätzung der Gelenkstellung behilflich.

### 1.2.2 Humeruskomponente

Die wichtigsten Parameter zum präoperativen Ersatz der Humeruskomponente sind der Schaft- und Humeruskopfdurchmesser, die Humeruskopfhöhe, die Inklination und Torsion des Humeruskopfes sowie der mediale und laterale Offset

(Kirschniak 2004). Die präoperative Planung des Ersatzes des proximalen Humerus erfolgt gegenwärtig mittels konventionellen Röntgenaufnahmen und Messschablonen. Bei erheblicher Deformierung des Humeruskopfes kann es notwendig sein, ein Röntgenbild der Gegenseite anzufertigen, um die tatsächlichen Verhältnisse darstellen zu können. Eine Orientierung über die Humerustorsion ist mittels eines CTs oder einer MRT mit Ellenbogenreferenzschnitt möglich (Hedtmann and Heers 2001). Die exakte CT-morphologische Analyse

des proximalen Humerus in der damit verbunden präoperativen Planung wird gegenwärtig im Rahmen einer Inaugural-Dissertation von Herrn Lars Schäfer bearbeitet.

### **1.2.3 Glenoidkomponente**

Die Gefahr einer Lockerung der Pfanne stellt eine große Herausforderung an das Prothesendesign dar. Das verwendete Material, die Geometrie, der Kreisbogenradius, der gelenkbildende Oberflächenanteil, die Materialstärke und das Schaftdesign müssen in der präoperativen Planung bedacht werden. Mehrere Parameter werden heute beim Ersatz oder bei Messungen des Glenoids bedacht: Die Ante- oder Retroversion mit einem Normbereich zwischen 2° Anteversion und 9° Retroversion (Gouaze, Castaing et al. 1962; Saha 1971; Randelli and Gambrioli 1986; Gerber, Terrier et al. 1987; Friedman, Hawthorne et al. 1992; Churchill, Brems et al. 2001; Nyffeler, Jost et al. 2003).

Der maximale anterior-posteriore und kranio-kaudale Durchmesser des Glenoids. Normbereiche: anterior-posterior: 25-30 mm und kranio-kaudal: 28-40 mm (Iannotti, Gabriel et al. 1992; Mallon, Brown et al. 1992; Mullaji, Beddow et al. 1994).

Der Pfannenstatus bei arthrotisch verändertem Glenoid kann mittels CT oder MRT bestimmt und anhand der Typisierung nach Walch et al. (Abbildung 12) eingeteilt werden (Walch, Badet et al. 1999). Dabei stellt Typ A die Glenoidform mit konzentrischer Sekundärpfanne dar, Typ B die Glenoidform mit Dezentrierung nach dorsal, wobei ein verstärkter dorsaler Pfannenabrieb mit hinterer Pfanneninsuffizienz vorzufinden ist und Typ C die Glenoidform, die durch die starke Dezentrierung sogar Formen einer vermehrten Retroversion der Pfanne hervorrufen kann. Diese Typisierung kann bei der präoperativen Planung hilfreich und vereinfachend sein. So kann z.B. bei einem starken Typ C-Glenoid mit einer resultierenden Retroversion von über 15° ein dorsaler Glenoidaufbau nötig sein (Friedman, Hawthorne et al. 1992), der so präoperativ eingeplant werden kann. Bei der Auswahl der glenoidalen Komponente haben die sogenannten Pegs gegenüber einer Verankerungskiel die Vorteile, dass sie einen geringeren Knochenverlust während der Präparation, eine größere Oberfläche für den Zementkontakt und eine geringere Zementmenge bedingen (Wirth, Basa-

mania et al. 1994). Untersuchungsergebnisse zeigen, dass das Kiel-Design bei normaler Knochenqualität und die Pegs bei Knochen mit Texturstörungen vorteilhafter zu sein scheinen (Lacroix, Murphy et al. 2000; Anglin, Wyss et al. 2001).

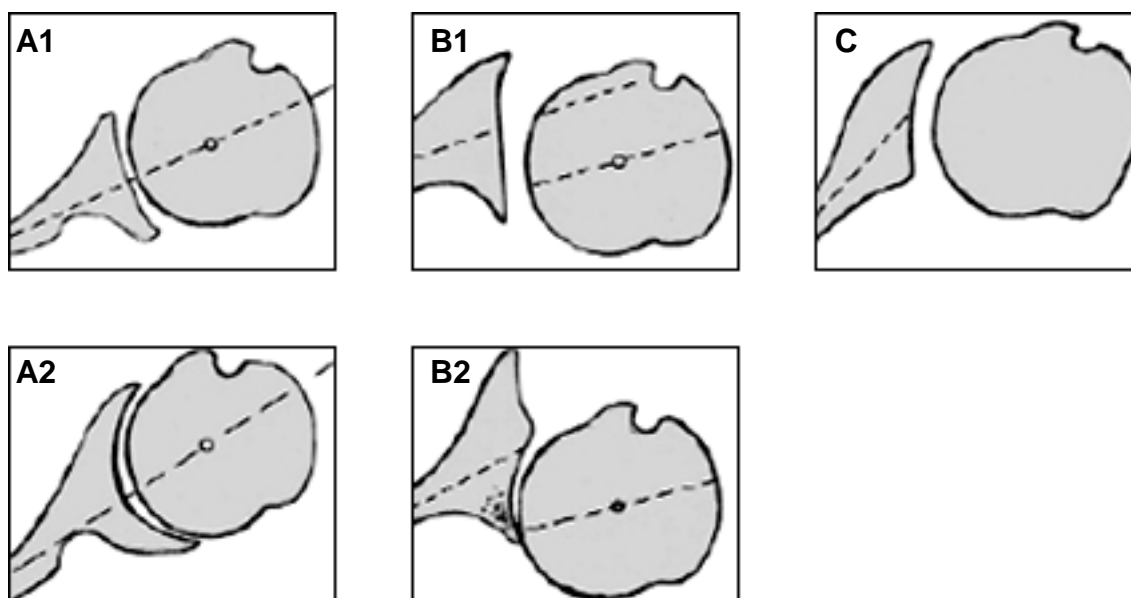


Abbildung 12: Glenoidkonfiguration nach Walch et al. (1999): A1/A2: Zentraler Humeruskopf mit regelmäßigem Abrieb des Glenoids; B1/B2: posteriore Subluxation des Humeruskopfes mit asymmetrischem Glenoidabrieb; C: zentrierter Humeruskopf bei Glenoidretroversion  $>25^\circ$  (Jerosch J; Heisel J; 2003)

#### 1.2.4 CT versus konventionelles Röntgen

Die ersten Messungen des Glenoids wurden anhand des konventionellen Röntgens durchgeführt (Mallon, Brown et al. 1992). Im Laufe der Zeit zeigte sich jedoch, dass das konventionelle Röntgen der Computertomographie in einigen Eigenschaften unterlegen ist. Friedman et al. (Friedman, Hawthorne et al. 1992) bemängelten Messergebnisse, die allein anhand von axialen Röntgenbildern erhoben wurden. Sie stellten fest, dass schon geringe Veränderungen der Patientenposition oder der Einstellung des Röntgenstrahls zu starken Messschwankungen führen können. Außerdem sei eine vollständige Abbildung der gesamten Scapula mit ihrer medialen Begrenzung im Gegensatz zum CT nur schwer zu verwirklichen, da das Röntgengerät aufgrund des Patientenhalses nicht weiter medial platziert werden kann. Die Ausrichtung der Scapula kann daher nicht exakt bestimmt werden. Diese Argumente wurden von Nyffeler et al. (Nyffeler, Jost et al. 2003) bestätigt, denn bei ihren Messungen stellten sie fest,

dass in 86% die Retroversion des Glenoids per Röntgenbild im Vergleich zur CT-Messung überschätzt wurde. Trotz einer standardisierten Technik sei eine tatsächliche, klare axilläre Darstellung der Glenoidränder aufgrund von Schattenüberlagerungen nicht möglich, wodurch eine exakte Bestimmung der planen Gelenkflächen erschwert würde. Weiterhin ermöglicht die Computertomographie im Gegensatz zum konventionellen Röntgen die Betrachtung verschiedener Schichtungen. Zu beachten ist jedoch bei CT-Messungen der Glenoidversion in der koronaren Schicht, dass schon eine 20° Drehung der Scapula ausreicht, um eine Messdifferenz der Glenoidversion von 10,5° zu erhalten (Bokor, O'Sullivan et al. 1999). Um diesem Messfehler entgegenzuwirken, nahmen Nyfeler et al. nur Patienten in ihre Studie auf, deren Glenoidoberfläche senkrecht zu der jeweiligen CT-Schicht stand.



### 1.3 Fragestellung der Dissertation

Die vorliegende Arbeit ist Teil eines Projektes einer Arbeitsgruppe am Anatomischen Institut Tübingen, Sektion für klinische Anatomie unter der Projektleitung von Herrn Dr. med. A. Kirschniak in Kooperation mit Herrn Dr. med. T. Ambacher und Herrn Prof. Dr. med. F. Dammann. Sie beschäftigt sich mit der präoperativen Planung des endoprothetischen Schulterersatzes mittels der 3D-Computertomographie. Im Rahmen dieses Gesamtprojektes befasste ich mich speziell mit dem Schulterblatt und der Glenoidkomponente des Schultergelenkes. Die Messwerte des proximalen Humerus sowie des Humeruskopfes wurden von Herrn Lars Schäfer an denselben Datensätzen erhoben. Sie werden in dieser Dissertation nicht dargestellt. Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Erhebung von Normaldaten am anatomischen Präparat zur Beantwortung folgender Fragestellungen:

1. Bestehen Abhängigkeiten zwischen den leicht zu erhebenden und den schwer zu erhebenden jedoch für den Prothesenersatz des Glenoids relevanten Messparametern wie der Knochendicke des Scapulahalses oder der Glenoidtiefe? Welcher Art sind diese Abhängigkeiten? Können diese Abhängigkeiten eine Vereinfachung der durchgeführten Messungen und damit der Prothesenplanung bedingen?
2. Besteht eine geometrische Deckungsgleichheit zwischen der rechten und der linken Schulter eines Präparates? Können also die Messwerte der gesunden Schulter der Prothesenplanung zugrundegelegt werden?
3. Sind die erhobenen Daten mit Daten anderer Arbeitsgruppen vergleichbar?

Die Auswahl der zu messenden anatomischen Parameter erfolgt anhand ihrer klinischen Relevanz beim Prothesenersatz. Es wird ein standardisiertes Messprotokoll zur Erhebung der 8 Messparameter am Einzelpräparat erstellt. Die Reproduzierbarkeit und Genauigkeit der Messungen wird durch Wiederholung einer Einzelmessung geprüft. Die Messwerte werden statistisch ausgewertet und hinsichtlich der obengenannten Fragestellungen untersucht.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Präparate/Präparatfixierung und -aufbewahrung

Zur Datensatzerhebung dienten 22 anatomische Präparate mit je rechter und linker Schulter. Präparat Nummer 3 rechts wurde aufgrund einer Schädigung des Schulterblattes während der Präparation ausgeschlossen. Die Körperspenden stammen von freiwilligen Spendern, die sich zu Lebzeiten für diese Spende entschieden haben und somit ihren Körper zu Forschungs- und Lehrzwecken zur Verfügung stellten. Die für diese Arbeit verwendeten Präparate wurden zunächst im Rahmen des Präparationskurses von Medizinstudenten präpariert. Die eindeutige Zuordnung der Präparate erfolgte im anatomischen Institut mit einer nicht fortlaufenden Nummerierung. Für diese Arbeit wurden die Präparate von 1-22 bezeichnet. Die Zuordnung der unterschiedlichen Bezeichnungen der Präparate, Geschlecht, Alter und Todesursache werden in Tabelle 32 im Anhang dargestellt. Der Altersdurchschnitt lag bei 84 Jahren bei 14 weiblichen und 8 männlichen Präparaten.

Die Fixierung von 20 Präparaten wurde nach der Konserviermethode von Tutsch et al. (1975) vorgenommen. Die Konservierungslösung setzt sich aus 45% Alkohol, 27% Glycerin, 18% Wasser, 3,6% Lysoformin und 5,5% Formalin zusammen. Es werden etwa 20-28 Liter dieser Konservierungslösung pro Präparat benötigt. Zwei Präparate wurden anhand der Thiel- Methode fixiert, die eine Stufenfixierung per Chlorkresol-, Leicheninfusions-, und Stammlösung und dann eine Aufbewahrung in sogenannter Tonnenlösung vorsieht. Diese Methode ermöglicht im Gegensatz zur oben genannten Fixierungsart einen besseren Erhalt des ursprünglichen Gewebes mit seiner entsprechenden Konsistenz und Farbe (Thiel 1992).

Es fand im Rahmen des Präparationskurses am Anatomischen Institut der Universität Tübingen im Wintersemesters 2002/2003 entsprechend der Präparationsanleitung die Präparation statt. Die Entnahme der benötigten Schultergürtel vom Situs erfolgte durch Durchtrennung der Mm. rhomboidei, des M. serratus

anterior, des M. levator scapulae, des M. latissimus dorsi sowie des M. deltoideus und M. trapezius.

## 2.2 Der Computertomograph

Die Datensätze wurden mit Hilfe des Siemens CT Somatom 16 erstellt (Abbildung 13). Dieser Computertomograph, der seit dem Jahr 2002 auf dem Markt ist, ermöglicht erstmals die gleichzeitige Erfassung von 16 Schichten des Körpers bei einer Rotationsgeschwindigkeit von 0,4 Sekunden. Mit dieser Technik kann eine viermal schnellere Aufnahmegeschwindigkeit, eine Echtzeitrekonstruktion sowie eine dreimal höhere Bildauflösung als bei den alten 4- oder 8-Schicht- Computertomographen erreicht werden. Dadurch verringert sich die Strahlenbelastung je nach Untersuchung um 10 bis 50 Prozent (Siemens Med Archiv Internetseite).



*Abbildung 13: Sensation S 16-  
Computertomograph, Siemens GmbH, Erlan-  
gen, Deutschland (Internetseite Siemens medi-  
cal: <http://www.medical.siemens.com>)*

Der Computertomograph arbeitet mit der Siemens Syngo- Software und die Erhebung der Datensätze erfolgte mit folgenden Software-Einstellungen:

- Schichtdicke (Slice): 1,0mm
- Kernel: B 50 Medium Sharp

- Fensterung (Window): NNH
- FOV (Field of view): 200mm
- Recon increment: 0,6.

Der spezifische Messvorgang der anatomischen Parameter wurde in dieser Dissertation erarbeitet und wird im Kapitel 2.5 dargestellt.

### **2.3 Auswahl und Definition der Messparameter**

Die Festlegung der zu messenden Parameter erfolgte anhand von Literaturrecherchen sowie im Hinblick auf ihre klinische Relevanz beim endoprothetischen Glenoidersatz. Der am häufigsten untersuchte Parameter ist die Glenoidversion. Sie wird durch Schulterpathologien oft im Sinne einer Retroversion verstärkt, die zu Gelenkinstabilität führen kann (Badet et al. 1995; Friedman et al. 1992). Daher ist eine möglichst exakte Rekonstruktion beim Prothesenersatz gefordert. Die Glenoidversion wurde zunächst an konventionellen Röntgenbildern (Cyprien et al. 1981; Mallon et al. 1991; Nyffeler et al. 2003) sowie computertomographisch (Randelli und Gambrioli 1985; Friedman et al. 1992; Mullaji et al. 1994; Bokor et al. 1999; Couteau et al. 2001; Schlemmer et al. 2002; Nyffeler et al. 2003; Kwon et al. 2005; Nguyen et al. 2007) erhoben. Die Glenoidfläche zur Bestimmung der Prothesengrösse kann als eigener Parameter gemessen oder durch die beiden Glenoiddurchmesser (anterior-posterior/kranio-kaudal) repräsentiert werden (Mallon et al. 1991; Iannotti et al. 1992; Welsch et al. 2003; Kwon et al. 2005). Das Einbringen einer zu grossen Glenoidprothese führt zu Bewegungseinschränkungen und kann Ursache eines Impingement-Phänomens mit anschliessender Prothesenlockerung sein (Neer 1972). Für die Prothesenverankerung sind die Glenoidkonkavität und die Tiefe sowie Breite des Scapulahalses wichtige Parameter. Die Glenoidkonkavität dient darüber hinaus der Stabilität und Verbesserung der Gelenkführung (Howell and Galinat 1989; Lippit et al. 1993). Bei ausgeprägter Glenoidkonkavität kommt es intraoperativ durch die existierenden sehr flachen Fräsen zu einem starken Knochenverlust, der die Stabilität der Prothesenverankerung gefährden kann. Dementsprechend ist anschliessend die notwendige Dicke der zu implantierenden Gle-

noidkomponente zu wählen. Die Tiefe und Breite des Scapulahalses sind als Verankerungslager der Schrauben der Glenoidprothese entscheidend für die Stabilität des Gelenkersatzes. Trotzdem finden sich bisher nur wenige Messungen dieser Parameter in der Literatur (Mallon et al. 1992; Hertel and Lehmann 2001). Mallon et al. (1992) beschäftigten sich auch mit dem Inklinationswinkels des Glenoids, d.h. der superioren bzw. inferioren Verkippung des Glenoids in Bezug auf die Scapula. Dieser Parameter ist ebenso wie die Glenoidversion und die Glenoidkonkavität verantwortlich für eine stabile Gelenkführung. Die genannten Parameter und ihre Definition sind in Tabelle 1 dargestellt.

Nr.	Parameter	Definition	
1	Ante- / Retroversion	Neigung des Glenoids nach ventral oder dorsal. Definiert als Winkel, der sich zu dem Winkel zwischen der Transversalachse der Scapula und einer Geraden durch die Glenoidränder auf 90° addiert oder subtrahiert (Abbildung 18).	
2a	Anterior-posteriorer Durchmesser (ap)	ax.	Max. Abstand zwischen dem anterioren und posterioren Glenoidrand (Abbildung 21 und 30)
2b		sag.	
3a	Kranio-kaudaler Durchmesser (kk)	kor.	Maximaler Abstand zwischen dem kranialen und kaudalen Glenoidrand (Abbildung 25 und 31)
3b		sag.	
4a	Glenoidtiefe (Glenoidkonkavität)	ax.	Strecke vom Mittelpunkt der Geraden, die die Glenoidränder verbindet, bis zur Glenoidfläche (Abbildung 26 und 22)
4b		kor.	
5	Glenoidfläche	Fläche, die das knöcherne Glenoid umfasst (Abbildung 32)	
6	Tiefe des Scapulahalses	Maximale Ausdehnung des spongiosen Knochens der Scapula vom Glenoidmittelpunkt ausgehend (Abbildung 23)	
7	Breite des Scapulahalses	Breite des Collum scapulae in 1cm Tiefe (Abbildung 24)	
8	Inklinationswinkel	Winkel zwischen der Geraden durch die Glenoidränder und einer Geraden durch das Tuberculum infraglenoidale und den Angulus inferior der Scapula (Abbildung 28)	

Tabelle 1: Definition der Messparameter (ax.= axial; sag.= sagittal; kor.= koronar)

## 2.4 Darstellung des Messvorganges

Nach dem Aufspielen des Datensatzes auf die Workstation des S16 und der Auswahl der 3D- Menüfunktion, wird die Grundausrichtung der Scapula für die Messungen der einzelnen Parameter in den verschiedenen Ebenen vorgenommen (Abbildung 14). Sie ist in den 3 CT- Ebenen sagittal (senkrechte Aufsicht auf das Glenoid), koronar (vertikale Schnittebene) und axial (horizontale Schnittebene) festgelegt: In den 3 Ebenen wird der Glenoidmittelpunkt aufgesucht (Abbildung 15), dann in der axialen Ebene eine Gerade durch den Glenoidmittelpunkt und den medialen Scapularand gelegt (Abbildung 16) und in der koronaren Ebene die axiale Einstellung orthogonal zum kranio-kaudalen Durchmesser ausgerichtet (Abbildung 17). Diese Grundausrichtung ermöglicht die reproduzierbare Rekonstruktion der Scapula in den verschiedenen Ebenen und gewährleistet, dass die anschließenden Messungen vergleichbar und einheitlich sind. Der schematisierte Messvorgang mit den unterschiedlichen Ausrichtungen der Scapula zur Messung der einzelnen Parameter in den verschiedenen CT-Ebenen wird in Abbildung 14 veranschaulicht.

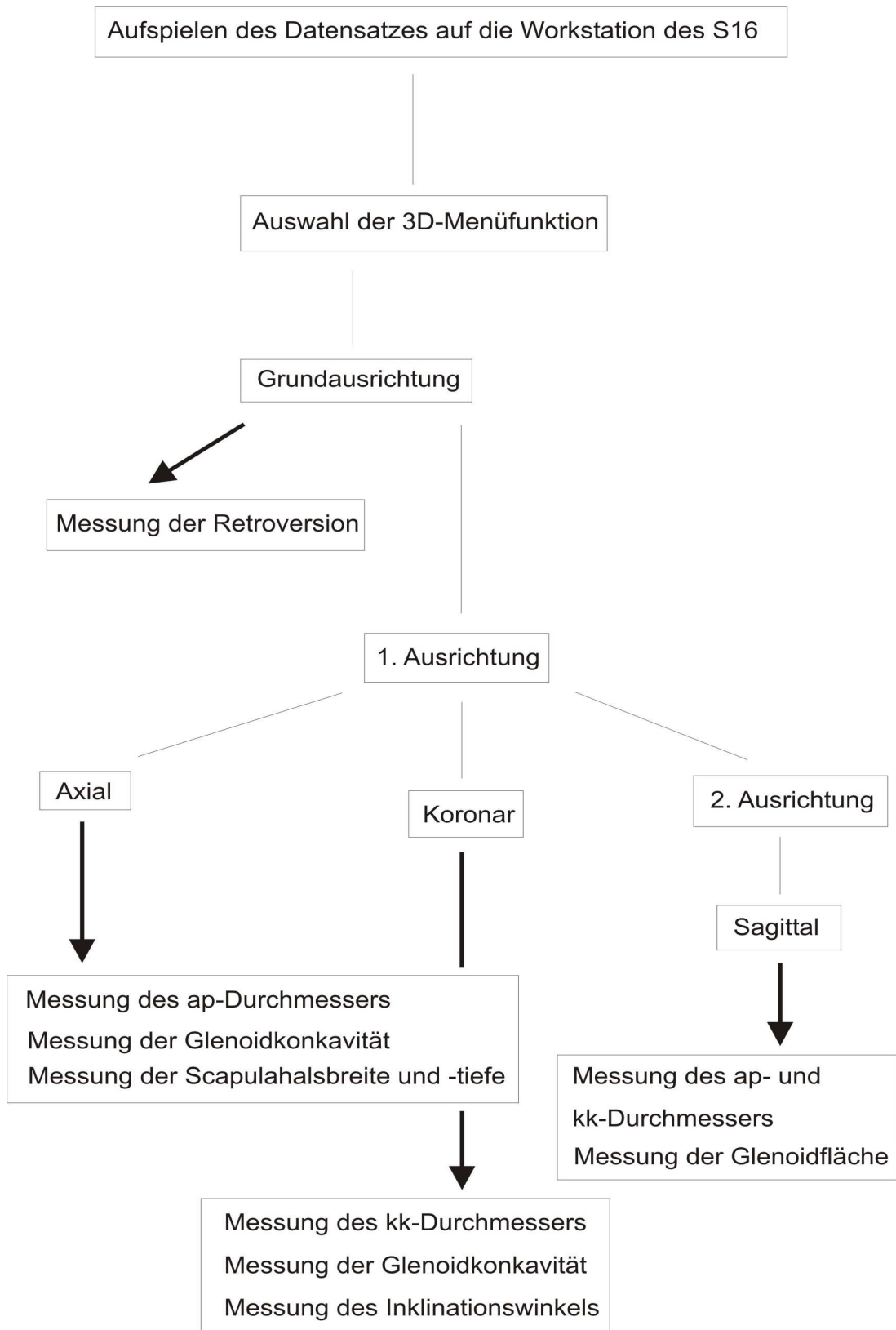


Abbildung 14: Darstellung des Messvorgangs mit den einzelnen Messschritten (ap=anterior-posterior; kk=kranio-kaudal)



## 2.5 Messprotokoll

Darstellung der einzelnen am CT durchzuführenden Schritte zur Messung der verschiedenen Parameter:

Ausgangsposition:

Roter Bildquadrant: sagittale Ebene

Grüner Bildquadrant: koronare Ebene

Blauer Bildquadrant: axiale Ebene

Jede Ebene wird in den beiden anderen Ebenen durch eine Linie in der jeweils korrespondierenden Farbe dargestellt (z.B.: die grüne Linie in der sagittalen (rot) und in der axialen (blau) Schicht repräsentiert in diesen Ebenen die koronare Ebene).



Abbildung 15: Ausrüstung des Glenoidmittelpunktes

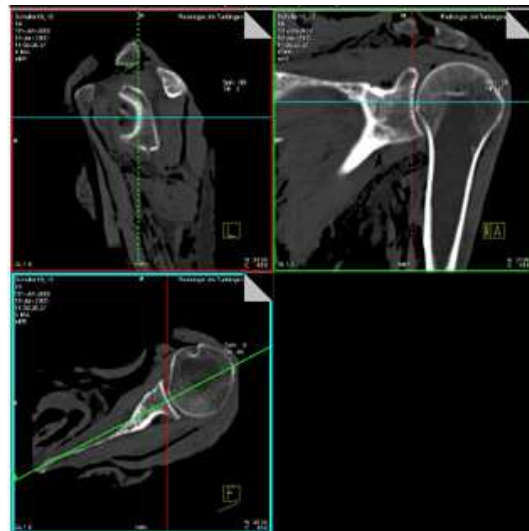


Abbildung 16: Ausrüstung der axialen Ebene

Abbildung 15 zeigt die Ausrichtung des Glenoidmittelpunktes in den 3-CT-Ebenen. In Abbildung 16 erfolgt die Ausrichtung der axialen Ebene, indem die grüne Linie (koronare Ebene) durch den Glenoidmittelpunkt und den medialen Scapularrand gelegt wird.

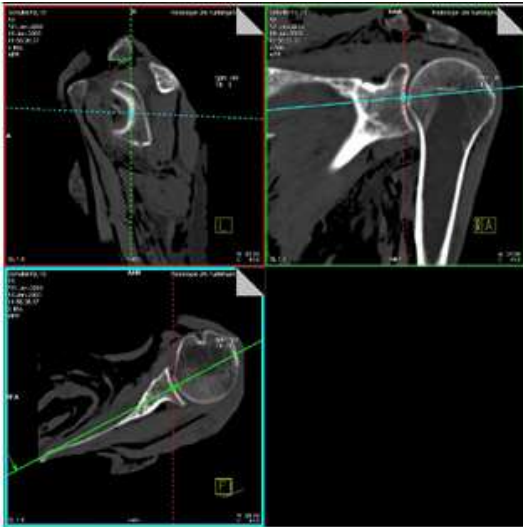


Abbildung 17: Ausrichtung der koronaren Ebene

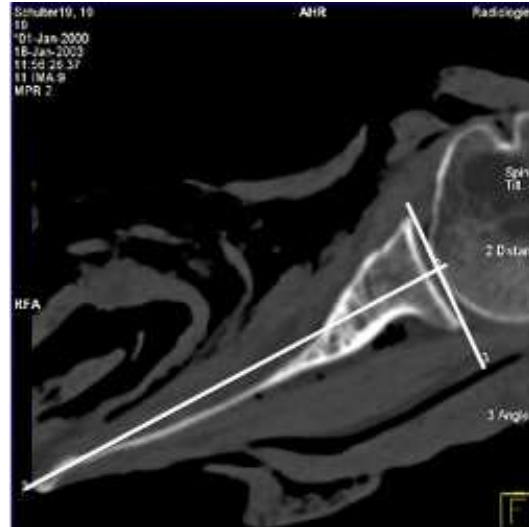


Abbildung 18: Messung der Glenoidversion

Abbildung 17 stellt die Ausrichtung der koronaren Ebene dar. Die blaue Linie (axiale Ebene) wird orthogonal zum kranio-kaudalen Durchmesser ausgerichtet. Im nächsten Schritt wird die axiale Ebene in die Programmfunktion „Viewing“ überspielt. Hier erfolgt die Messung der Glenoidversion nach Friedmann et al. (1992), die in Abbildung 18 dargestellt ist:

1. Ermittlung des Mittelpunktes durch Distanzmessung der Glenoidränder.
2. Erstellen einer Geraden, die durch den Mittelpunkt des Glenoids und den medialen Scapularand verläuft (Transversalachse der Scapula)
3. Erstellen einer Geraden an den Glenoidrändern.
4. Messung des von diesen beiden Geraden eingeschlossenen Winkels und Subtraktion dieser Winkelzahl von  $90^\circ$ .

Der hieraus resultierende Winkel gibt die Gradzahl der vorhandenen Ante-/Retroversion des Glenoids an.

Von der Grundausrichtung ausgehend wird die Einstellung der 1. Ausrichtung zur Messung der Parameter in der axialen und koronaren Ebene vorgenommen:



Abbildung 19: Ausrichtung der axialen Ebene



Abbildung 20: Ausrichtung der koronaren Ebene

Die Abbildungen 19 und 20 zeigen die Ausrichtungen jeweils in der axialen und in der koronaren Ebene. Die rote Linie (sagittale Ebene) wird an den Glenoidrändern ausgerichtet.

Im nächsten Schritt wird die axiale Ebene in die Programmfunktion „Viewing“ überspielt. Hier erfolgt die Messung des anterior-posterioren Durchmessers (Abbildung 21) und der Glenoidtiefe (Abbildung 22). Die Glenoidtiefe wird vom Mittelpunkt aus und orthogonal zur roten Linie (sagittale Ebene) durch die Glenoidränder gemessen.



Abbildung 21: Messung des anteroposterioren Durchmessers

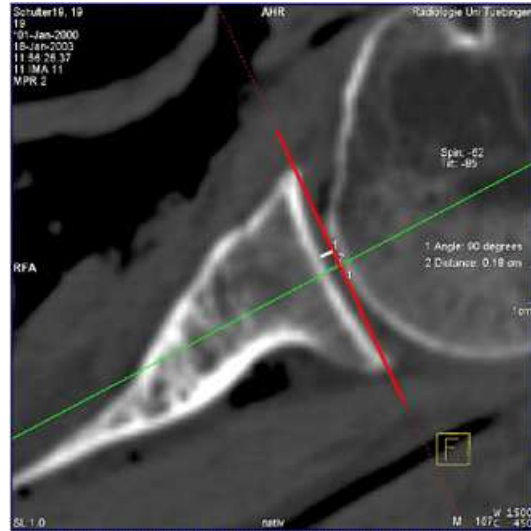


Abbildung 22: Messung der Glenoidtiefe

Abbildung 23 zeigt die Messung der Scapulahaltstiefe: Sie geht vom Glenoidmittelpunkt aus.

Abbildung 24 zeigt die Messung der Scapulahalsbreite: Sie erfolgt in 1cm Tiefe vom Mittelpunkt aus (Ausrichtung: orthogonal zur roten Linie (sagittale Ebene) durch die Glenoidränder) und parallel zur roten Linie (sagittale Ebene) durch die Glenoidränder.



Abbildung 23: Messung der Scapulahaltstiefe



Abbildung 24: Messung der Scapulahalsbreite



Abbildung 25: Messung des kranio-kaudalen Durchmessers



Abbildung 26: Messung der Glenoidtiefe

Im nächsten Schritt wird die koronare Ebene in die Programmfunktion „Viewing“ überspielt. Es erfolgt die Messung des kranio-kaudalen Durchmessers (Abbildung 25) sowie die Messung der Glenoidtiefe (Abbildung 26). Diese erfolgt vom Mittelpunkt aus und orthogonal zur roten Linie (sagittale Ebene) durch die Glenoidränder.

Zur Messung des Winkels zwischen der Glenoidfläche und dem Margo lateralis der Scapula wird die Funktion MIP Thin eingestellt. Durch Veränderung der Schichtdicke und der Fensterung wird eine digitale Röntgenansicht der gesamten Scapula erstellt (Abbildung 27). Die Winkelmessung erfolgt zwischen der roten Geraden (sagittale Ebene) durch die Glenoidränder und einer Geraden durch das Tuberculum infraglenoidale und den Angulus inferior der Scapula (Abbildung 28).



Abbildung 27: Darstellung der Scapula in der Funktion MIP Thin



Abbildung 28: Messung des Winkels zwischen Glenoidfläche und Margo lateralis der Scapula

Von der 1. Ausrichtung ausgehend wird die Einstellung der 2. Ausrichtung zur Messung der Parameter in der sagittalen Ebene vorgenommen: Die sagittale Ebene wird so dargestellt, dass die Glenoidränder gerade sichtbar sind (Abbildung 29). Es wird die Messung des anterior-posterioren und des kranio-kaudalen Durchmessers durchgeführt (Abbildungen 30 und 31).



Abbildung 29: Darstellung der Glenoidfläche in der sagittalen Ebene



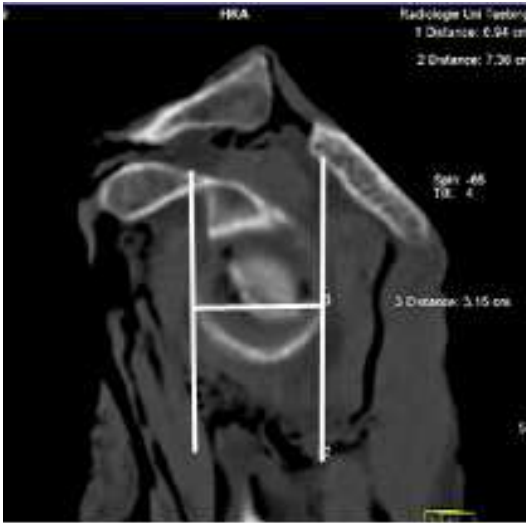


Abbildung 30: Messung des anteroposterioren Durchmessers

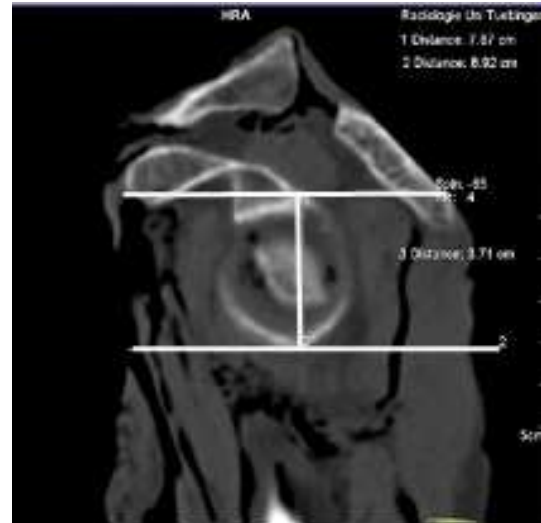


Abbildung 31: Messung des kranio-kaudalen Durchmessers

Als letzter Schritt wird die Messung der Glenoidfläche durchgeführt. Es wird die Tool-Funktion Freehand ROI eingestellt und die Glenoidfläche abgefahren (Abbildung 32).



Abbildung 32: Messung der Glenoidfläche

## **3 Ergebnisse**

Es wurden CT-Datensätze von 22 anatomischen Präparaten erhoben und daran anschliessend standardisierte Messungen der Parameter 1-8 (Tabelle 1) durchgeführt. Eine exemplarische Darstellung der CT-Daten der einzelnen Präparate findet sich in Tabelle 33 im Anhang. Bei dem Schulterpräparat Nummer 3 konnte der rechte Schulterdatensatz aufgrund von Defekten bei der anatomischen Präparation nicht ausgewertet werden. Die einzelnen Messwerte der verschiedenen Parameter aller Präparate werden in der Tabelle 34 des Anhangs dargestellt.

### **3.1 Präzision der Einzelmessung**

Um den Streubereich bei Wiederholungsmessungen und die Präzision der einzelnen Messung im Kollektiv festzustellen, wurde das Schulterpräparat 15 links insgesamt 10 mal gemessen (Tabelle 2). Für jede Messung wurde die jeweilige Ausrichtung in den verschiedenen CT-Ebenen erneut eingestellt.

Die zehnfache Messung eines Schulterpräparates zur Differenzierung des Messfehlers zeigt, dass die Standardabweichungen der einzelnen Parameter eines Präparates sehr klein und im Vergleich hierzu die Standardabweichungen der einzelnen Parameter zwischen den verschiedenen Präparaten (Tabelle 3-13) viel grösser sind.



Messung	Version [°]	ap- Durchm. ax. [cm]	Tiefe ax. [cm]	kk- Durchm kor. [cm]	Tiefe kor. [cm]	kk- Durchm. sag. [cm]	ap- Durchm. sag. [cm]	Glenoid- fläche [cm <sup>2</sup> ]	Scapula- halstiefe [cm]	Scapula- halsbreite [cm]	Ink.- Winkel [°]
1	-3	2,90	0,18	3,38	0,42	3,71	3,15	9,63	3,73	1,64	55
2	-3	2,95	0,31	3,43	0,41	3,67	3,04	9,46	3,57	1,66	55
3	-2	2,95	0,32	3,43	0,42	3,65	3,15	9,62	3,72	1,60	57
4	-2	3,00	0,29	3,47	0,39	3,50	2,99	9,73	3,74	1,57	56
5	-3	3,10	0,28	3,51	0,42	3,59	2,95	9,63	3,53	1,64	56
6	-2	2,92	0,28	3,49	0,44	3,60	3,05	9,64	3,36	1,58	56
7	-3	2,94	0,30	3,47	0,45	3,54	3,07	9,52	3,73	1,58	56
8	-2	3,00	0,30	3,50	0,41	3,59	3,14	9,53	3,67	1,55	56
9	-3	2,93	0,26	3,53	0,44	3,58	2,94	9,73	3,40	1,59	56
10	-3	2,89	0,28	3,47	0,42	3,65	2,99	9,74	3,78	1,55	55
<b>Arithmetisches Mittel</b>	-2,6	2,96	0,28	3,47	0,42	3,61	3,05	9,62	3,62	1,6	55,8
<b>Varianz</b>	0,267	0,004	0,002	0,002	0,000	0,004	0,006	0,009	0,023	0,001	0,400
<b>Standard- abweichung</b>	0,516	0,062	0,039	0,044	0,018	0,063	0,080	0,096	0,150	0,039	0,632
<b>Maximum</b>	-2	3,1	0,32	3,53	0,45	3,71	3,15	9,74	3,78	1,66	57
<b>Minimum</b>	-3	2,89	0,18	3,38	0,39	3,5	2,94	9,46	3,36	1,55	55

Tabelle 2: Werte der 10-fachen Messung der Schulter 15 links (ap-Durchm.= anterior-posteriorer Durchmesser; kk-Durchm.= kranio-kaudaler Durchmesser; Ink.winkel= Inklinationswinkel; ax.= axial; kor.= koronar; sag.= sagittal)

## 3.2 Statistische Auswertung der Messwerte

Die einzelnen Messungen der verschiedenen Parameter werden zusammengefasst und anhand festgelegter statistischer Maße, die wie folgt definiert sind, beschrieben (Tabelle 3-13; Press et al. 1992; Bera and Jarque 1980):

**Arithmetischer Mittelwert:** Summe aller x-Werte/ Anzahl aller x-Werte

**Median:** Zentralwert; liegt in der Mitte aller gemessenen Werte und wird von höchstens der Hälfte aller Werte unter- oder überschritten

**Maximum/ Minimum:** Höchster bzw. niedrigster gemessener Wert

**Standardabweichung:** Wurzel aus der Varianz. Sie wird berechnet, um die mit Hilfe der Varianz quantifizierte Streuung einer Variablen in den ursprünglichen Maßeinheiten interpretieren zu können.

**Schiefemaß (Skewness):** Maß für die Symmetrie bzw. Asymmetrie einer Verteilung um ihren Mittelwert. Das Schiefemaß einer symmetrischen Verteilung wie der Normalverteilung beträgt 0. Ein positives Schiefemaß bedeutet eine starke Rechtszentrierung und ein negatives Schiefemaß eine starke Linkszentrierung der vorliegenden Verteilung.

**Kurtosis (Exzess/Wölbung):** Maß für die relative Flach-/ Steilheit einer Verteilung. Die Kurtosis einer Normalverteilung beträgt 3. Bei einer Kurtosis  $>3$  liegt eine spitz zulaufende (leptokurtische) und bei einer Kurtosis  $<3$  eine flache (platykurtische) Verteilung im Vergleich zur Normalverteilung vor.

**Jarque-Bera:** statistischer Test auf Normalverteilung, der auf der Charakterisierung der Normalverteilung durch Schiefe und Kurtosis beruht. Die Teststatistik mißt die Abweichung der vorliegenden Schiefe und Kurtosis von denen einer Normalverteilung. Unter der Null-Hypothese einer Normalverteilung ist die Jarque-Bera Statistik  $X^2$  verteilt mit zwei Freiheitsgraden. Bei einem p-Wert  $< 0,05$  kann die Nullhypothese der Normalverteilung verworfen werden.

Die Abbildungen 33-43 stellen die Messungen der einzelnen Parameter schematisch sowie exemplarisch anhand eines CT-Ausschnittes dar. Die Diagramme 1-11 zeigen die Verteilung der Häufigkeit der Messwerte des jeweiligen Parameters anhand eines Blockdiagramms.

### 3.2.1 Anterior-posteriorer Durchmesser axial (2a)

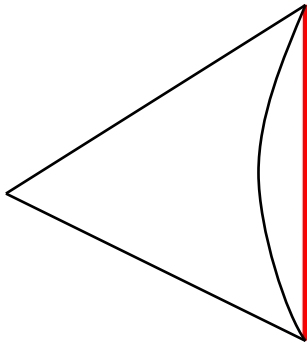


Abbildung 33: CT-Ausschnitt mit eingezeichneter Messlinie und Skizze des ap-Durchmessers axial

Mittelwert	2,57
Median	2,53
Maximum	3,08
Minimum	2,03
Standardabweichung	0,27
Schiefemaß	0,13
Exzess	2,12
Jarque-Bera	1,50
Wahrscheinlichkeit (p)	0,47

Tabelle 3: Statistische Auswertung ap-Durchmesser axial (cm)

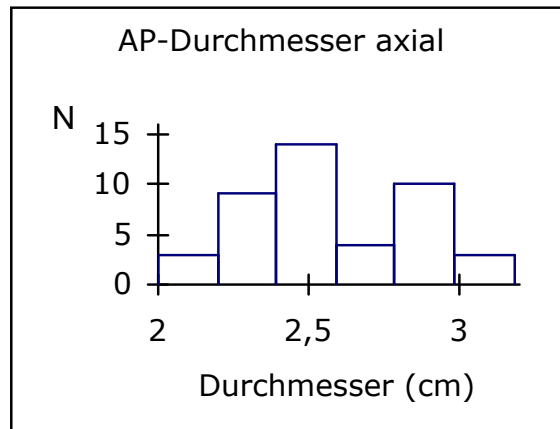


Diagramm 1: Verteilung der Messwerte ap-Durchmesser axial (cm) (N=Häufigkeit)

Bei dem axial gemessenen anterioren-posterioren Durchmesser handelt es sich mit hoher Wahrscheinlichkeit um eine Normalverteilung. Das Risiko, dass die Nullhypothese verworfen wird, obwohl sie richtig ist, liegt bei 47 %.

### 3.2.2 Anterior-posteriorer Durchmesser sagittal (2b)

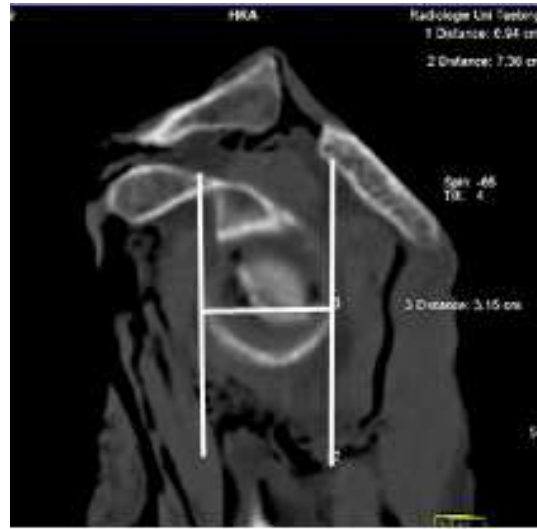
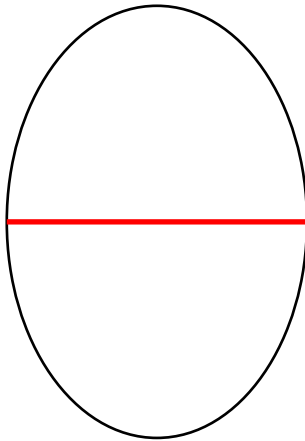


Abbildung 34: CT-Ausschnitt mit eingezeichneter Messlinie und Skizze des ap-Durchmessers sagittal

Mittelwert	2,77
Median	2,75
Maximum	3,27
Minimum	2,22
Standardabweichung	0,27
Schiefemaß	-0,12
Exzess	2,19
Jarque-Bera	1,29
Wahrscheinlichkeit (p)	0,53

Tabelle 4: Statistische Auswertung ap-Durchmesser sagittal (cm)

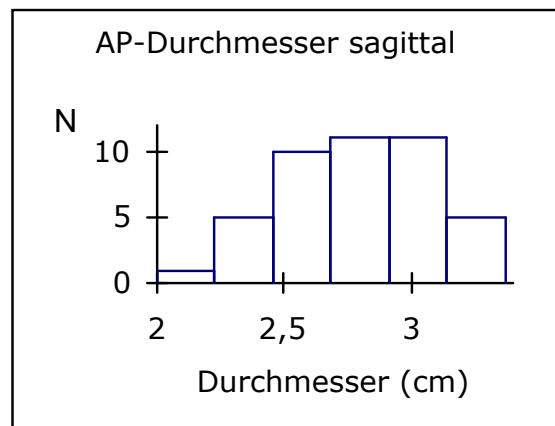


Diagramm 2: Verteilung der Messwerte ap-Durchmesser sagittal (cm) (N=Häufigkeit)

Bei dem sagittal gemessenen anterioren-posterioren Durchmesser handelt es sich mit hoher Wahrscheinlichkeit um eine Normalverteilung. Das Risiko, dass die Nullhypothese verworfen wird, obwohl sie richtig ist, liegt bei 53 %.

### 3.2.3 Kranio-kaudaler Durchmesser koronar (3a)

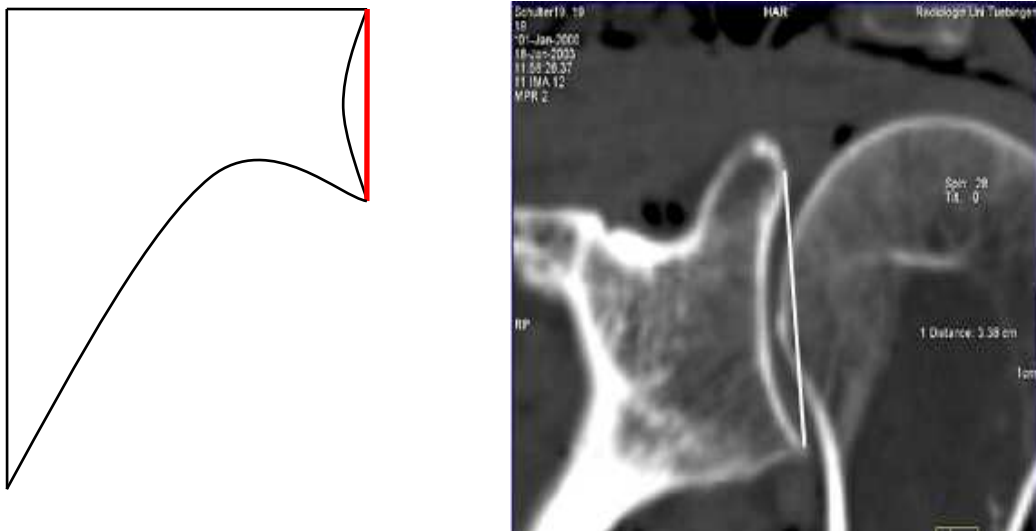


Abbildung 35: CT-Ausschnitt mit eingezeichneter Messlinie und Skizze des kk-Durchmessers koronar

Mittelwert	3,29
Median	3,31
Maximum	4,09
Minimum	2,65
Standardabweichung	0,30
Schiefemaß	0,19
Exzess	3,04
Jarque-Bera	0,25
Wahrscheinlichkeit (p)	0,88

Tabelle 5: Statistische Auswertung kk-Durchmesser koronar (cm)

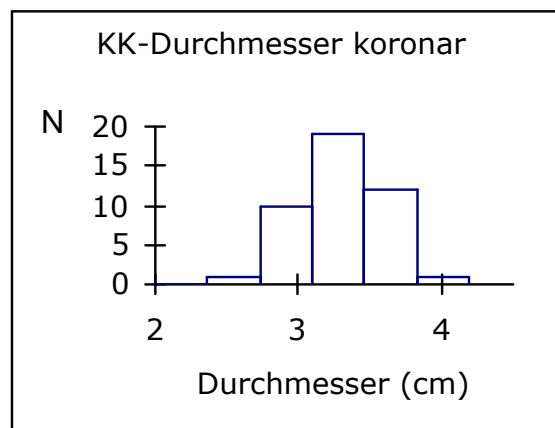


Diagramm 3: Verteilung der Messwerte kk-Durchmesser koronar (cm) (N=Häufigkeit)

Bei dem koronar gemessenen kranio-kaudalen Durchmesser handelt es sich mit hoher Wahrscheinlichkeit um eine Normalverteilung. Das Risiko, dass die Nullhypothese verworfen wird, obwohl sie richtig ist, liegt bei 88 %.

### 3.2.4 Kranio-kaudaler Durchmesser sagittal (3b)

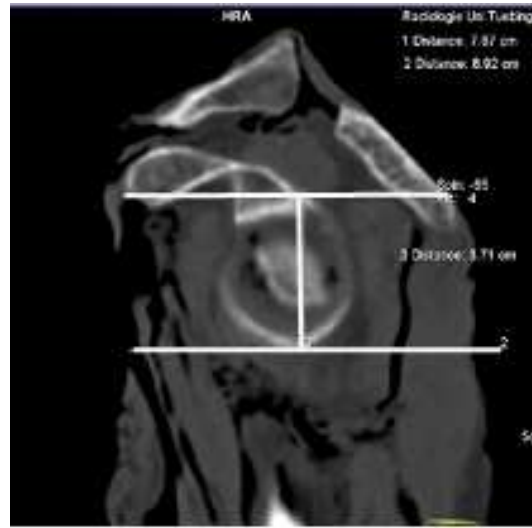
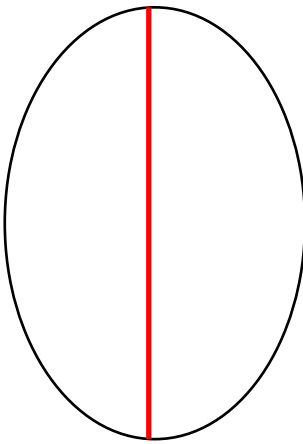


Abbildung 36: CT-Ausschnitt mit eingezeichneter Messlinie und Skizze des kk-Durchmessers sagittal

Mittelwert	3,31
Median	3,34
Maximum	3,82
Minimum	2,64
Standardabweichung	0,30
Schiefemaß	-0,46
Exzess	2,59
Jarque-Bera	1,83
Wahrscheinlichkeit (p)	0,40

Tabelle 6: Statistische Auswertung kk-Durchmesser sagittal (cm)

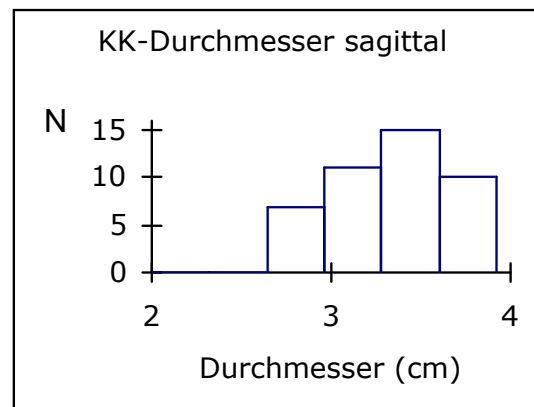


Diagramm 4: Verteilung der Messwerte kk-Durchmesser sagittal (cm) (N=Häufigkeit)

Bei dem sagittal gemessenen anterioren-posterioren Durchmesser handelt es sich mit hoher Wahrscheinlichkeit um eine Normalverteilung. Das Risiko, dass die Nullhypothese verworfen wird, obwohl sie richtig ist, liegt bei 40 %.

### 3.2.5 Glenoidfläche (5)

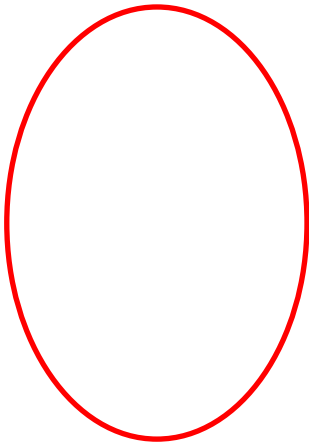


Abbildung 37: CT-Ausschnitt mit eingezeichneter Messlinie und Skizze der Glenoidfläche

Mittelwert	7,88
Median	8,02
Maximum	10,12
Minimum	5,15
Standardabweichung	1,30
Schiefemaß	-0,11
Exzess	2,21
Jarque-Bera	1,21
Wahrscheinlichkeit (p)	0,55

Tabelle 7: Statistische Auswertung Glenoidfläche (cm<sup>2</sup>)

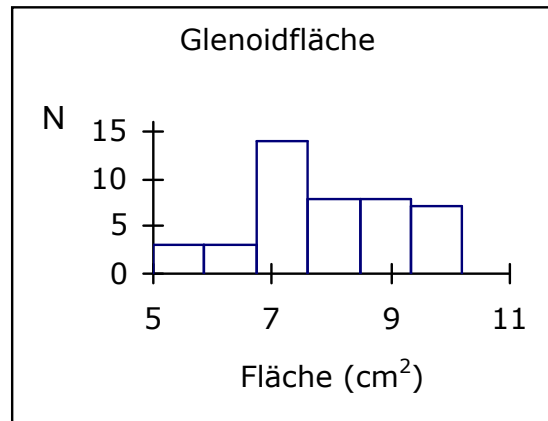


Diagramm 5: Verteilung der Messwerte Glenoidfläche (cm<sup>2</sup>) (N=Häufigkeit)

Bei der Glenoidfläche handelt es sich mit hoher Wahrscheinlichkeit um eine Normalverteilung. Das Risiko, dass die Nullhypothese verworfen wird, obwohl sie richtig ist, liegt bei 55 %.

### 3.2.6 Inklinationswinkel (8)

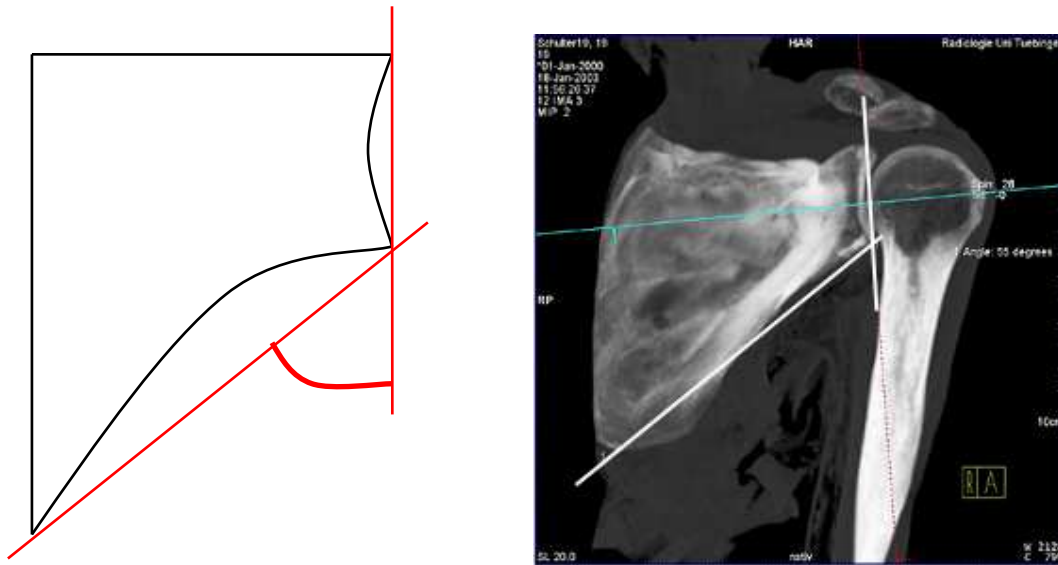


Abbildung 38: CT-Ausschnitt mit eingezeichneter Messlinie und Skizze des Inklinationswinkels

Mittelwert	51,80
Median	51
Maximum	61
Minimum	45
Standardabweichung	4,13
Schiefemaß	0,54
Exzess	2,61
Jarque-Bera	2,33
Wahrscheinlichkeit (p)	0,31

Tabelle 8: Statistische Auswertung Inklinationswinkel (°)

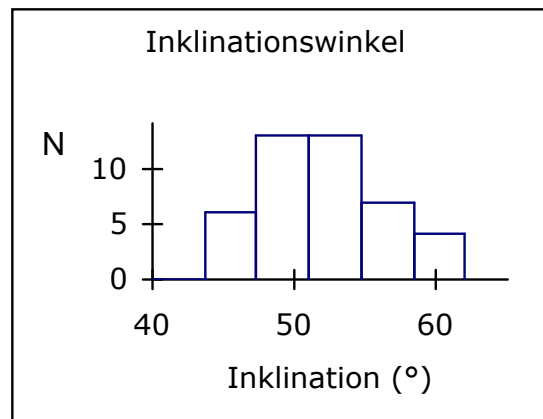


Diagramm 6: Verteilung der Messwerte Inklinationswinkel (°) (N=Häufigkeit)

Bei dem Inklinationswinkel handelt es sich mit hoher Wahrscheinlichkeit um eine Normalverteilung. Das Risiko, dass die Nullhypothese verworfen wird, obwohl sie richtig ist, liegt bei 31 %.



### 3.2.7 Scapulahalsbreite (7)

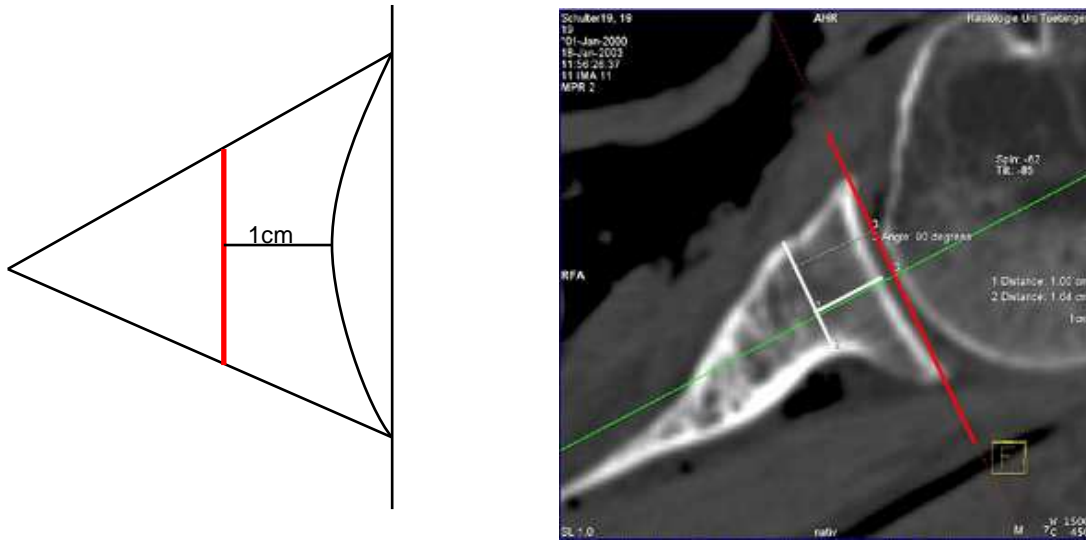


Abbildung 39: CT-Ausschnitt mit eingezeichneter Messlinie und Skizze der Scapulahalsbreite

Mittelwert	1,36
Median	1,37
Maximum	1,68
Minimum	0,91
Standardabweichung	0,20
Schiefemaß	-0,24
Exzess	2,30
Jarque-Bera	1,30
Wahrscheinlichkeit (p)	0,52

Tabelle 9: Statistische Auswertung Scapulahalsbreite (cm)

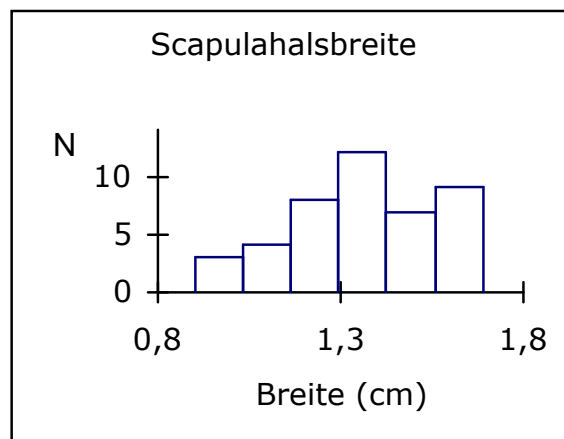


Diagramm 7: Verteilung der Messwerte Scapulahalsbreite (cm) (N=Häufigkeit)

Bei der Scapulahalsbreite handelt es sich mit hoher Wahrscheinlichkeit um eine Normalverteilung. Das Risiko, dass die Nullhypothese verworfen wird, obwohl sie richtig ist, liegt bei 52 %.

### 3.2.8 Scapulahalstiefe (6)

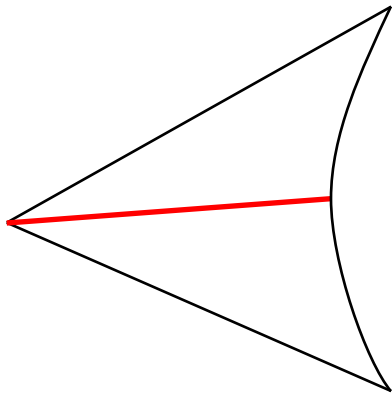


Abbildung 40: CT-Ausschnitt mit eingezeichneter Messlinie und Skizze der Scapulahalstiefe

Mittelwert	3,45
Median	3,50
Maximum	4,69
Minimum	1,99
Standardabweichung	0,50
Schiefemaß	-0,45
Exzess	4,01
Jarque-Bera	3,25
Wahrscheinlichkeit (p)	0,20

Tabelle 10: Statistische Auswertung Scapulahalstiefe (cm)

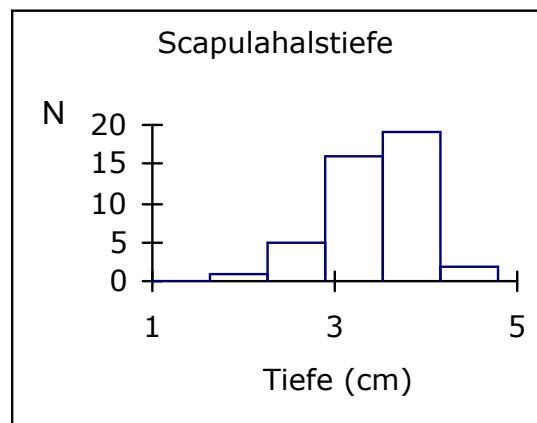


Diagramm 8: Verteilung der Messwerte Scapulahalstiefe (cm) (N=Häufigkeit)

Bei der Skapulahalstiefe handelt es sich mit hoher Wahrscheinlichkeit um eine Normalverteilung. Das Risiko, dass die Nullhypothese verworfen wird, obwohl sie richtig ist, liegt bei 20 %.

### 3.2.9 Glenoidtiefe axial (4a)

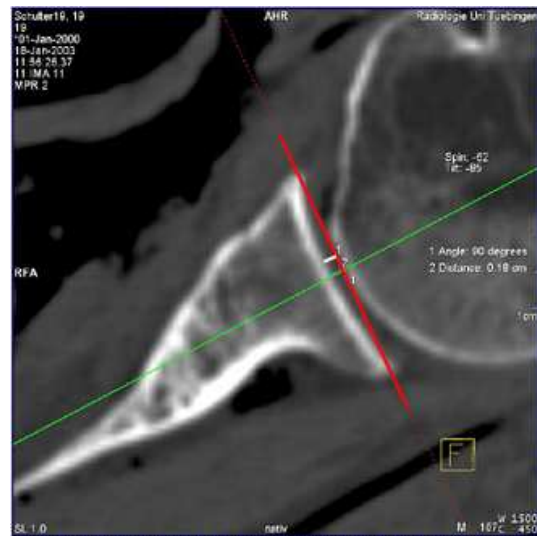
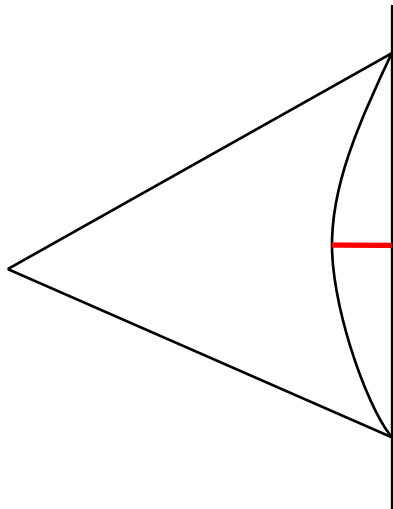


Abbildung 41: CT-Ausschnitt mit eingezeichneter Messlinie und Skizze der Glenoidtiefe axial

Mittelwert	0,24
Median	0,23
Maximum	0,48
Minimum	0,10
Standardabweichung	0,09
Schiefemaß	0,59
Exzess	3,07
Jarque-Bera	2,54
Wahrscheinlichkeit (p)	0,28

Tabelle 11: Statistische Auswertung Glenoidtiefe axial (cm)

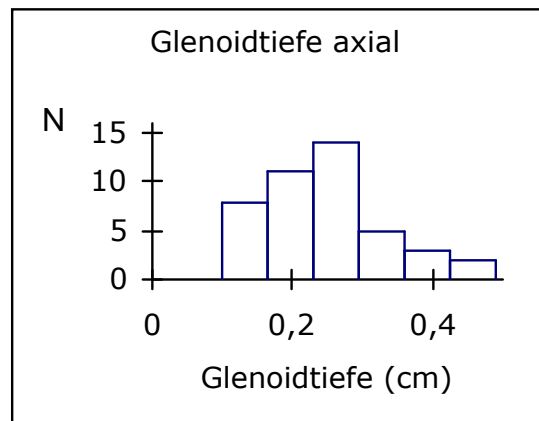


Diagramm 9: Verteilung der Messwerte Glenoidtiefe axial (cm) (N=Häufigkeit)

Bei der axial gemessenen Glenoidtiefe handelt es sich mit hoher Wahrscheinlichkeit um eine Normalverteilung. Das Risiko, dass die Nullhypothese verworfen wird, obwohl sie richtig ist, liegt bei 28 %.

### 3.2.10 Glenoidtiefe koronar (4b)

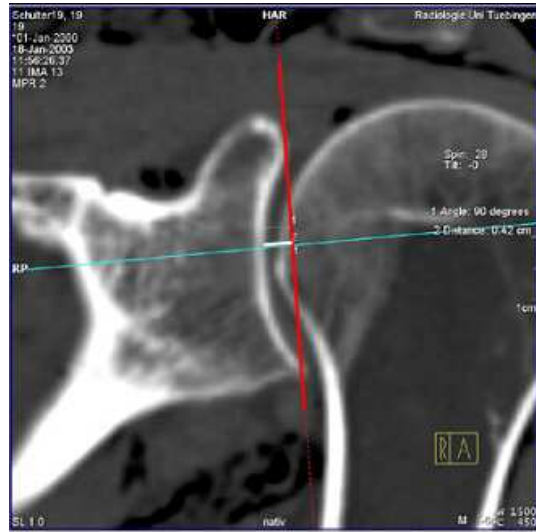
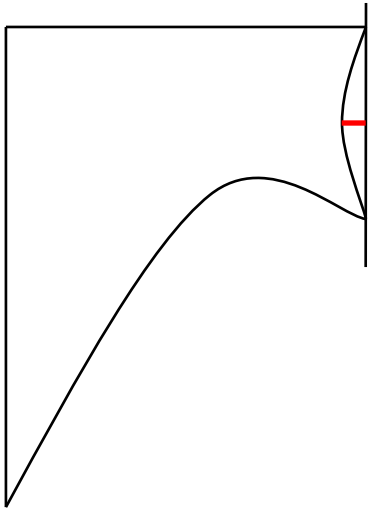


Abbildung 42: CT-Ausschnitt mit eingezeichneter Messlinie und Skizze der Glenoidkonkavität koronar

Mittelwert	0,43
Median	0,42
Maximum	0,66
Minimum	0,25
Standardabweichung	0,10
Schiefemaß	0,26
Exzess	2,43
Jarque-Bera	1,05
Wahrscheinlichkeit (p)	0,59

Tabelle 12: Statistische Auswertung Glenoidtiefe koronar (cm)

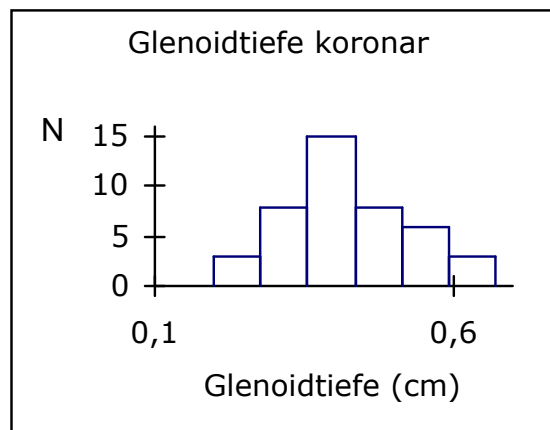


Diagramm 10: Verteilung der Messwerte Glenoidtiefe koronar (cm) (N=Häufigkeit)

Bei der koronar gemessenen Glenoidtiefe handelt es sich mit hoher Wahrscheinlichkeit um eine Normalverteilung. Das Risiko, dass die Nullhypothese verworfen wird, obwohl sie richtig ist, liegt bei 59 %.

### 3.2.11 Glenoidversion (1)

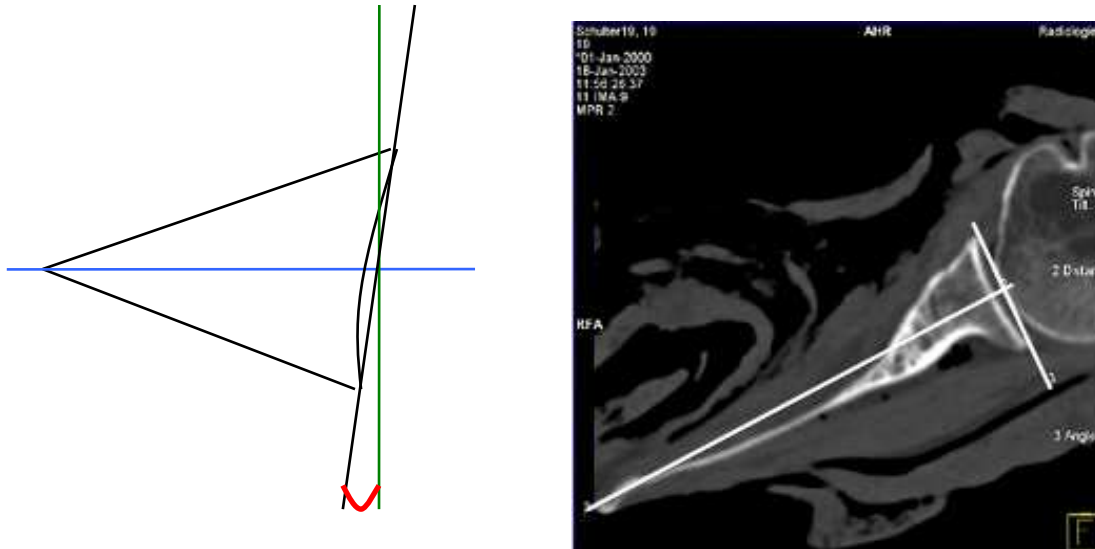


Abbildung 43: CT-Ausschnitt mit eingezeichneter Messlinie und Skizze der Glenoidversion

Mittelwert	-2
Median	-2
Maximum	2
Minimum	-14
Standardabweichung	3,35
Schiefemaß	-1,42
Exzess	5,67
Jarque-Bera	27,3
Wahrscheinlichkeit (p)	0,00

Tabelle 13: Statistische Auswertung Glenoidversion (°)

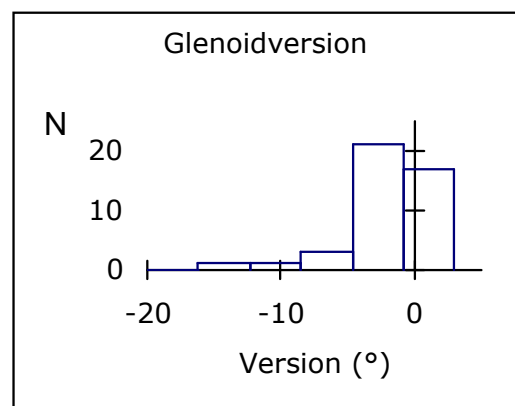


Diagramm 11: Verteilung der Messwerte Glenoidversion (°) (N=Häufigkeit)

Bei der Glenoidversion handelt es sich aller Wahrscheinlichkeit nach um keine Normalverteilung. Sowohl der p-Wert als auch Exzess, Schiefemaß und Jarque-Bera-Wert zeigen dies an. Es muss von einem systemischen Messfehler ausgegangen werden.

### 3.3 Korrelation und Regression unterschiedlicher Parameter

**Korrelationen** werden zur Darstellung des statistischen Zusammenhangs zwischen zwei Variablen erstellt. Sie machen jedoch keine Aussage über den kausalen Zusammenhang zweier Variablen. Korrelationen können positiv (bei Anstieg der Variablen x, steigt auch die Variable y) oder negativ (bei Anstieg der Variablen x, sinkt die Variable y) sein. Besteht zwischen zwei verschiedenen Variablen kein statistischer Zusammenhang, so spricht man von einer Nullkorrelation. Zur Beurteilung des statistischen Zusammenhangs errechnet man den **Korrelationskoeffizienten**, der Werte zwischen +1 (positive Korrelation) und -1 (negative Korrelation) annehmen kann. In diesen beiden Fällen lässt sich y aus x oder umgekehrt berechnen. Liegt der Korrelationskoeffizient bei Werten um Null, so liegt keine statistische Abhängigkeit der beiden Variablen vor und von x kann nicht auf y oder umgekehrt geschlossen werden (Hartung 1999).

Die **Regressionsanalyse** dient dazu, Beziehungen zwischen einer abhängigen (y) und einer unabhängigen (x) Variablen festzustellen. Dafür wird zur genaueren Analyse der Zusammenhänge zwischen den jeweils korrelierten Parametern, insbesondere der statistischen Signifikanz, als Schätzmethode die **Methode der kleinsten Quadrate** (genauer auch: der kleinsten Fehlerquadrate (Ordinary Least Squares Method = OLS)) angewandt (Draper and Smith 1998; Hanson and Lawson 1995). Hierzu werden die Messwerte der beiden korrelierten Parameter als eine Wolke aus Datenpunkten in ein Koordinatensystem eingetragen. In diese Punktwolke soll eine möglichst genau passende **Regressionsgerade** gelegt werden. Die Datenpunkte der Regressionsgeraden erhält man, indem die Summe der quadratischen Abweichungen der Kurve von den beobachteten Punkten minimiert wird.

Die Formel für die einfache lineare Regression lautet:

$$y = c + \beta \cdot x$$

(y = abhängige Variable; x = unabhängige Variable; c = Koeffizient c;  $\beta$  = Regressionsparameter)

Ziel der Regressionsanalyse ist die Bestimmung der unbekannt Parameter  $c$  und  $\beta$  zur Definierung der Regressionsgeraden. In Kapitel 3.3.3 werden die korrelierten Parameter in ihrer Abhängigkeit beschrieben, die lineare Regression errechnet und graphisch dargestellt (Diagramme 12-24).

In Tabelle 16-28 finden sich die Werte des Koeffizienten  $c$  und des Regressionsparameters  $\beta$  der jeweiligen Regression sowie ihre statistische Auswertung, die anhand der Testmethodik der **t-Statistik** erfolgt. Diese dient der Prüfung der Hypothese, dass die durch die OLS-Analyse geschätzten Parameter  $c$  und  $\beta$  gleich null sind. Die t-Statistik berechnet sich als Verhältnis der Differenz des Mittelwertes und Erwartungswertes zum Standardfehler:

$$t = \frac{\bar{x} - \mu}{\sigma / \sqrt{n}}$$

Die t-Statistik kann mit Hilfe des p-Wertes ausgewertet werden. Bei einem Signifikanzniveau von 5 bzw. 1% zeigt ein p-Wert von  $<0,05$  bzw.  $<0,01$  an, dass die oben genannte Hypothese verworfen werden kann und somit die geschätzten Parameter ungleich null sind.  $R^2$  gilt als Gütemaß des Regressionsmodells und gibt den Anteil der erklärten Streuung an der Gesamtstreuung an.  $R^2$  ist als prozentualer Wert zu verstehen und liegt daher stets zwischen Null und Eins. Wird  $R^2$  gleich Eins bzw. 100%, so wird die gesamte Streuung durch das Regressionsmodell erklärt, und es besteht ein perfekter linearer Zusammenhang (Urban and Mayer 2006; Fahrmaier et al. 2007) In dieser Dissertation wurden die für die geometrische Darstellung des Glenoids wichtigen Parameter festgelegt und im CT durch verschiedene Messvarianten erhoben. Um Zusammenhänge zwischen den verschiedenen Parametern bzw. den verschiedenen Messvarianten eines Parameters aufzuzeigen, wurden im Anschluss Korrelationen erstellt. Bei angenommenen Abhängigkeiten wurden Regressionsgeraden berechnet. Schliesslich wurden mathematische Zusammenhänge zwischen unterschiedlichen Parametern erarbeitet und mit den gemessenen Daten verglichen.

### 3.3.1 Übersicht der durchgeführten Korrelationen

Tabelle 14 zeigt die Korrelationen, die bei Positivität eine Vereinfachung der durchzuführenden Messungen ermöglichen und daher berechnet worden sind. Insgesamt erfolgt die Berechnung von 14 Korrelationen, die in den gelb hinterlegten Feldern der Tabelle dargestellt sind. Bei den Korrelationen 1,7 und 11 werden die Messungen desselben Parameters in zwei unterschiedlichen CT-Ausrichtungen miteinander verglichen. So kann nachgewiesen werden, ob ein enger Zusammenhang zwischen dem Ergebnis der Messung des Parameters in einer Ebene und dem Ergebnis der Messung desselben Parameters in der anderen Ebene besteht. Korreliert werden auch die beiden Durchmesser (anterior-posterior/ kranio-kaudal) in den jeweils unterschiedlichen Ebenen mit der Glenoidfläche (3,6,8,10). Durch die Korrelationen 4 und 5 erhält man eine Aussage über den Zusammenhang der Messungen zur Bestimmung der Scapulahalsbreite bzw. -tiefe in axialer Ebene und den Messungen des anterior-posterioren Durchmessers in derselben Ebene. Weiterhin wird die Korrelation zwischen dem anterior-posterioren und dem kranio-kaudalen Durchmesser in sagittaler Ebene (2) bestimmt, um eine Abhängigkeit zu überprüfen. Die Korrelation zwischen dem kranio-kaudalen Durchmesser und der Glenoidtiefe in der koronaren Ebene (9) wird bestimmt, um zu prüfen, ob die Tiefe des Glenoids bei Zunahme des Durchmessers ebenfalls zunimmt, oder ob diese beiden Parameter unabhängig voneinander variieren. Die Korrelationen 12, 13 und 14 sind Berechnungen zwischen einem gemessenen Parameter und errechneten Werten, die eine Annäherung an die Geometrie des Glenoids darstellen. So kann als Beispiel die Scapulahalsbreite mathematisch skizziert anhand des Strahlensatzes errechnet werden und anschliessend in Korrelation zur gemessenen Scapulahalsbreite gesetzt werden (12). Ebenso verhält es sich mit der Fläche des Glenoids: sie kann näherungsweise als Rechteck (Produkt aus anterior-posteriorem und kranio-kaudalem Durchmesser) oder als Ellipse begriffen und so in Beziehung zur gemessenen Glenoidfläche gesetzt werden (13,14).



		ap-Durchmesser		kk-Durchmesser		Glenoidversion		Glenoidtiefe		Scap.breite	Scap.tiefe	Inklinationswinkel	Glenoidfläche	ap-Durch.(sag)* kk-Durch.(sag)	Ellipse	Errechnete Scapula- halsbreite
		sag	ax	sag	kor	ax	ax	kor	ax	ax	kor	sag				
ap-Durchmesser	sagittal		1	2		-	-	-					3			-
	axial					-		-	4	5			6	-	-	-
kk-Durchmesser	sagittal				7	-	-	-					8			-
	koronar					-	-	9					10	-	-	-
Glenoidversion	axial							-					-	-	-	-
Glenoidtiefe	axial								11				-	-	-	-
	koronar												-	-	-	-
Scap.breite	axial												-	-	-	12
Scap.tiefe	axial												-	-	-	-
Inklinationswinkel	koronar												-	-	-	-
Glenoidfläche	sagittal													-	-	-
ap-Durch.(sag)*kk-Durch.(sag)															-	-
Ellipse																-
Errechnete Scap.breite																

Tabelle 14: Übersicht der durchgeführten Korrelationen ( ap= anterior-posterior; kk= kranio-kaudal; Scap.breite= Scapulahlalsbreite; Scap.tiefe= Scapulahlaltiefe; Durch.= Durchmesser; sag= sagittal, ax= axial; kor= koronar)

### 3.3.2 Übersicht der Korrelationskoeffizienten

In Tabelle 15 werden die korrelierten Parameter und der jeweils zugehörige Korrelationskoeffizient dargestellt. Hier lässt sich direkt eine Aussage über den statistischen Zusammenhang der korrelierten Parameter treffen. Bei hoher positiver/negativer Korrelation lässt sich y aus x oder umgekehrt berechnen. Liegt der Korrelationskoeffizient bei Werten um Null, so liegt keine statistische Abhängigkeit der beiden Variablen vor und von x kann nicht auf y oder umgekehrt geschlossen werden.

Nr.	Korrelierte Parameter		Korrelationskoeffizient
1	Dm Ap sagittal	Dm Ap axial	0,8316
2	Dm Ap sagittal	Dm Kk sagittal	0,6708
3	Dm Ap sagittal	Fläche sagittal	0,8671
4	Dm Ap axial	Scapulahalsbreite	0,6749
5	Dm Ap axial	Scapulahalstiefe	0,3998
6	Dm Ap axial	Fläche sagittal	0,8096
7	Dm Kk sagittal	Dm Kk koronar	0,7773
8	Dm Kk sagittal	Fläche sagittal	0,9000
9	Dm Kk koronar	Glenoidtiefe koronar	0,5086
10	Dm Kk koronar	Fläche sagittal	0,8597
11	Glenoidtiefe axial	Glenoidtiefe koronar	0,7532
12	Scapulahalsbreite	Scapulahalsbreite berechnet	0,5875
13	Fläche sagittal	Dm Ap sagittal*Dm Kk sagittal	0,9674
14	Fläche sagittal	Ellipse	0,9674

Tabelle 15: Übersicht der Korrelationskoeffizienten (Dm= Durchmesser; ap= anterior-posterior; kk= kranio-kaudal)

### 3.3.3 Regressionsanalysen

#### Ap-Durchmesser sagittal und axial

Besteht ein signifikanter Einfluß von ap-Durchmesser sagittal auf ap-Durchmesser axial? Der Korrelationskoeffizient ist 0,8316 (Tabelle 15). Zur genaueren Analyse schätzen wir im Weiteren das folgende Regressionsmodell mittels OLS-Analyse.

	Koeffizient c	Regressionsparameter ( $\beta$ )	R <sup>2</sup>
<b>Wert</b>	0,2313	0,8432	0,6916
<b>Standardfehler</b>	0,2449	0,0879	
<b>t-Statistik</b>	0,9446	9,5890	
<b>p-Wert</b>	0,3504	0	

Tabelle 16: OLS-Analyse ap-Durchmesser sagittal/axial (ap=anterior-posterior)

Das Regressionsmodell prognostiziert:

$$\text{ap-Durchmesser axial} = 0,2313 + 0,8432 \cdot \text{ap-Durchmesser sagittal}$$

und ap-Durchmesser sagittal erklärt 69,16% der Variation von ap-Durchmesser axial. Der Standardfehler der Schätzung von c und  $\beta$  betragen 0,2449 und 0,0879. Nur der Regressionsparameter  $\beta$  ist statistisch signifikant auf 1%-Niveau.

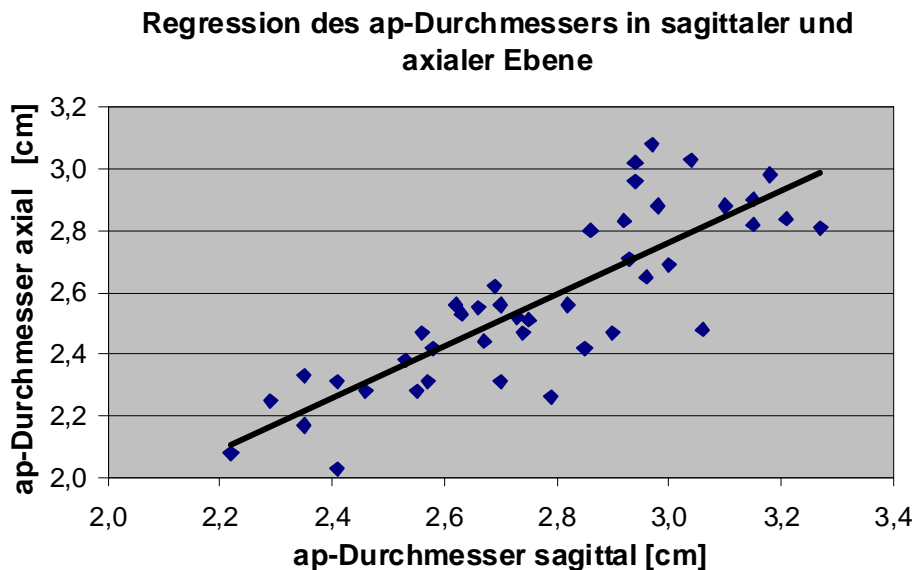


Diagramm 12: Scatterplott und Regressionsgerade ap-Durchmesser axial zu sagittal (ap=anterior-posterior)

## Ap-Durchmesser sagittal und kk-Durchmesser sagittal

Besteht ein signifikanter Einfluß von ap-Durchmesser sagittal auf kk-Durchmesser sagittal? Der Korrelationskoeffizient ist 0,6708 (Tabelle 15). Zur genaueren Analyse schätzen wir im Weiteren das folgende Regressionsmodell mittels OLS-Analyse.

	Koeffizient c	Regressionsparameter ( $\beta$ )	R <sup>2</sup>
<b>Wert</b>	1,2105	0,7590	0,4500
<b>Standardfehler</b>	0,3649	0,1311	
<b>t-Statistik</b>	3,3168	5,7916	
<b>p-Wert</b>	0,0019	0	

Tabelle 17: OLS-Analyse ap-Durchmesser sagittal/ kk-Durchmesser sagittal (ap=anterior-posterior; kk=kranio-kaudal)

Das Regressionsmodell prognostiziert:

$$\text{kk-Durchmesser sagittal} = 1,2105 + 0,7590 \cdot \text{ap-Durchmesser sagittal}$$

und ap-Durchmesser sagittal erklärt 45% der Variation von kk-Durchmesser sagittal. Der Standardfehler der Schätzung von c und  $\beta$  betragen 0,3649 und 0,1311. Der Koeffizient c sowie der Regressionsparameter  $\beta$  sind statistisch signifikant auf 1%-Niveau.

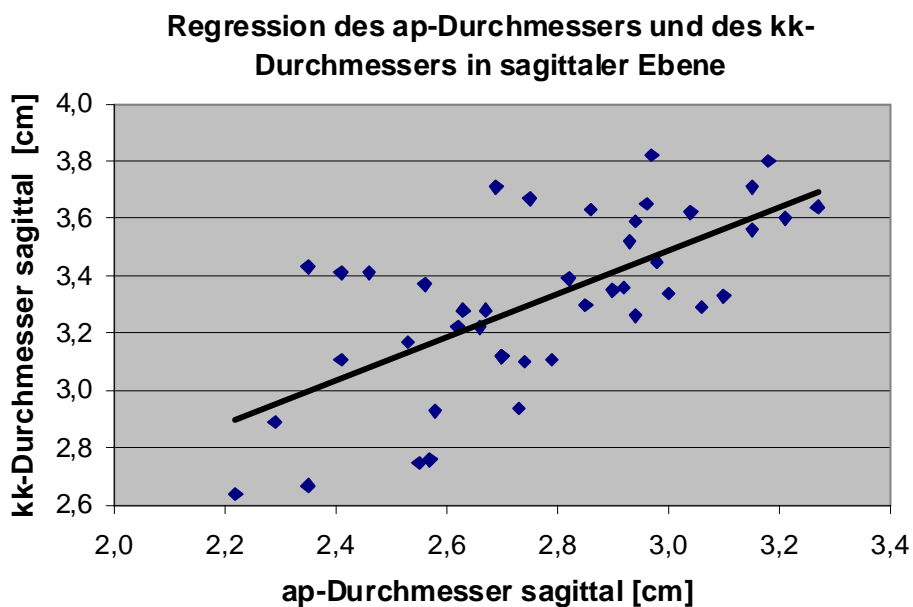


Diagramm 13: Scatterplott und Regressionsgerade ap- zu kk-Durchmesser sagittal (ap=anterior-posterior; kk=kranio-kaudal)

## Kk-Durchmesser sagittal und ap-Durchmesser sagittal

Besteht ein signifikanter Einfluß von kk-Durchmesser sagittal auf ap-Durchmesser sagittal? Der Korrelationskoeffizient ist 0,6708 (Tabelle 15). Zur genaueren Analyse schätzen wir im Weiteren das folgende Regressionsmodell mittels OLS-Analyse.

	Koeffizient c	Regressionsparameter ( $\beta$ )	R <sup>2</sup>
<b>Wert</b>	0,8070	0,5928	0,4500
<b>Standardfehler</b>	0,3407	0,1024	
<b>t-Statistik</b>	2,3690	5,7916	
<b>p-Wert</b>	0,0226	0	

Tabelle 18: OLS-Analyse kk-Durchmesser sagittal / ap-Durchmesser sagittal (ap=anterior-posterior; kk=kranio-kaudal)

Das Regressionsmodell prognostiziert:

$$\text{ap-Durchmesser sagittal} = 0,8070 + 0,5928 * \text{kk-Durchmesser sagittal}$$

und kk-Durchmesser sagittal erklärt 45% der Variation von ap-Durchmesser sagittal. Der Standardfehler der Schätzung von c und  $\beta$  betragen 0,3407 und 0,1024. Nur der Regressionsparameter  $\beta$  ist statistisch signifikant auf 1%-Niveau.

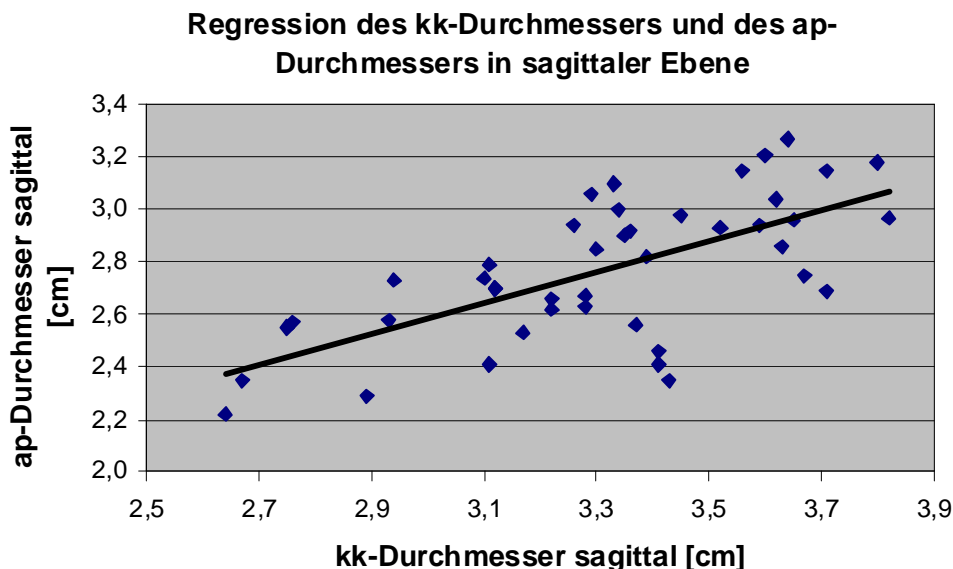


Diagramm 14: Scatterplott und Regressionsgerade kk- zu ap-Durchmesser sagittal (ap=anterior-posterior; kk=kranio-kaudal)

## Ap-Durchmesser sagittal und Glenoidfläche sagittal

Besteht ein signifikanter Einfluß von ap-Durchmesser sagittal auf die Glenoidfläche sagittal? Der Korrelationskoeffizient ist 0,8671 (Tabelle 15). Zur genaueren Analyse schätzen wir im Weiteren das folgende Regressionsmodell mittels OLS-Analyse.

	Koeffizient c	Regressionsparameter ( $\beta$ )	R <sup>2</sup>
<b>Wert</b>	-3,7314	4,1885	0,7519
<b>Standardfehler</b>	1,0464	0,3758	
<b>t-Statistik</b>	-3,5661	11,1461	
<b>p-Wert</b>	0,0009	0	

Tabelle 19: OLS-Analyse ap-Durchmesser sagittal / Glenoidfläche sagittal (ap=anterior-posterior)

Das Regressionsmodell prognostiziert:

$$\text{Glenoidfläche sagittal} = -3,7314 + 4,1885 \cdot \text{ap-Durchmesser sagittal}$$

und ap-Durchmesser sagittal erklärt 75,19% der Variation der Glenoidfläche sagittal. Der Standardfehler der Schätzung von c und  $\beta$  betragen 1,0464 und 0,3758. Der Koeffizient c sowie der Regressionsparameter  $\beta$  sind statistisch signifikant auf 1%-Niveau.

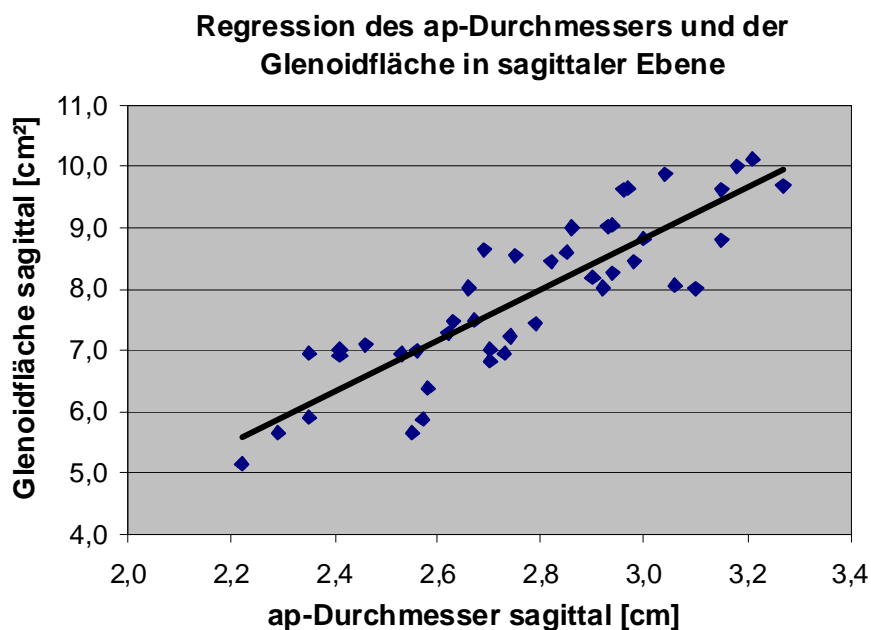


Diagramm 15: Scatterplott und Regressionsgerade ap-Durchmesser zu Glenoidfläche sagittal (ap=anterior-posterior)

## Ap-Durchmesser axial und Scapulahalsbreite axial

Besteht ein signifikanter Einfluß von ap-Durchmesser axial auf die Scapulahalsbreite axial? Der Korrelationskoeffizient ist 0,6749 (Tabelle 15). Zur genaueren Analyse schätzen wir im Weiteren das folgende Regressionsmodell mittels OLS-Analyse.

	Koeffizient c	Regressionsparameter ( $\beta$ )	R <sup>2</sup>
<b>Wert</b>	0,0647	0,5062	0,4555
<b>Standardfehler</b>	0,2232	0,0864	
<b>t-Statistik</b>	0,2900	5,8569	
<b>p-Wert</b>	0,7733	0	

Tabelle 20: OLS-Analyse ap-Durchmesser axial / Scapulahalsbreite axial (ap=anterior-posterior)

Das Regressionsmodell prognostiziert:

$$\text{Scapulahalsbreite axial} = 0,0647 + 0,5062 \cdot \text{ap-Durchmesser axial}$$

und ap-Durchmesser axial erklärt 45,55% der Variation der Scapulahalsbreite axial. Der Standardfehler der Schätzung von c und  $\beta$  betragen 0,2232 und 0,0864. Nur der Regressionsparameter  $\beta$  ist statistisch signifikant auf 1%-Niveau.

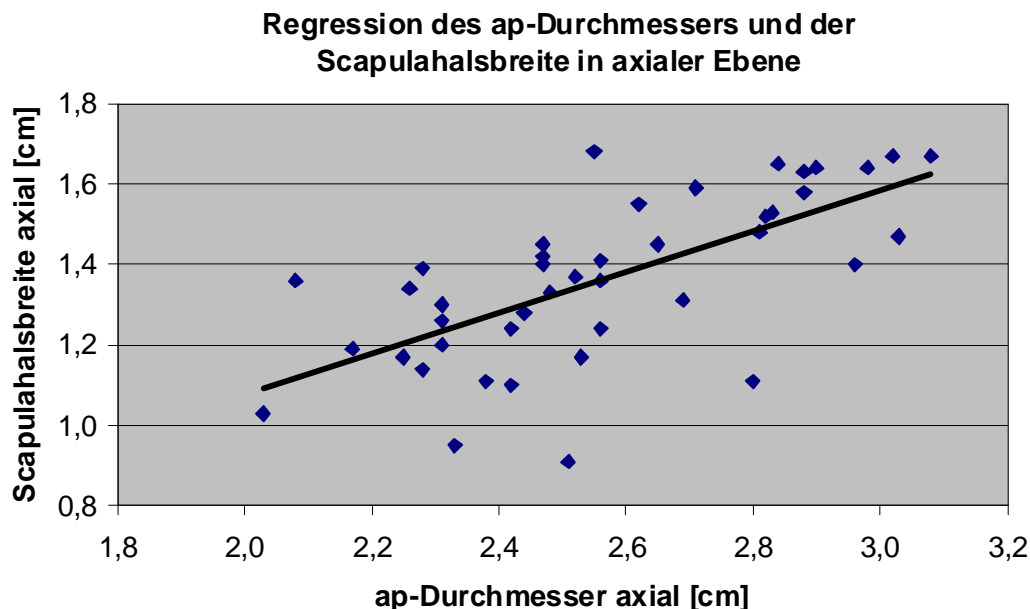


Diagramm 16: Scatterplott und Regressionsgerade ap-Durchmesser zu Scapulahalsbreite axial (ap=anterior-posterior)

## Ap-Durchmesser axial und Scapulahalstiefe axial

Besteht ein signifikanter Einfluß von ap-Durchmesser axial auf die Scapulahalstiefe axial? Der Korrelationskoeffizient ist 0,3998 (Tabelle 15). Zur genaueren Analyse schätzen wir im Weiteren das folgende Regressionsmodell mittels OLS-Analyse.

	Koeffizient c	Regressionsparameter ( $\beta$ )	R <sup>2</sup>
<b>Wert</b>	1,5624	0,7343	0,1598
<b>Standardfehler</b>	0,6790	0,2629	
<b>t-Statistik</b>	2,3008	2,7927	
<b>p-Wert</b>	0,0266	0,0079	

Tabelle 21: OLS-Analyse ap-Durchmesser axial / Scapulahalstiefe axial (ap=anterior-posterior)

Das Regressionsmodell prognostiziert:

$$\text{Scapulahalstiefe axial} = 1,5624 + 0,7343 \cdot \text{ap-Durchmesser axial}$$

und ap-Durchmesser axial erklärt 15,98% der Variation von Scapulahalstiefe axial. Der Standardfehler der Schätzung von c und  $\beta$  etragen 0,6790 und 0,2629. Nur der Regressionsparameter  $\beta$  ist statistisch signifikant auf 1%-Niveau.

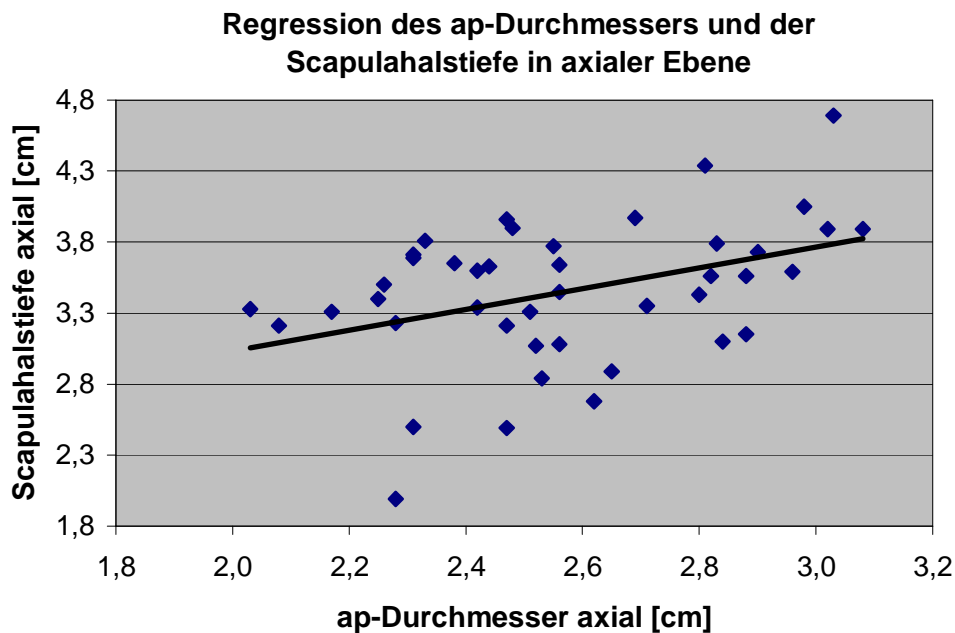


Diagramm 17: Scatterplott und Regressionsgerade ap-Durchmesser zu Scapulahalstiefe axial (ap=anterior-posterior)



## Ap-Durchmesser axial und Glenoidfläche sagittal

Besteht ein signifikanter Einfluß von ap-Durchmesser axial auf die Glenoidfläche sagittal? Der Korrelationskoeffizient ist 0,8096 (Tabelle 15). Zur genaueren Analyse schätzen wir im Weiteren das folgende Regressionsmodell mittels OLS-Analyse.

	Koeffizient c	Regressionsparameter ( $\beta$ )	R <sup>2</sup>
<b>Wert</b>	-2,0291	3,8572	0,6555
<b>Standardfehler</b>	1,1278	0,4367	
<b>t-Statistik</b>	-1,7993	8,8331	
<b>p-Wert</b>	0,0793	0	

Tabelle 22: OLS-Analyse ap-Durchmesser axial / Glenoidfläche sagittal (ap=anterior-posterior)

Das Regressionsmodell prognostiziert:

$$\text{Glenoidfläche sagittal} = -2,0291 + 3,8572 \cdot \text{ap-Durchmesser axial}$$

und ap-Durchmesser axial erklärt 65,55% der Variation von Glenoidfläche sagittal. Der Standardfehler der Schätzung von c und  $\beta$  betragen 1,1278 und 0,4367. Nur der Regressionsparameter  $\beta$  ist statistisch signifikant auf 1%-Niveau.

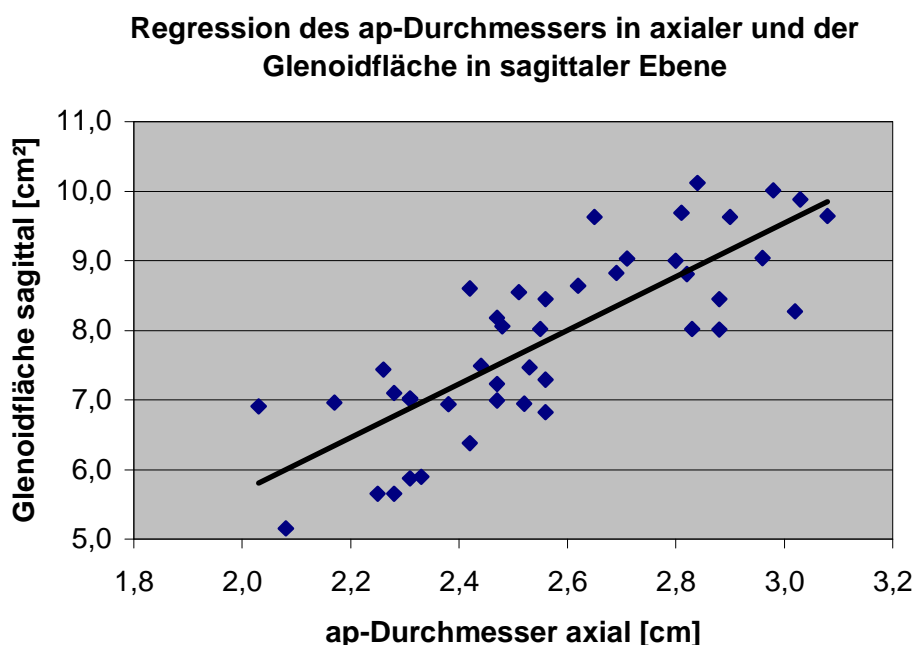


Diagramm 18: Scatterplott und Regressionsgerade ap-Durchmesser axial zu Glenoidfläche sagittal (ap=anterior-posterior)

## Kk-Durchmesser sagittal und koronar

Besteht ein signifikanter Einfluß von kk-Durchmesser sagittal auf den kk-Durchmesser koronar? Der Korrelationskoeffizient ist 0,7773 (Tabelle 15). Zur genaueren Analyse schätzen wir im Weiteren das folgende Regressionsmodell mittels OLS-Analyse.

	Koeffizient c	Regressionsparameter ( $\beta$ )	R <sup>2</sup>
<b>Wert</b>	0,7569	0,7643	0,6042
<b>Standardfehler</b>	0,3215	0,0966	
<b>t-Statistik</b>	2,3541	7,9112	
<b>p-Wert</b>	0,0234	0	

Tabelle 23: OLS-Analyse kk-Durchmesser sagittal / koronar (kk=kranio-kaudal)

Das Regressionsmodell prognostiziert:

$$\text{kk-Durchmesser koronar} = 0,7569 + 0,7643 \cdot \text{kk-Durchmesser sagittal}$$

und kk-Durchmesser sagittal erklärt 60,42% der Variation von kk-Durchmesser koronar. Der Standardfehler der Schätzung von c und  $\beta$  betragen 0,3215 und 0,0966. Nur der Regressionsparameter  $\beta$  ist statistisch signifikant auf 1%-Niveau.

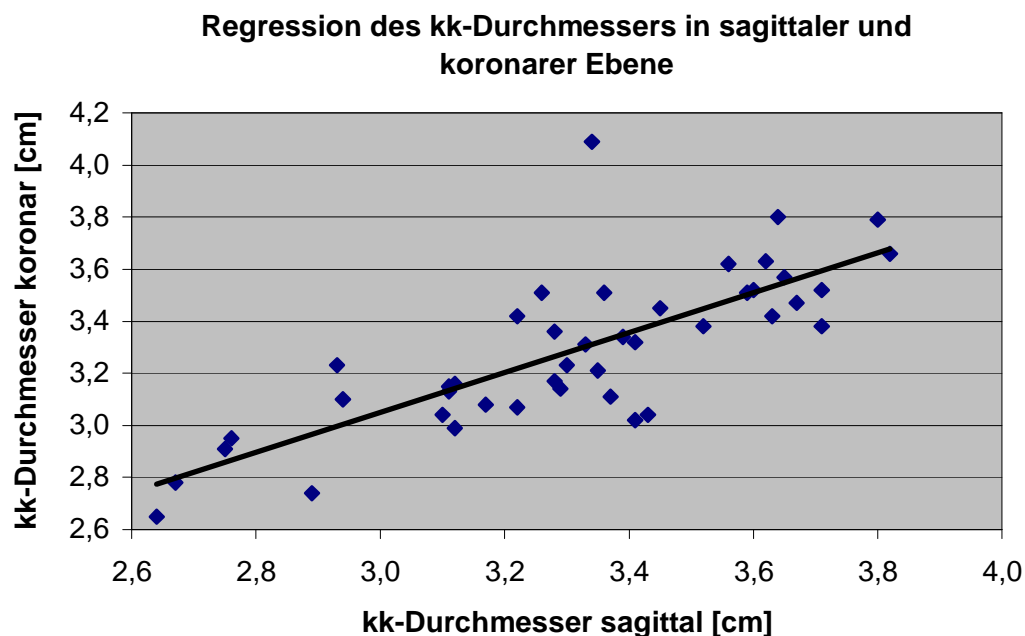


Diagramm 19: Scatterplott und Regressionsgerade kk-Durchmesser sagittal zu koronar (kk=kranio-kaudal)

## Kk-Durchmesser sagittal und Glenoidfläche sagittal

Besteht ein signifikanter Einfluß von Kk-Durchmesser sagittal auf die Glenoidfläche sagittal? Der Korrelationskoeffizient ist 0,9000 (Tabelle 15). Zur genaueren Analyse schätzen wir im Weiteren das folgende Regressionsmodell mittels OLS-Analyse.

	Koeffizient c	Regressionsparameter (β)	R <sup>2</sup>
<b>Wert</b>	-4,8556	3,8420	0,8100
<b>Standardfehler</b>	0,9671	0,2906	
<b>t-Statistik</b>	-5,0208	13,2212	
<b>p-Wert</b>	0	0	

Tabelle 24: OLS-Analyse Kk-Durchmesser sagittal / Glenoidfläche sagittal (Kk=kranio-kaudal)

Das Regressionsmodell prognostiziert:

$$\text{Glenoidfläche sagittal} = -4,8556 + 3,8420 \cdot \text{Kk-Durchmesser sagittal}$$

und Kk-Durchmesser sagittal erklärt 81% der Variation von Glenoidfläche sagittal. Der Standardfehler der Schätzung von c und β betragen 0,9671 und 0,2906. Der Koeffizient c sowie der Regressionsparameter β sind statistisch signifikant auf 1%-Niveau.

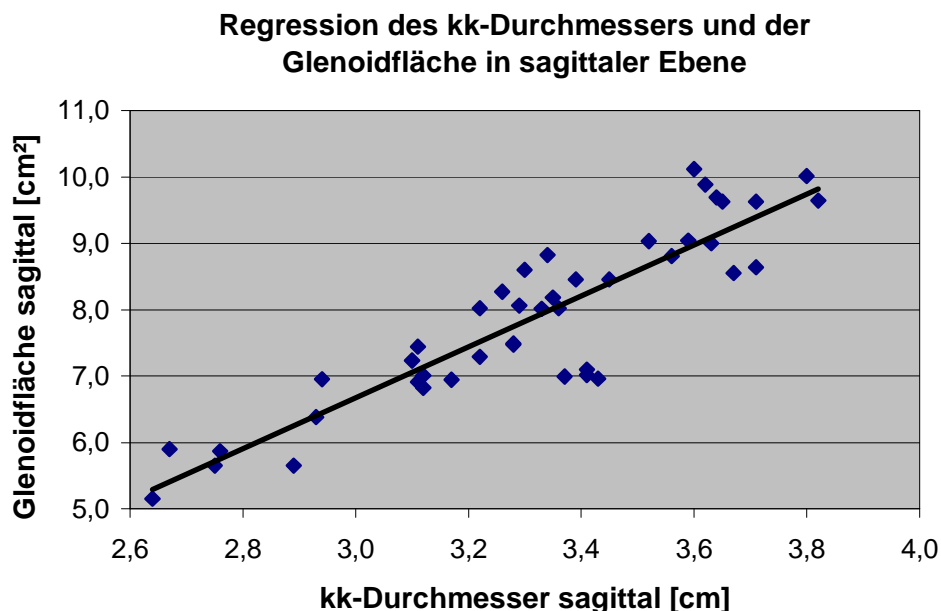


Diagramm 20: Scatterplot und Regressionsgerade Kk-Durchmesser zu Glenoidfläche sagittal (Kk=kranio-kaudal)

## Kk-Durchmesser koronar und Glenoidtiefe koronar

Besteht ein signifikanter Einfluß von kk-Durchmesser koronar auf die Glenoidtiefe koronar? Der Korrelationskoeffizient ist 0,5086 (Tabelle 15). Zur genaueren Analyse schätzen wir im Weiteren das folgende Regressionsmodell mittels OLS-Analyse.

	Koeffizient c	Regressionsparameter ( $\beta$ )	R <sup>2</sup>
<b>Wert</b>	-0,1328	0,1699	0,2586
<b>Standardfehler</b>	0,1484	0,0449	
<b>t-Statistik</b>	-0,8948	3,7820	
<b>p-Wert</b>	0,3761	0,0005	

Tabelle 25: OLS-Analyse kk-Durchmesser koronar / Glenoidtiefe koronar (kk=kranio-kaudal)

Das Regressionsmodell prognostiziert:

$$\text{Glenoidtiefe koronar} = -0,1328 + 0,1699 \cdot \text{kk-Durchmesser koronar}$$

und kk-Durchmesser koronar erklärt 25,86% der Variation von Glenoidtiefe koronar. Der Standardfehler der Schätzung von c und  $\beta$  betragen 0,1484 und 0,0449. Nur der Regressionsparameter  $\beta$  ist statistisch signifikant auf 1%-Niveau.

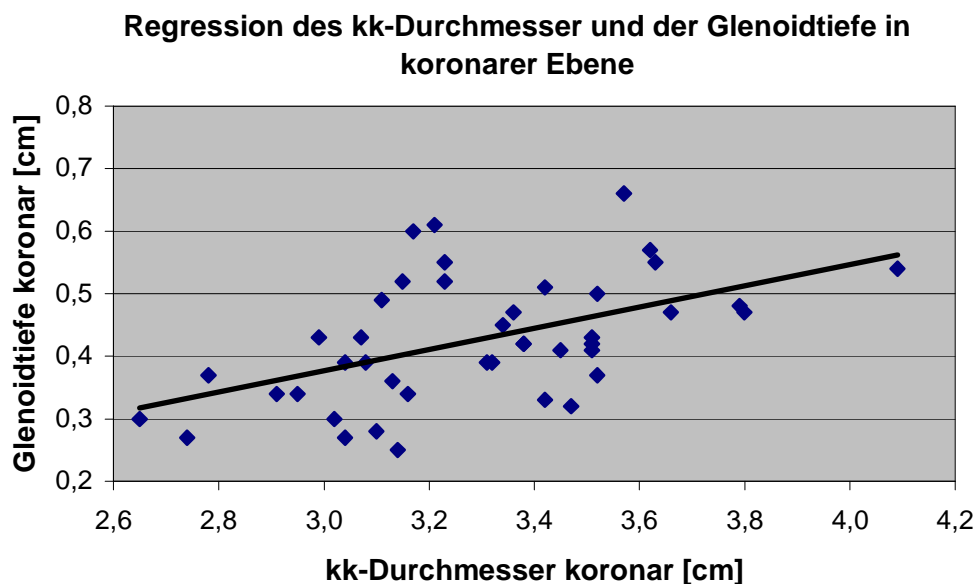


Diagramm 21: Scatterplott und Regressionsgerade kk-Durchmesser zu Glenoidtiefe koronar (kk=kranio-kaudal)

## Kk-Durchmesser koronar und Glenoidfläche sagittal

Besteht ein signifikanter Einfluß von kk-Durchmesser koronar auf die Glenoidfläche sagittal? Der Korrelationskoeffizient ist 0,8597 (Tabelle 15). Zur genaueren Analyse schätzen wir im Weiteren das folgende Regressionsmodell mittels OLS-Analyse.

	Koeffizient c	Regressionsparameter ( $\beta$ )	R <sup>2</sup>
<b>Wert</b>	-4,4010	3,7321	0,7390
<b>Standardfehler</b>	1,1442	0,3464	
<b>t-Statistik</b>	-3,8465	10,7755	
<b>p-Wert</b>	0,0004	0	

Tabelle 26: OLS-Analyse kk-Durchmesser koronar / Glenoidfläche sagittal (kk=kranio-kaudal)

Das Regressionsmodell prognostiziert:

$$\text{Glenoidfläche sagittal} = -4,4010 + 3,7321 \cdot \text{kk-Durchmesser koronar}$$

und kk-Durchmesser koronar erklärt 73,90% der Variation von Glenoidfläche sagittal. Der Standardfehler der Schätzung von c und  $\beta$  betragen 1,1442 und 0,3464. Der Koeffizient c sowie der Regressionsparameter  $\beta$  sind statistisch signifikant auf 1%-Niveau.

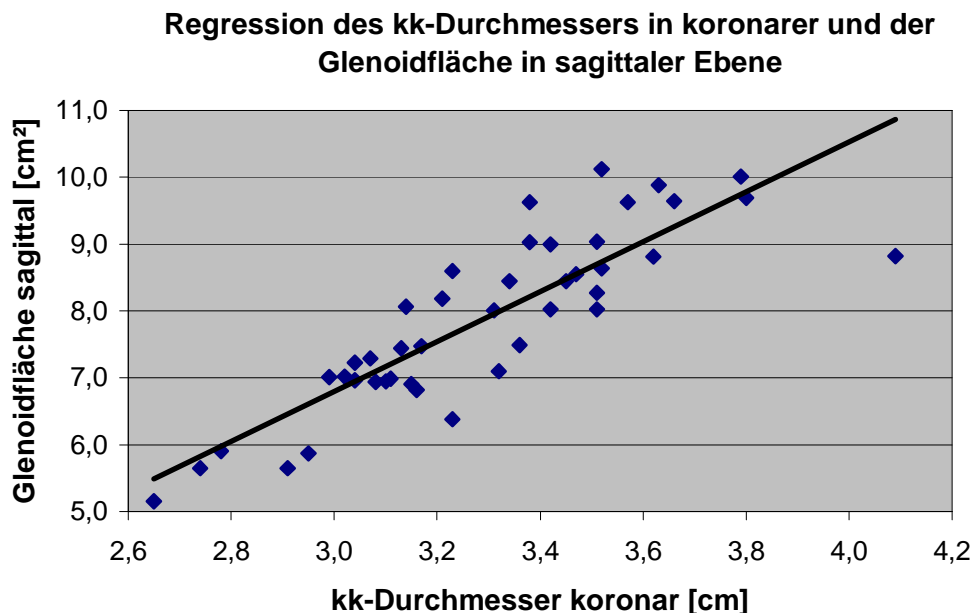


Diagramm 22: Scatterplott und Regressionsgerade kk-Durchmesser koronar zu Glenoidfläche sagittal (kk=kranio-kaudal)

## Glenoidtiefe axial und koronar

Besteht ein signifikanter Einfluß von Glenoidtiefe axial auf die Glenoidtiefe koronar? Der Korrelationskoeffizient ist 0,7532 (Tabelle 15). Zur genaueren Analyse schätzen wir im Weiteren das folgende Regressionsmodell mittels OLS-Analyse.

	Koeffizient c	Regressionsparameter ( $\beta$ )	R <sup>2</sup>
<b>Wert</b>	0,2142	0,8734	0,5674
<b>Standardfehler</b>	0,0306	0,1191	
<b>t-Statistik</b>	6,9901	7,3327	
<b>p-Wert</b>	0	0	

Tabelle 27: OLS-Analyse Glenoidtiefe axial / koronar

Das Regressionsmodell prognostiziert:

$$\text{Glenoidtiefe koronar} = 0,2142 + 0,8734 \cdot \text{Glenoidtiefe axial}$$

und Glenoidtiefe axial erklärt 56,74% der Variation von Glenoidtiefe koronar. Der Standardfehler der Schätzung von c und  $\beta$  betragen 0,0306 und 0,1191. Der Koeffizient c sowie der Regressionsparameter  $\beta$  sind statistisch signifikant auf 1%-Niveau.

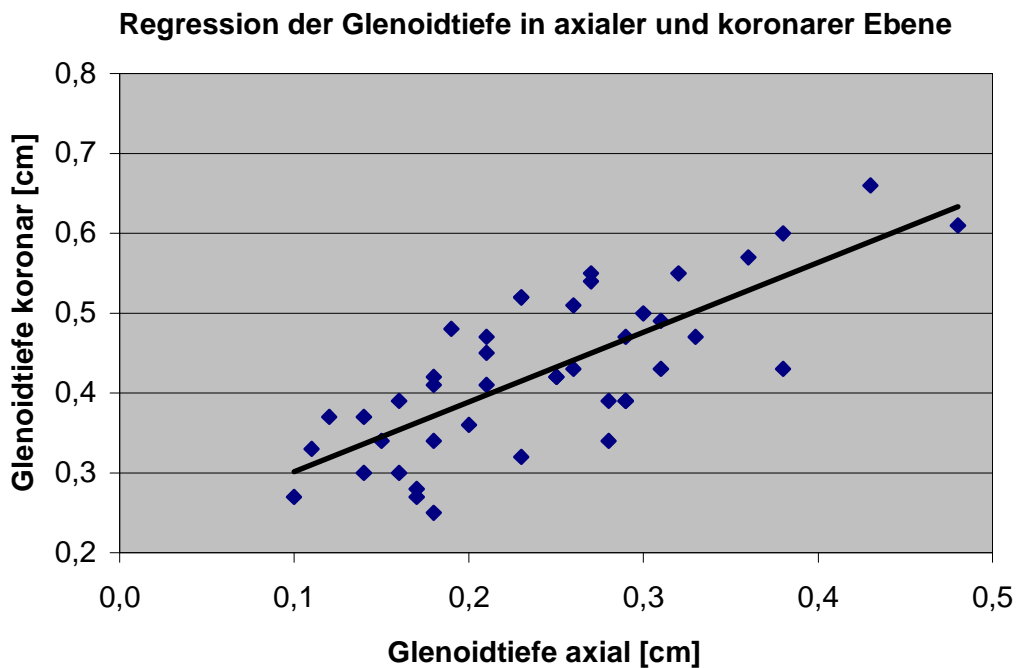


Diagramm 23: Scatterplott und Regressionsgerade Glenoidtiefe axial zu koronar

## Glenoidtiefe koronar und axial

Besteht ein signifikanter Einfluß von Glenoidtiefe koronar auf die Glenoidtiefe axial? Der Korrelationskoeffizient ist 0,7532 (Tabelle 15). Zur genaueren Analyse schätzen wir im Weiteren das folgende Regressionsmodell mittels OLS-Analyse.

	Koeffizient c	Regressionsparameter ( $\beta$ )	R <sup>2</sup>
Wert	-0,0341	0,6496	0,5674
Standardfehler	0,0388	0,0886	
t-Statistik	-0,8800	7,3327	
p-Wert	0,3840	0	

Tabelle 28: OLS-Analyse Glenoidtiefe koronar / axial

Das Regressionsmodell prognostiziert:

$$\text{Glenoidtiefe axial} = -0,0341 + 0,6496 \cdot \text{Glenoidtiefe koronar}$$

und Glenoidtiefe koronar erklärt 56,74% der Variation von Glenoidtiefe axial. Der Standardfehler der Schätzung von c und  $\beta$  betragen 0,0388 und 0,0886. Nur der Regressionsparameter  $\beta$  ist statistisch signifikant auf 1%-Niveau.

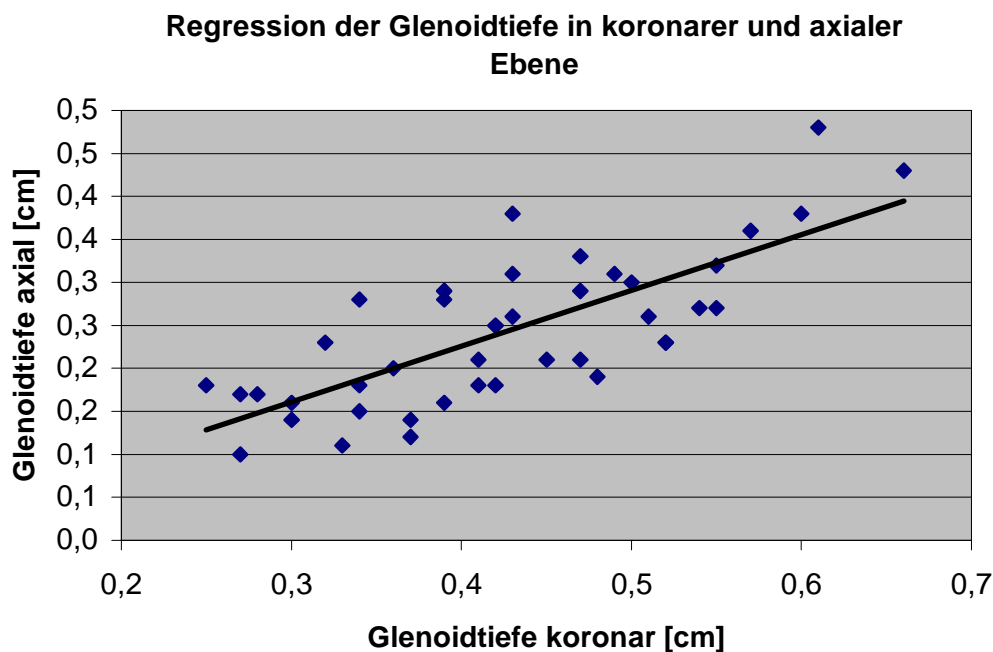


Diagramm 24: Scatterplot und Regressionsgerade Glenoidtiefe koronar zu axial

### 3.4 Vergleich zwischen rechtem und linkem Präparat

An jedem anatomischen Präparat (ausgenommen Schulterpräparat Nummer 3) fand die Messung der festgelegten Parameter sowohl an der rechten als auch linken Schulter statt. Es erfolgt die statistische Untersuchung dieser Messungen zur Beantwortung der Frage einer geometrischen Deckungsgleichheit beider Seiten. Hierzu wird jeweils die Differenz zwischen den Werten des rechten und linken Schulterpräparates berechnet (Tabelle 36) und anschliessend der Mittelwert sowie die Standardabweichung des Ergebnisses erhoben (Tabelle 29).

Parameter	m	s	p-Wert
<b>ap-Durchm. sag. (cm)</b>	0,056	0,1699	0,145
<b>ap-Durchm. axial (cm)</b>	0,090	0,1484	<b>0,012</b>
<b>kk-Durchm. sag. (cm)</b>	0,126	0,3304	0,095
<b>kk-Durchm. kor. (cm)</b>	0,133	0,2191	<b>0,011</b>
<b>Glenoidversion (°)</b>	-1,571	3,2027	<b>&lt;0,0001</b>
<b>Glenoidtiefe axial (cm)</b>	0,010	0,0566	0,427
<b>Glenoidtiefe kor. (cm)</b>	0,041	0,0830	<b>0,035</b>
<b>Scapulahalsbreite (cm)</b>	-0,025	0,1273	0,383
<b>Scapulahalstiefe (cm)</b>	-0,365	0,5192	<b>0,004</b>
<b>Inklinationswinkel (°)</b>	-0,238	3,5058	<b>&lt;0,0001</b>
<b>Fläche (cm<sup>2</sup>)</b>	0,470	1,0315	0,050

Tabelle 29: Übersicht der Mittelwerte der Differenzen (m) und Standardabweichungen (s) der rechten und linken Schulter (ap= anterior-posterior; kk= kranio-kaudal; Durchm.= Durchmesser; ax.= axial; sag.= sagittal; kor.= koronar)

Die gewonnenen Mittelwerte sind allesamt kleiner als eine Standardabweichung. Die Werte sind sehr klein, eine grosse Abweichung zwischen der rechten und linken Schulter besteht nicht. Die p-Werte sind ausser bei dem ap-Durchmesser axial, kk-Durchmesser koronar, bei der Glenoidversion, der Tiefe koronar, der Scapulahalstiefe und dem Inklinationswinkel grösser als das Signifikanzniveau von 0,05. Somit besteht kein signifikanter Unterschied zwischen rechter und linker Schulter. Bei den anderen Parametern besteht ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen rechts und links.



### 3.5 Mathematische Darstellung einzelner Parameter

Zwei der gemessenen Parameter, die Glenoidfläche sowie die Scapulahalsbreite, können durch geometrische Formen oder durch eine mathematische Formel angenähert werden. Die Werte der Messung der Glenoidfläche werden mit den Berechnungen des Flächeninhaltes eines Quadrates sowie den Berechnungen des Flächeninhaltes einer Ellipse korreliert (Tabelle 35 und 15). Die Messung der Scapulahalsbreite in axialer Ebene kann skizzenhaft durch die Berechnung des 2. Strahlensatzes dargestellt werden (Abbildung 44 und Tabelle 35).

#### 3.5.1 Darstellung der Glenoidfläche als Quadrat bzw. Ellipse

Bei Annahme einer quadratischen Glenoidfläche stellen der anterior-posteriore und der kranio-kaudale Durchmesser die Seitenlängen des Quadrates dar. Daher ergibt sich als Formel:

**Flächeninhalt des Quadrates =  $ap$ -Durchmesser  $sag.$  \*  $kk$ -Durchmesser  $sag$**

Bei Annahme einer elliptischen Glenoidfläche gilt die Formel:

**$\pi * (kk\text{-Durchmesser sagittal}/2) * (ap\text{-Durchmesser sagittal}/2)$**

Die statistische Auswertung der Berechnungen ist in Tabelle 30 dargestellt.

	Fläche gem. (cm <sup>2</sup> )	Quadrat (cm <sup>2</sup> )	Fläche gem. - Quadrat (cm <sup>2</sup> )	Ellipse (cm <sup>2</sup> )	Fläche gem. - Ellipse (cm <sup>2</sup> )
<b>Arith. Mittel</b>	7,88	9,24	-1,36	7,26	0,62
<b>Maximum</b>	10,12	12,08	-2,40	9,49	-0,10
<b>Minimum</b>	5,15	5,86	-0,37	4,6	1,29
<b>St.abweichung</b>	1,3	1,57	0,45	1,23	0,33

Tabelle 30: Statistische Auswertung der Berechnung der Glenoidfläche als Quadrat bzw.. Ellipse (gem.= gemessen; Arith.Mittel= Arithmetisches Mittel; St.abweichung= Standardabweichung)

Für beide Differenzen ist der p-Wert  $< 0,0001$  bei der Hypothese, dass der Unterschied zwischen der gemessenen und der errechneten Fläche gleich 0 ist. Diese Hypothese muss verworfen werden.

### 3.5.2 Mathematische Berechnung der Scapulahalsbreite

Der 2. Strahlensatz besagt:

Werden zwei von einem Punkt S ausgehende Strahlen von zwei Parallelen geschnitten, so verhalten sich die Abschnitte auf den Parallelen wie die von S aus gemessenen entsprechenden Abschnitte auf jedem Strahl

Die Formel für die Berechnung der Scapulahalsbreite anhand des 2. Strahlensatzes lautet folglich:

$$\text{Scapulahalsbreite (?)} = D \cdot L1-1 / L1,$$

unter der Voraussetzung, dass die Scapulahalsbreite und D parallel zueinander sind. Weiterhin gilt:

L1= Scapulahalstiefe

D= anterior-posteriorer Durchmesser axial

1cm entspricht der Tiefe, in der die Scapulahalsbreite gemessen wird.

Abbildung 44 veranschaulicht schematisch den 2. Strahlensatz und zeigt anhand eines CT-Ausschnittes die Messung der Scapulahalsbreite. Die statistische Auswertung der Berechnungen zeigt Tabelle 31.

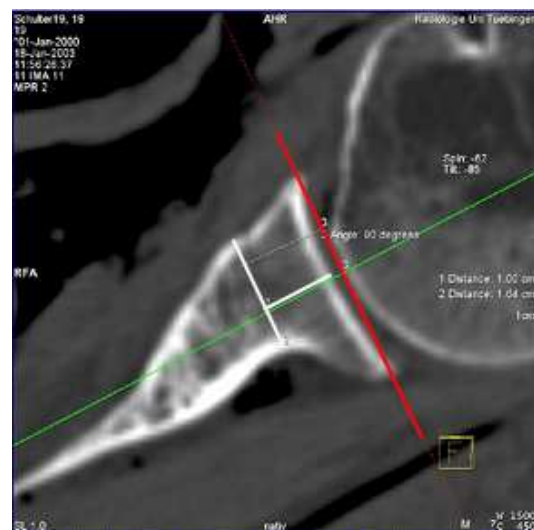
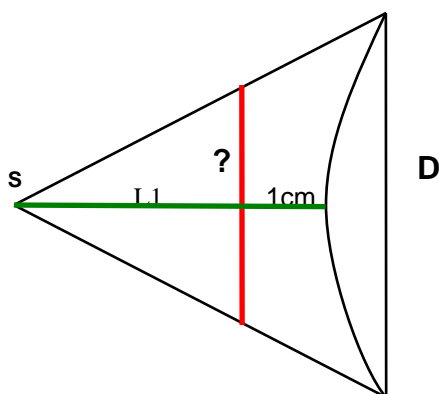


Abbildung 44: CT-Ausschnitt mit eingezeichneter Messlinie und Skizze der Berechnung der Scapulahalsbreite anhand des 2. Strahlensatzes

	<b>Scapulahalsbreite gemessen (cm)</b>	<b>Scapulahalsbreite berechnet (cm)</b>	<b>Differenz gem./ er- rechnet (cm)</b>
<b>Arithmetisches Mittel</b>	1,36	1,81	-0,45
<b>Maximum</b>	1,68	2,38	0,01
<b>Minimum</b>	0,91	1,13	-0,91
<b>Standard- abweichung</b>	0,20	0,27	0,22

*Tabelle 31: Statistische Auswertung der Berechnung der Scapulahalsbreite anhand des 2.Strahlensatzes (gem.= gemessen)*

Bei der rechnerischen Annäherung entsteht meistens ein etwas zu grosser Wert mit einer mittleren Abweichung von 0,45cm bei einer Standardabweichung von  $\pm 0,22$ cm. Bei einem p-Wert  $< 0,0001$  bei der Hypothese, dass der Unterschied zwischen der gemessenen und der berechneten Scapulahalsbreite gleich 0 ist, muss diese Hypothese verworfen werden.

## 4 Diskussion

### 4.1 Relevanz der verschiedenen anatomischen Parameter

In der Schulterendoprothetik, insbesondere beim Ersatz des Glenoids, ist eine möglichst exakte Wiederherstellung der ursprünglichen anatomischen Gegebenheiten gefordert, um hohe Lockerungsraten der Prothesen, damit einhergehende Schmerzsymptomatik und erneute Operationen zum Implantatwechsel zu verhindern (Wirth and Rockwood 1994; Rodosky and Bigliani 1996; Boileau et al. 2002). Daher erfolgten in den letzten Jahrzehnten zahlreiche Studien, in denen anatomisch wichtige Parameter für den Glenoidersatz festgelegt und an verschiedenartigen Präparaten sowie durch unterschiedliche Messmethoden erfasst wurden. Im Vordergrund des Interesses steht die Glenoidversion, da häufige Schulterpathologien (Omarthrose, Rheumatoide Arthritis) dazu neigen, eine Retroversion zu verstärken und somit eine Gelenkinstabilität zu fördern (Friedman et al. 1992; Mullaji et al. 1994; Couteau et al. 2001). Grosse Beachtung findet auch der anterior-posteriore und der kranio-kaudale Glenoiddurchmesser sowie die Glenoidfläche, um die zu wählende Prothesengrösse den realen anatomischen Verhältnissen anzupassen (Mallon et al. 1992; Iannotti et al. 1992; Boileau and Walch 1999; Churchill et al. 2001; Hertel and Lehmann 2001; Welsch et al. 2003; Kwon et al. 2005). Dadurch soll einer Lockerung des Implantates durch glenohumerales Impingement entgegengewirkt werden. Des Weiteren finden sich Messungen des Inklinationswinkels des Glenoids, d.h. der superioren bzw. inferioren Verkippung des Glenoids in Bezug auf die Scapula (Mallon et al. 1992).

In dieser Dissertation wurden ausser den oben genannten Parametern noch drei weitere als relevant erachtet und gemessen:

Die Glenoidkonkavität, die einen relevanten Stabilitätsfaktor darstellt und die Gelenkführung verbessert (Howell and Galinat 1989; Lippit et al. 1993). Die Scapulahalstiefe und die Scapulahalsbreite, die die vorhandene Knochenmasse widerspiegeln, die für die Prothesenverankerung zur Verfügung steht.

## 4.2 Diskussion der verschiedenen Messmethoden

In den verschiedenen Studien wird nicht nur der Einfluss häufiger Pathologien auf die genannten Parameter untersucht, sondern auch die verschiedenen Messmethoden miteinander verglichen. Die aufgezählten Parameter wurden zunächst direkt am anatomischen Scapula-Präparat (Das et al. 1966; Iannotti et al. 1992; Churchill et al. 2001; Kwon et al. 2005) und an konventionellen Röntgenbildern (Cyprien et al. 1981; Mallon et al. 1989) gemessen. Weiterführend erfolgten anschliessend Messungen anhand der Computertomographie (Randelli and Gambrioli 1985; Friedman et al. 1992; Mullaji et al. 1994; Bokor et al. 1999; Couteau et al. 2001; Schlemmer et al. 2002; Nyffeler et al. 2003; Welsch et al. 2003; Kwon et al. 2005) und Vergleiche zwischen Messungen am anatomischen Präparat und an CT-Bildern wurden unternommen (Kwon et al. 2005). Nguyen et al. (2007) verglichen Messungen der Glenoidversion anhand von CT-Bildern mit Messungen anhand von 3D-Rekonstruktionen. Bei der computertomographisch durchgeführten Messung der Glenoidversion untersuchten Bokor et al. (1999) in ihrer Studie die Auswirkungen der Scapularotation auf diesen Parameter. Dabei stellten sie fest, dass die Glenoidversion bei einer Scapularotation von nur 20° bis zu 10,5° variieren kann. Daher ist für zuverlässige Messungen eine Ausrichtung der Glenoidoberfläche senkrecht zu der jeweiligen CT-Schicht unerlässlich. Nyffeler et al. (2003) setzten dies in ihrer Studie um und zeigten, dass im Vergleich zu CT-Messungen 86% der Glenoidretroversion auf den konventionellen Röntgenbildern überschätzt werden. Mit einer standardisierten computertomographischen Messmethode sind daher genauere Messungen der Glenoidparameter möglich.

In unserer Studie werden zur Datensatzerhebung anatomische Präparate verwendet, die durch Fixierung konserviert und anschließend im Präparationskurs vom Situs getrennt wurden. Kenntnisse über vorbestehende Schulterpathologien mit morphologischen Veränderungen des Humerus, der Scapula oder des Glenoids liegen nicht vor und die erhobenen Datensätze zeigen keine gravierenden pathologischen Veränderungen, so dass im Vergleich zu Friedman et al. 1992; Mullaji et al. 1994 und Couteau et al. 2001 keine definitive Aussage über die Unterschiede der gemessenen Parameter in gesunden oder pathologischen

Schultern getroffen werden kann. Aufgrund der Altersverteilung der Präparate zum Todeszeitpunkt (65-95 Jahre) kann allerdings angenommen werden, dass mechanische Abnutzungen, Gelenkfehlstellungen sowie knöcherne Auswucherungen im Sinne degenerativer Veränderungen häufig vorliegen. Dies kann nachteilig sein, wenn es um die Vermessung einer der gesunden Physiologie entsprechenden Schulter geht. Betrachtet man jedoch das Durchschnittsalter des Patientenguts, das an der Schulter endoprothetisch versorgt wird, so kann davon ausgegangen werden, dass in den meisten Fällen nicht mehr die physiologische Ausgangssituation vorherrscht, sondern ebenfalls morphologische Veränderungen stattgefunden haben. In diesem Fall gleichen sich Ungenauigkeiten der Messungen aufgrund der anatomischen Verhältnisse aus. Zur Messung der festgelegten Parameter werden in dieser Dissertation CT-Computerdatensätze anhand des Siemens Somatom S16 erstellt. Da die Datensatzerhebung anhand von anatomischen Teilpräparaten nach Abtrennung vom Situs erfolgt, kann eine genau aufeinander abgestimmte einheitliche Ausrichtung der einzelnen Präparate im Computertomographen zur Bildgewinnung nicht verwirklicht werden. Reproduzierbare Messungen sind jedoch nur bei standardisierten Grundvoraussetzungen möglich. Daher wurde in dieser Studie eine Methodik entwickelt, die basierend auf der CT-Software eine einheitliche Grundausrichtung der Scapulae im Raum nach Durchführung der Bildgebung ermöglicht. Zugleich wird mit dieser Grundausrichtung dem von Bokor et al. (1999) beschriebenen Einfluss der Scapularotation auf die Messungen Rechnung getragen, da die Glenoidfläche zur jeweiligen CT-Schicht senkrecht ausgerichtet wird. So gelingt eine standardisierte Darstellung der Scapulae in den drei Raumebenen, die reproduzierbare Messergebnisse gewährleistet. Manuelle Ungenauigkeiten bei der Einstellung, die untersucherabhängig sind, sowie technische Unzulänglichkeiten (limitierte Möglichkeit der Schichtung der Datensätze, so dass sich zu messende Strukturen zwischen zwei darstellbaren Schichten abbilden können) bleiben jedoch weiterhin bestehen und sind eine potentielle Fehlerquelle. Im Gegensatz hierzu beschreiben Studien, die Messungen anhand von CT- oder Röntgenbildern lebender Individuen vornehmen, eine standardisierte Positionierung des Individuums für die jeweilige Aufnahme

(Cyprien et al. 1981; Randelli and Gambrioli 1985; Friedman et al. 1992; Mullaji et al. 1994; Nyffeler et al. 2003). Bei Studien, die direkte Messungen der Parameter am anatomischen Präparat durchführen, wird eine Standardisierung durch eine jeweils definierte Ausrichtung der Scapulae in einer speziellen Messvorrichtung gewährleistet (Mallon et al. 1992; Churchill et al. 2001; Kwon et al. 2005). Häufig werden zur Standardisierung sogenannte anatomische „landmarks“ verwendet (Welsch et al. 2003; Kwon et al. 2005). Dies sind z.B. Fixpunkte der Scapula (medialer Scapularand, Angulus inferior der Scapula, Glenoidmittelpunkt), die eine reproduzierbare Ausrichtung und Orientierung im dreidimensionalen Raum zulassen.

### **4.3 Diskussion der einzelnen Parameter**

Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit unserer Messergebnisse durch die von uns entwickelte Messmethodik und zur Differenzierung des Messfehlers erfolgt die zehnfache Wiederholungsmessung der Parameter eines Schulterpräparates. Es zeigt sich, dass der Messfehler für den jeweiligen Parameter bei den Wiederholungsmessungen desselben Präparates viel kleiner ist, als der Messfehler desselben Parameters bei den Messungen an den restlichen Schulterpräparaten. Churchill et al. (2001) wiederholten ihre Messungen der Glenoidversion/-inklination an 20 ihrer Präparate, um die Reproduzierbarkeit ihrer Messergebnisse zu dokumentieren. Häufig konnten übereinstimmende Ergebnisse oder Ergebnisse mit nur geringer Abweichung ( $0,5^\circ$ ) vom eigentlichen Messwert erzielt werden. Ebenso liessen Kwon et al. (2005), Nyffeler et al. (2003) und schon davor Bokor et al. (1999) ihre Messungen durch drei verschiedene Untersucher durchführen, um die Messgenauigkeit ihrer Methode zu veranschaulichen.

#### **4.3.1 Glenoidversion**

Die Glenoidversion, beschrieben als Ante- bzw. Retroversion, ist der am häufigsten in der Literatur genannte Parameter. Die von uns angewandte Messmethode wurde schon von Cyprien et al. (1983), sowie von Friedmann et al. (1992), Mullaji et al. (1994) und Nyffeler et al. (2003) zur Messung der Glenoid-

version benutzt. Das et al. (1966), Saha et al. (1971) ebenso wie Cyprien et al. (1981), die die Glenoidversion anhand von Röntgenbildern ausmaßen sowie Randelli and Gambrioli et al.; (1985), Mullaji et al. (1994), Schlemmer et al. (2002), Welsch et al. (2003) und Nguyen et al. (2007), die die Glenoidversion anhand computertomographischer Bilder beurteilten, beschreiben in ihren Studien eine Retroversion ( $1-9^\circ$ ) des normalen Glenoids. Das et al. (1966) und Saha et al. (1971) postulieren in ihren Studien, dass Schultern mit anteriorer Instabilität häufig eine Glenoidanteversion zeigen. Diese Studienergebnisse werden jedoch von Cyprien et al. (1981) und Randelli and Gambrioli et al. (1985) widerlegt. Friedman et al. (1992), Mullaji et al. (1994) und Couteau et al. (2001) beschreiben in ihren Studien einen Zusammenhang zwischen pathologisch veränderten Schultern durch Arthritis und einer Retroversion des Glenoids. Zudem finden Friedman et al. (1992) und Kwon et al. (2005) im Gegensatz zu bisherigen Studien eine Anteversion ( $1 \pm 6^\circ$ ) des normalen Glenoids. Nyffeler et al. (2003) beschreiben in instabilen Schultern eine mittlere Glenoidretroversion von  $3^\circ$ , bei Schultern nach Endoprothesenersatz jedoch eine mittlere Anteversion von  $2^\circ$ .

Unsere Ergebnisse liegen in einem Bereich von  $2^\circ$  Anteversion bis  $14^\circ$  Retroversion. Einige der statistischen Ausreisser lassen sich an den exemplarischen Datensätzen in Tabelle 33 erkennen (z.B. Präparat 17 links/rechts und Präparat 10 rechts). Aufgrund der starken Varianz der Messwerte ist der Mittelwert dieses Parameters (Retroversion von  $2^\circ$ ) kritisch zu betrachten. Eine gültige Aussage über den Zusammenhang zwischen Retroversion und vorliegenden Schulterpathologien wie sie bei Friedman et al. (1992), Mullaji et al. (1994) und Couteau et al. (2001) getroffen wird, ist in unserer Studie nicht möglich, da bei unseren anatomischen Präparaten keine pathologischen Schulterprozesse, die über degenerative Erscheinungen hinausgehen, vorlagen oder sich unserer Kenntnis entzogen. Statistisch zeigen die Messergebnisse der Glenoidversion eine grosse Schwankungsbreite (Standardabweichung 3,35). Mit hoher Wahrscheinlichkeit liegt keine Normalverteilung ( $p < 0,05$ ) vor. Dies kann durch die natürliche Spannweite der Glenoidversion, gefördert durch pathologische oder



degenerative Veränderungen bedingt sein, jedoch darf ein systemischer Messfehler nicht ausgeschlossen werden.

#### **4.3.2 Ap-/ kk- Durchmesser**

Der anterior-posteriore und der kranio-kaudale Durchmesser des Glenoids wurden schon 1992 von Mallon et al. beschrieben und anhand von Röntgenbildern ausgemessen (ap-Durchmesser 16-30mm; kk-Durchmesser 29-44mm). In der Studie von Iannotti et al. (1992) fanden sich ähnliche Normbereiche für die beiden Parameter (ap-Durchmesser  $29 \pm 3,2$ mm; kk-Durchmesser  $39 \pm 3,5$ mm). Ein signifikanter Unterschied bezüglich der beiden Durchmesser in ihren beiden Untersuchungsgruppen (anatomische Präparate versus MRT-Bilder) konnte nicht festgestellt werden. Bei Mullaji et al. (1994) werden die Auswirkungen von Schulterpathologien auf die verschiedenen Glenoidparameter untersucht. Es stellte sich heraus, dass der anterior-posteriore Durchmesser des Glenoids in von Arthritis betroffenen Schultern zwischen 6-8mm größer ist als in gesunden Schultern. Hertel and Lehmann (2001) beschreiben die beiden Durchmesser als relativ konstantes Verhältnis ( $ap/kk=0,65-0,82$ ). Kwon et al. (2005) bestätigen mit ihren Studienergebnissen die bestehenden Normbereiche (ap-Durchmesser 21-34mm; kk-Durchmesser 30-48mm). Welsch et al. (2003) geben ihre Werte jeweils für die rechte und linke Schulter getrennt an (ap-Durchmesser links  $34,34 \pm 5,62$ mm; rechts  $36,44 \pm 7,36$ mm; kk-Durchmesser links  $49,16 \pm 7,68$ mm; rechts  $51,46 \pm 10,07$ mm).

In unserem Messprotokoll werden die beiden Parameter jeweils in zwei unterschiedlichen Ausrichtungen gemessen. Der ap-Durchmesser wird sowohl in der axialen als in der sagittalen und der kk-Durchmesser sowohl in der koronaren als in der sagittalen Schicht gemessen. Bei der Messung des ap-Durchmessers in den verschiedenen Ausrichtungen ergibt sich eine Differenz der Mittelwerte von 0,2cm im Gegensatz zur Differenz der Mittelwerte in den verschiedenen Ausrichtungen bei der Messung des kk-Durchmessers von nur 0,02cm. Die Messung des ap-Durchmessers in axialer und sagittaler Ausrichtung zeigt größere Messschwankungen als die Messung des kk-Durchmessers in koronarer und sagittaler Ausrichtung. Die Standardabweichungen in jeweils axialer und sagittaler Ausrichtung zur Messung des ap-Durchmessers sind jedoch beinahe

identisch (axial: SD= 0,27; sagittal: SD= 0,269). Der Streubereich der Einzelwerte ist in beiden Ausrichtungen folglich beinahe gleich groß. Ebenso verhält es sich bei den Standardabweichungen in koronarer und sagittaler Ausrichtung zur Messung des kk-Durchmessers (koronar: SD= 0,299; sagittal: SD= 0,304). Es kann statistisch nicht belegt werden, dass eine der beiden Ausrichtungen zur Messung der beiden Durchmesser besser geeignet ist als die andere. Es ergeben sich folgende Normbereiche: ap-Durchmesser sag.  $2,77 \pm 0,269$ ; ap-Durchmesser ax.  $2,57 \pm 0,27$ ; kk-Durchmesser sag.  $3,31 \pm 0,304$ ; kk-Durchmesser kor.  $3,29 \pm 0,299$ . Diese Ergebnisse bestätigen die schon in der Literatur beschriebenen Normbereiche. Statistisch sind die Werte der beiden Parameter in den unterschiedlichen Ausrichtungen normalverteilt.

### **4.3.3 Glenoidfläche**

In früheren Studien wurde anhand dieser beiden Durchmesser die Grösse der Glenoidfläche beschrieben. Kwon et al. (2005) nutzten die 3D-Technik der Computertomographie, um anhand der benötigten Pixel die Glenoidfläche zu bestimmen. Sie erhielten dabei einen Normbereich von  $8,7 \pm 2,7 \text{ cm}^2$ . Die in unserer Studie verwendete Software des Computertomographen bietet die Möglichkeit mit einer eigenen Tool-Funktion die Fläche des Glenoids manuell abzufahren. Dabei ergibt sich ein Normbereich von  $7,9 \pm 1,3 \text{ cm}^2$  mit statistisch normalverteilten Einzelwerten. Unsere Ergebnisse bestätigen das Studienergebnis von Kwon et al.. Die Standardabweichung zeigt im Gegensatz zu den meisten anderen gemessenen Parametern einen relativ grossen Streubereich der Messungen und spiegelt die Messungenauigkeit wider. Eine exakte Ausrichtung der gesamten Glenoidfläche in der sagittalen Ebene ist durch technische Gründe limitiert, eine exakte Abgrenzung der knöchernen von der knorpeligen Glenoidfläche ist nicht möglich und Messfehler entstehen zusätzlich durch die völlig freihändig durchgeführte Messmethode.

### **4.3.4 Inklinationswinkel**

Die Inklination der Glenoidfläche, die die superiore bzw. inferiore Verkipfung des Glenoids in Bezug auf die Scapula beschreibt, wurde als erstes von Mallon et al. (1992) definiert und anhand von Röntgenbildern anatomischer Präparate

gemessen. Es fand sich ein Normbereich von  $47,3 \pm 5,9^\circ$ . Ebenso wie für die Messung der Glenoidfläche bietet unsere Software eine Funktion an, die eine dreidimensionale digitale Röntgenansicht der Scapula ermöglicht und so die Messung des Inklinationwinkels zulässt. Unsere Messungen sind mit hoher Wahrscheinlichkeit normalverteilt und bewegen sich in dem Bereich  $51,8 \pm 4,13^\circ$ . Sie bestätigen die Ergebnisse von Mallon et al.. Der durch die Standardabweichung repräsentierte grosse Streubereich erklärt sich durch die untersucherabhängige Einstellung der dreidimensionalen Röntgenansicht sowie durch die relativ unpräzise Definition des Margo inferior der Scapula.

#### **4.3.5 Glenoidtiefe**

Als bisher in der Literatur nicht gemessener Parameter wird in unserer Studie die Glenoidtiefe (Glenoidkonkavität) bestimmt. Kenntnisse dieses Parameters sind für die Planung der Prothesenverankerung und für die Auswahl der Dicke der zu implantierenden Glenoidkomponente von Bedeutung. Die verwendeten Fräsen beim Glenoidersatz sind sehr flach, so dass eine starke vorliegende Glenoidkonkavität einen vermehrten Knochenabrieb bedingt, der wiederum die Verankerungsstabilität deutlich beeinflusst. In unserer Studie wird die Glenoidtiefe als Strecke vom Mittelpunkt der Geraden, die die Glenoidränder verbindet, bis zum Periost des Glenoids definiert. Der Annahme, dass die Glenoidtiefe in diesem Punkt jeweils den größten Wert erhält, liegt eine Vereinfachung zugrunde, um eine standardisierte Vermessung zu ermöglichen. Dies bedingt zugleich einen systemischen Messfehler, da die Gestalt des Glenoids nicht symmetrisch sondern eher birnenförmig ist. Die Glenoidtiefe wird sowohl in der axialen als auch in der koronaren Schicht gemessen. Aufgrund der anatomischen Struktur des Glenoids ergibt sich bei der Messung in der koronaren Schicht stets eine größere Glenoidtiefe als bei der Messung in der axialen Schicht (Tiefe ax.  $0,24 \pm 0,09\text{cm}$ ; Tiefe kor.  $0,43 \pm 0,10\text{cm}$ ). Statistisch kann mit hoher Wahrscheinlichkeit eine Normalverteilung der Messwerte angenommen werden.

#### **4.3.6 Scapulahalstiefe / Scapulahalsbreite**

Mit der Scapulahalstiefe und –breite soll die Knochenmasse, die für die Prothesenverankerung zur Verfügung steht, repräsentiert werden. In der Literatur fin-

den sich nur wenige Versuche einer Quantifizierung, die zugleich uneinheitlich sind. Mallon et al. (1992) definierten auf der ap-Aufnahme ihrer Röntgenbilder eine Linie, die den Abstand zwischen dem Mittelpunkt der die Glenoidränder verbindenden Linie und dem möglichst weit medial gelegenen noch sichtbaren spongiösen Knochen beschreibt. Sie gaben einen Bereich von  $31,5 \pm 2,9$  mm an. Hier muss beachtet werden, dass ein Endpunkt der Messung auf einer imaginären Linie zwischen den Glenoidrändern liegt und keine knöcherne Beteiligung mehr hat. Hertel and Lehmann (2001) zeigten, dass sich der Volumenanteil des spongiösen Knochens der Scapula von proximal nach distal verjüngt. Die Scapulahlstiefe bezeichnet in unserer Arbeit die maximale Ausdehnung des spongiösen Knochens der Scapula vom Periost des Glenoidmittelpunkts ausgehend. Die Messwerte bewegen sich im Bereich  $34,5 \pm 5$  mm und sind mit hoher Wahrscheinlichkeit normalverteilt. Ebenso wie bei der Messung der Glenoidtiefe liegt der Annahme, dass die grösste Scapulahlstiefe vom Glenoidmittelpunkt aus gemessen werden kann, eine Vereinfachung zugrunde, die nicht obligat der Realität entspricht. Daher kann eine schräge Verbohrung der Glenoidkomponente aufgrund eines in diesem Bereich größeren zur Fixierung zur Verfügung stehenden Knochenanteils indiziert sein. Durch die Formveränderung der Scapulae in den verschiedenen Schichten kann es vorkommen, dass die Messgerade nur knapp an der Kortikalis vorbeiführt oder sie sogar überschreitet. Diese Messungen sind für die Planung der Prothesenverankerung nicht zu verwenden. Dieser Messfehler betrifft auch die Messungen der Scapulahlbreite. Sie wird in dieser Studie in 1 cm Tiefe vom Glenoidmittelpunkt aus und parallel zur Geraden durch die Glenoidränder gemessen. Die Tiefe von 1 cm wurde gewählt, da die Verankerungsstützen der Glenoidkomponenten meist in dem Bereich um 1 cm variieren, und dieser Bereich daher von besonderem Interesse ist. Der gemessene Wertebereich liegt bei  $1,36 \pm 0,2$  cm.

#### **4.4 Diskussion der statistischen Zusammenhänge**

In dieser Studie wird im Anschluss an die Bestimmung der einzelnen Parameter versucht, statistische Zusammenhänge und Abhängigkeiten zwischen diesen Werten herzustellen. Damit soll eine Vereinfachung der Messungen erreicht

werden. Die Korrelationskoeffizienten geben Auskunft über den absoluten statistischen Zusammenhang. Die Regressionsanalyse prüft Abhängigkeiten zwischen zwei Parametern. Um das Ziel der Vereinfachung der Messungen zu erreichen, wird festgelegt welcher Parameter jeweils abhängig und welcher unabhängig ist. Die Parameter, die in zwei unterschiedlichen CT-Schichten gemessen wurden (ap-Dm. sag. / ap-Dm. ax.; kk-Dm. sag. / kk-Dm. kor.; Tiefe ax. / Tiefe kor.) weisen hohe positive Korrelationskoeffizienten auf (0,83; 0,78; 0,75), so dass von einem relativ hohen absoluten Zusammenhang der Werte ausgegangen werden kann d.h. die Messergebnisse für den jeweiligen Parameter stimmen in den verschiedenen CT-Schichten gut überein. Die Messungen in der sagittalen Ebene sind im CT leichter zu verwirklichen, daher werden die Durchmesser in der sagittalen Ebene in der Regressionsanalyse als unabhängige Parameter beschrieben. Der ap-Durchmesser sagittal erklärt 69,2% der Variation des ap-Durchmessers axial und der kk-Durchmesser sagittal 60,4% der Variation des kk-Durchmessers koronar. Die Messung der Glenoidtiefe gleich in welcher Ebene (koronar oder axial) erklärt 56,7% Prozent der Variation der Messungen in der anderen Ebene. Welche Ebene für die Messung bevorzugt wird ist daher unerheblich. Die Glenoidfläche kann jeweils durch die beiden Durchmesser in den zwei verschiedenen Ebenen repräsentiert werden. Den höchsten Korrelationskoeffizienten weist die Korrelation zwischen der Glenoidfläche in sagittaler und dem kranio-kaudalen Durchmesser in sagittaler Ebene auf (0,9). Zwischen diesen beiden Parametern besteht ein hoher statistischer Zusammenhang, der sich durch die Messung in derselben Ebene und durch den anatomischen Aufbau des Glenoids erklären lässt. Den niedrigsten Koeffizienten findet man daher bei der Korrelation des anterior-posterioren Durchmessers in der axialen Ebene mit der Glenoidfläche in sagittaler Ebene (0,81). Dies spiegelt sich auch in der Regressionsanalyse wider. Die Glenoidfläche wird als abhängiger Parameter und die Durchmesser in den jeweiligen Ebenen als unabhängige Parameter beschrieben. So erklärt der kk-Durchmesser sagittal 81% der Variation der Glenoidfläche sagittal und der ap-Durchmesser axial nur 65,6% der Variation der Glenoidfläche sagittal. Des Weiteren wird der Zusammenhang zwischen den beiden Durchmessern in dersel-

ben Ebene (sagittal) geprüft. Es ergibt sich jedoch aufgrund der Anatomie der Glenoidfläche (der kranio-kaudale Durchmesser ist prinzipiell grösser als der anterior-posteriore) nur ein geringer Korrelationskoeffizient (0,67). In der Regressionsanalyse zeigt sich allerdings, dass mit dem kk-Durchmesser sagittal 69,2% der Variation des ap-Durchmessers sagittal erklärt werden können, im Gegensatz hierzu jedoch durch den ap-Durchmesser sagittal nur 45% der Variation des kk-Durchmessers sagittal. Daher ist bei Vereinfachung die Messung des kk-Durchmessers sagittal zu bevorzugen. Die in axialer Ebene gemessene Scapulahlaltiefe bzw. -breite wird in Korrelation zum anterior-posterioren Durchmesser in derselben Ebene gesetzt. Die resultierenden Koeffizienten spiegeln nur einen geringen statistischen Zusammenhang wider (0,4 bzw. 0,67). Ebenso verhält es sich bei der Korrelation zwischen Glenoidtiefe und kranio-kaudalem Durchmesser in koronarer Ebene (0,51). Dies erklärt sich durch den geringen anatomischen Zusammenhang dieser Parameter. Daher wird auch in der Regressionsanalyse nur ein geringer Prozentsatz der als abhängig deklarierten Parameter durch die als unabhängig deklarierten Parameter erklärt. Die Korrelationskoeffizienten zwischen der Glenoidfläche in sagittaler Ebene und der als Rechteck bzw. Ellipse errechneten Glenoidfläche entsprechen einander und sind sehr hoch (0,97), da Rechteck bzw. Ellipse als Vielfaches voneinander errechnet werden und beide Formen geometrisch eine Annäherung an die reelle Form des Glenoids darstellen. Die Fläche des errechneten Quadrates fällt im Mittel etwas zu gross und die Fläche der errechneten Ellipse etwas zu klein aus, so dass die Hypothese, der Unterschied zwischen gemessener und errechneter Fläche sei gleich null, verworfen werden muss. Dagegen zeigt sich zwischen der gemessenen und der errechneten Scapulahlaltbreite nur ein geringer statistischer Zusammenhang (0,59), der sich durch die starken Formschwankungen des Scapulahalses erklärt. Mathematisch wird zur Strahlensatzerrechnung ein rechtschenkliges Dreieck angenommen und daher stets ein etwas zu grosser Wert mit einer mittleren Abweichung von 0,45cm bei einer mittleren Standardabweichung von  $\pm 0,22$ cm ermittelt.

## **4.5 Vergleich der Ergebnisse rechte/linke Schulter**

In der Studie werden die Unterschiede zwischen rechter und linker Schulter für die gemessenen Parameter untersucht, um festzustellen, ob eine geometrische Deckungsgleichheit beider Seiten besteht. Die Mittelwerte der Differenz zwischen den Messungen des rechten und linken Schulterpräparates eines Parameters sind insgesamt sehr klein und sind zudem alle kleiner als eine Standardabweichung. Die Abweichungen zwischen rechter und linker Schulter sind daher gering und streuen nur wenig. Ein signifikanter Unterschied zwischen rechts und links konnte nur für folgende Parameter festgestellt werden: ap-Durchmesser axial, kk-Durchmesser koronar, Glenoidversion, Glenoidtiefe koronar, Scapulahalsttiefe und den Inklinationswinkel. Dies kann messbedingt auftreten, da die Durchführung der Messung dieser Parameter aufgrund der Messmethodik mit einer erhöhten systemischen Fehlerquote einhergeht. Die Dominanz einer Seite bei Rechts- oder Linkshändigkeit war in unserem Kollektiv nicht bekannt. Die Mehrzahl der erhobenen Parameter zeigt jedoch, wenn auch nur gering und ohne statistische Signifikanz, leicht grössere Werte der rechten Schulterpräparate, so dass die Hypothese einer Dominanz der Rechtshändigkeit in unserem Kollektiv aufgestellt jedoch nicht bewiesen werden kann. Welsch et al. (2003) fanden in ihrer Studie für alle gemessenen Parameter (Scapulalänge, -weite und -volumen, ap-/kk-Durchmesser) grössere Werte für die rechte als die linke Schulter. Die Glenoidversion war jedoch im Gegensatz zu unserer Studie bei beiden Seiten fast gleich. Schlemmer et al. (2002) konnten bei ihren Präparaten die dominante Seite und stellten fest, dass die Glenoidretroversion auf der dominanten Seite grösser ist als auf der nicht dominanten.

## **4.6 Relevanz der Ergebnisse**

Zur Datenerhebung für Studien zum Glenoiddesign wurde das konventionelle Röntgen von der Computertomographie abgelöst. Randelli and Gambrioli (1985), Bokor et al. (1999) sowie Nyffeler et al. (2003) zeigten in ihren Studien, dass computertomographisch genauere Messungen der Scapulae im Gegen-

satz zum konventionellen Röntgen möglich sind. Zugleich machten sie jedoch auf die Notwendigkeit einer exakten Ausrichtung der Scapulae für die Aufnahme aufmerksam. Diesen Studienergebnissen wurde in dieser Arbeit Rechnung getragen. Das von uns entwickelte Messprotokoll gewährleistet eine standardisierte Darstellung der Scapulae im dreidimensionalen Raum mit reproduzierbaren Messergebnissen. Frühere Studien (Randelli and Gambrioli 1985; Mullaji et al. 1994; Friedman et al. 1992) vergleichen die Glenoidanatomie gesunder und pathologisch veränderter Schultern, wohingegen die Daten aktueller Studien auf eine Verbesserung des Prothesenersatzes abzielen (Welsch et al. 2005; Nguyen et al. 2007). Unter diesem Aspekt erfolgte in unserer Studie die Festlegung der zu erhebenden Parameter. Ergänzend zu den bisher in der Literatur beschriebenen Parametern, fanden bei uns drei weitere für den Prothesenersatz relevante Parameter Beachtung: die Glenoidkonkavität, die Scapulahalsbreite und -tiefe.

Im Gegensatz zu bisherigen Studien werden in unserem Messprotokoll einzelne Parameter in verschiedenen CT-Schichten gemessen, um Messdifferenzen auszuschliessen. Zudem werden statistische Abhängigkeiten zwischen verschiedenen Parametern ermittelt, um das Messprotokoll zu vereinfachen. Es kann anschliessend zur verbesserten präoperativen Planung des Prothesenersatzes z.B. im Rahmen eines standardisierten digitalen Programms eingesetzt werden. Hierauf basierend ist auch ein computerassistierter Glenoidersatz wie ihn Nguyen et al. (2007), allerdings anhand von 3D-Rekonstruktionen des Glenoids, beschreiben denkbar.



## 5 Zusammenfassung

Fragestellung :

Beim Ersatz des Glenoids im Rahmen der Schulterendoprothetik ist eine detaillierte Kenntnis über die nicht einsehbaren Bereiche der Scapula notwendig. Bisher sind nur wenige Parameter zur präoperativen Ausmessung des Glenoids bekannt. Zur Planung und Analyse des Glenoidersatzes wurde in dieser Arbeit ein Messprotokoll für 8 Parameter erstellt. Diese wurden in ihrer Aussagekraft durch Messung in verschiedenen Ebenen, durch Bestimmung von Korrelationen und im Seitenvergleich beurteilt.

Material und Methoden :

Zur Messung wurden 43 Schultern anatomischer Präparate (Alter 64-95 Jahre, 8 gepaarte männliche Schultern, 13 gepaarte weibliche Schultern + 1 einzelne weibliche Schulter) mit dem Siemens Sensation-S16 Computertomographen untersucht und mit einem hier erarbeiteten standardisierten Messprotokoll und der Siemens Syngo-Software vermessen. An einem Präparat wurde die Messgenauigkeit durch mehrfach wiederholte Messungen bestimmt.

Ergebnisse:

Der anterior-posteriore Durchmesser des Glenoids betrug axial 2,57cm ( $\pm 0,27$ ) und sagittal 2,77cm ( $\pm 0,27$ ), der kranio-kaudale Durchmesser koronar 3,29cm ( $\pm 0,3$ ) und sagittal 3,31cm ( $\pm 0,3$ ), die Glenoidfläche 7,88cm<sup>2</sup> ( $\pm 1,3$ ), der Inklinationwinkel 51,8° ( $\pm 4,13$ ), die Scapulahalsbreite 1,36cm ( $\pm 0,2$ ), die Scapulahaltiefe 3,45cm ( $\pm 0,5$ ), die Glenoidtiefe axial 0,24cm ( $\pm 0,09$ ), die Glenoidtiefe koronar 0,43cm ( $\pm 0,10$ ) und die Retroversion des Glenoids betrug 2° ( $\pm 3,35$ ). Hohe positive Korrelationen fanden sich beim anterior-posterioren Durchmesser in sagittaler und axialer Ebene (0,83), beim anterior-posterioren Durchmesser axial und sagittal mit der Glenoidfläche (0,81/0,87), beim kranio-kaudalen Durchmesser koronar und sagittal mit der Glenoidfläche (0,86/0,90), sowie zwischen der gemessenen und der mit einer Ellipse bzw. einem Rechteck (0,97) berechneten Glenoidfläche. Der Seitenvergleich zwischen rechter und linker Schulter zeigt kleine signifikante Unterschiede bei einzelnen Parametern. Da

die Abweichungen im Millimeterbereich liegen, kann bei der Prothesenplanung von der gesunden auf die kranke Schulter geschlossen werden.

Schlussfolgerung:

Das in dieser Arbeit erstellte Messprotokoll kann ganz oder teilweise bei der präoperativen Planung des Glenoidersatzes eingesetzt werden. Die bisher in der Literatur beschriebenen Parameter für die Vermessung des Glenoids wurden durch die Glenoidtiefe und die Scapulahalsbreite/-tiefe ergänzt. Die Messung gleicher Parameter in verschiedenen Ebenen des CT-Datensatzes ergab kleine charakteristische Unterschiede.

# 6 Anhang

## 6.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Seitliche Ansicht auf die Glenoidfläche.....	7
Abbildung 2:	Seitliche Ansicht auf das Schulterblatt.....	8
Abbildung 3:	Verschiedene Generationen von Schulterprothesen .....	11
Abbildung 4:	Deltaprothese mit inversen Artikulationsverhältnissen.....	12
Abbildung 5:	Zementierte Glenoidkomponente mit Kiel und Pegs.....	13
Abbildung 6:	Biomet-Modular-Endoprothese .....	13
Abbildung 7:	Transskapuläre und axiale Projektion der konventionellen Röntgenaufnahme .....	20
Abbildung 8:	Anterior-posteriore Projektion der konventionellen Röntgenaufnahme .....	20
Abbildung 9:	Anterior-posteriore Röntgenaufnahme.....	21
Abbildung 10:	Transskapuläre Röntgenaufnahme.....	21
Abbildung 11:	Axiale Röntgenaufnahme .....	21
Abbildung 12:	Glenoidkonfiguration nach Walch et al.(1999) .....	23
Abbildung 13:	Sensation S 16- Computertomograph .....	27
Abbildung 14:	Darstellung des Messvorgangs mit den einzelnen Messschritten .....	32
Abbildung 15-32:	Darstellung der Messmethodik .....	33-39
Abbildung 33-44:	CT-Ausschnitt mit Messlinie und Skizze des jeweiligen Parameters .....	43-74

## 6.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Definition der Messparameter .....	30
Tabelle 2:	Werte der 10-fachen Messung der Schulter 15 links.....	41
Tabelle 3-13:	Statistische Auswertung der einzelnen Parameter.....	43-53
Tabelle 14:	Übersicht der durchgeführten Korrelationen.....	57
Tabelle 15:	Übersicht der Korrelationskoeffizienten.....	58
Tabelle 16-28:	OLS-Analysen der verschiedenen Regressionen.....	59-71
Tabelle 29:	Übersicht der Mittelwerte der Differenzen und der Standardabweichungen der rechten und linken Schulter ....	.72
Tabelle 30:	Statistische Auswertung der Berechnung der Glenoidfläche als Quadrat bzw. als Ellipse .....	73
Tabelle 31:	Statistische Auswertung der Berechnung der Scapula- halsbreite anhand des 2. Strahlensatzes .....	75
Tabelle 32:	Übersicht des Geschlechts, des Alters, der Todes- ursache und der Klassifizierung der anatomischen Präparate .....	95
Tabelle 33:	Exemplarische Darstellung eines CT- Datensatzes der jeweils rechten und linken Schulter der einzelnen Prä- parate.....	96-101
Tabelle 34:	Tabelle der gesamten Messwerte .....	102-105
Tabelle 35:	Ergebnistabelle der berechneten Parameter.....	106
Tabelle 36:	Ergebnistabelle der Differenzen zwischen rechtem und linkem Schulterpräparat.....	107-108

### 6.3 Diagrammverzeichnis

Diagramm 1-11: Verteilung der Messwerte der einzelnen Parameter.....	43-53
Diagramm 12-24: Scatterplot und Regressionsgerade der einzelnen Regressionen .....	59-71

## 6.4 Abkürzungsverzeichnis

ap-Durchm.	Anterior-posteriorer Durchmesser
Arith. Mittel	Arithmetisches Mittel
ax.	axial
bzw.	beziehungsweise
CT	Computertomographie
d.h.	das heißt
Dm	Durchmesser
Durch.	Durchmesser
gem.	gemessen
Ink.winkel	Inklinationswinkel
J.	Jahre
kk-Durchm.	Kranio-kaudaler Durchmesser
kor.	koronar
Lig.	Ligamentum
m	männlich
M.	Musculus
MRT	Magnetresonanztomographie
Nr.	Nummer
OLS	Ordinary Least Square
sag.	sagittal
Scap.breite	Scapulahalsbreite
Scap.tiefe	Scapulahalstiefe
St.abweichung	Standardabweichung
w	weiblich
z.B.	zum Beispiel
3D	dreidimensional

## 6.5 Anatomische Präparate

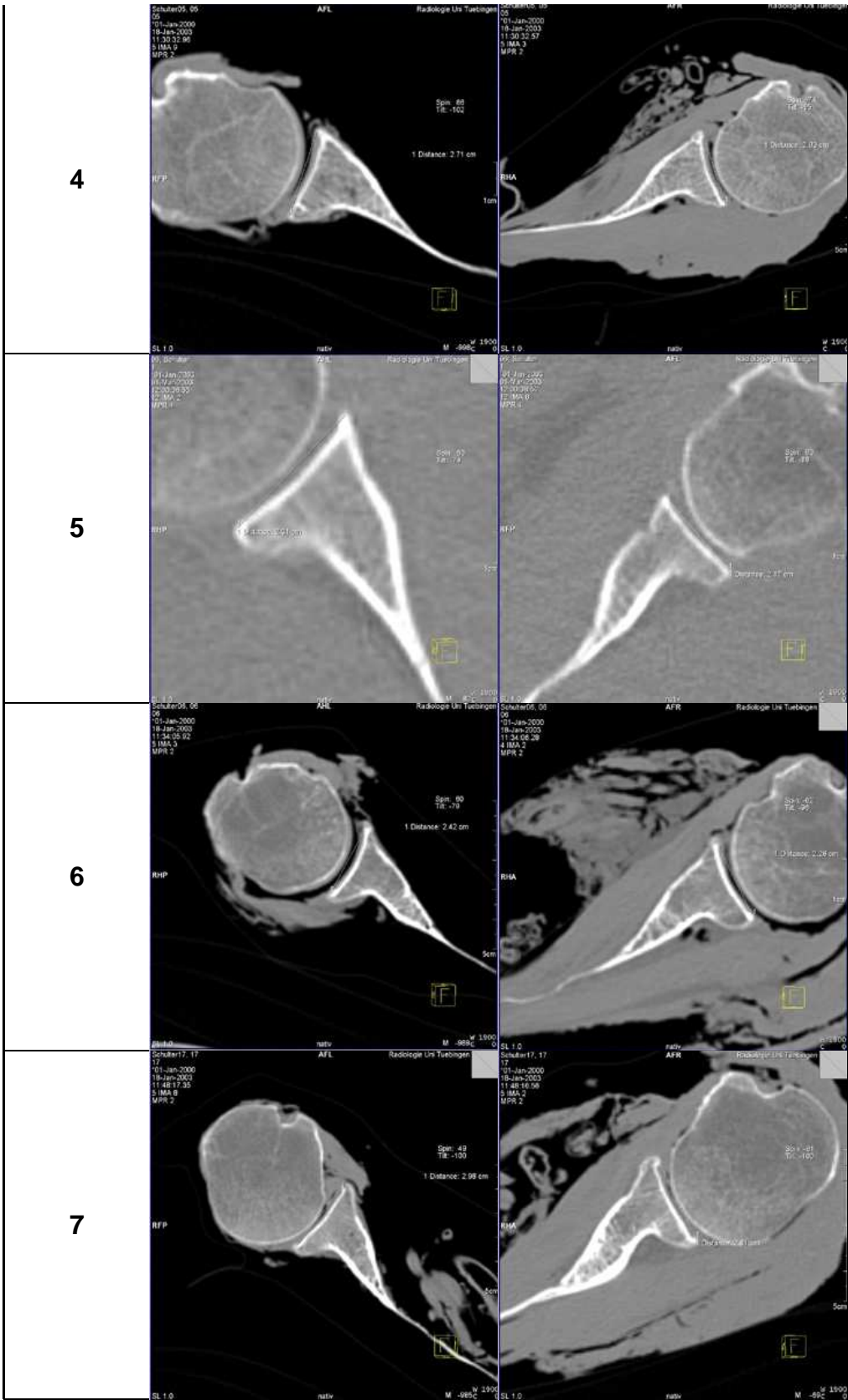
Nr.	Bezeichnung intern	Präparat Nr./Jahr	Geschlecht	Alter	Angegebene Todesursache
1	2	33/01	w	77 J.	HerzKreislaufversagen/ Leberversagen
2	3	50/01	m	92 J.	Pneumonie
3	4 GK	13/02	w	82 J.	Altersschwäche
4	5	60/01	m	95 J.	Herzinsuffizienz
5	6 GK	40/02	w	95 J.	Herzstillstand
6	6	37/01	w	88 J.	Lungenödem
7	7	45/01	m	87 J.	Herzinsuffizienz/Sepsis
8	8	61/01	w	86 J.	Exikose
9	9	63/01	w	75 J.	Herzstillstand
10	10	41/01	w	77 J.	Herzversagen
11	11	43/01	w	90 J.	Pneumonie
12	13	47/01	m	95 J.	Urämie
13	16	57/01	w	82 J.	Pneumonie
14	17	42/01	w	87 J.	Asphyxie
15	19	67/01	m	75 J.	Herzinfarkt
16	20	05/02	m	70 J.	Herzstillstand
17	21	34/01	w	87 J.	Urosepsis
18	22	68/01	w	87 J.	Lungenembolie
19	23	51/01	w	91 J.	Herzinsuffizienz
20	24	55/01	m	88 J.	Bronchitis
21	25	65/01	w	87 J.	Pneumonie
22	27	62/01	m	64 J;	Herzinfarkt

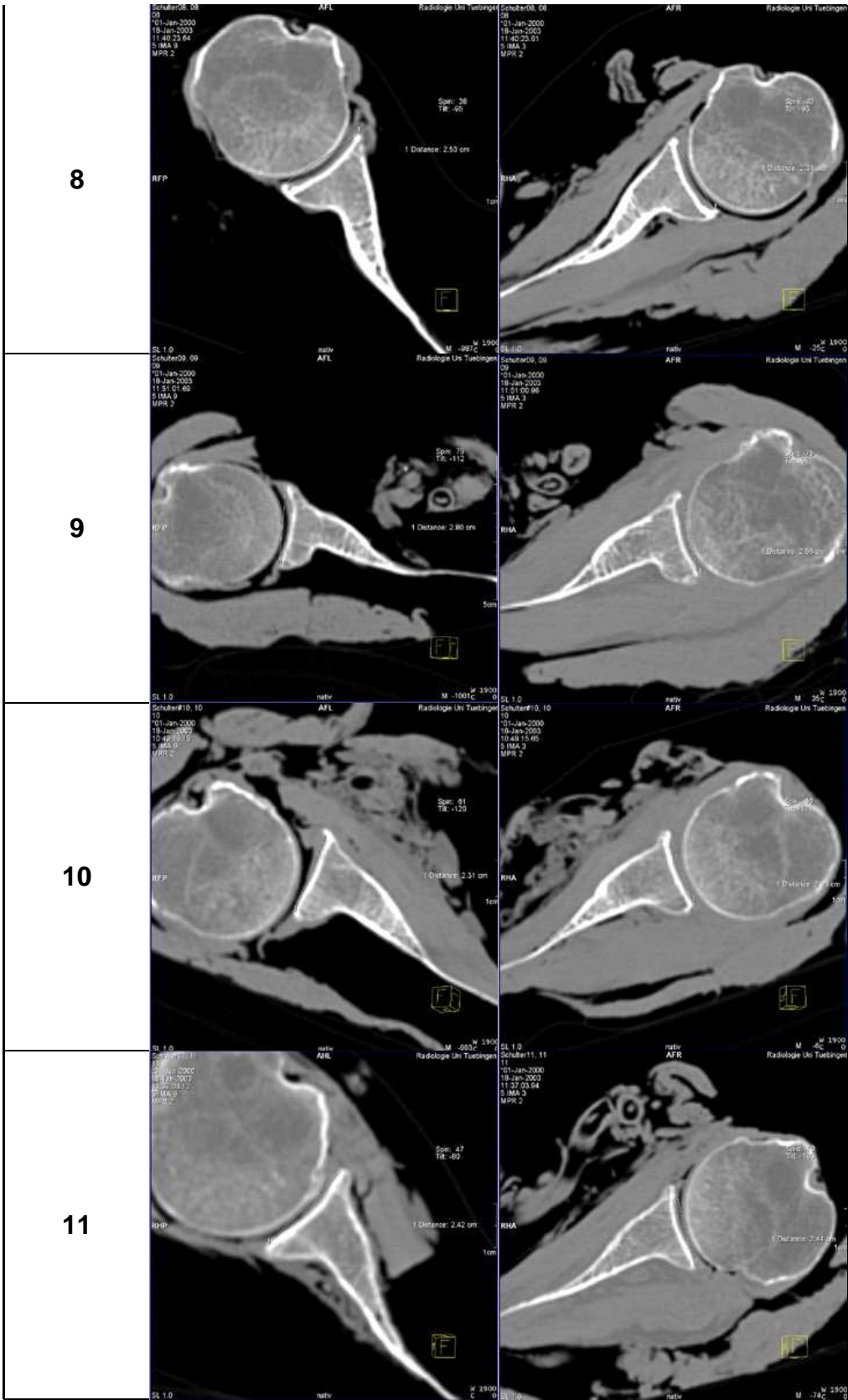
*Tabelle 32: Übersicht des Geschlechts, des Alters, der Todesursache und der Klassifizierung der anatomischen Präparate (Nr.= Nummer; J.= Jahre; m= männlich; w= weiblich)*

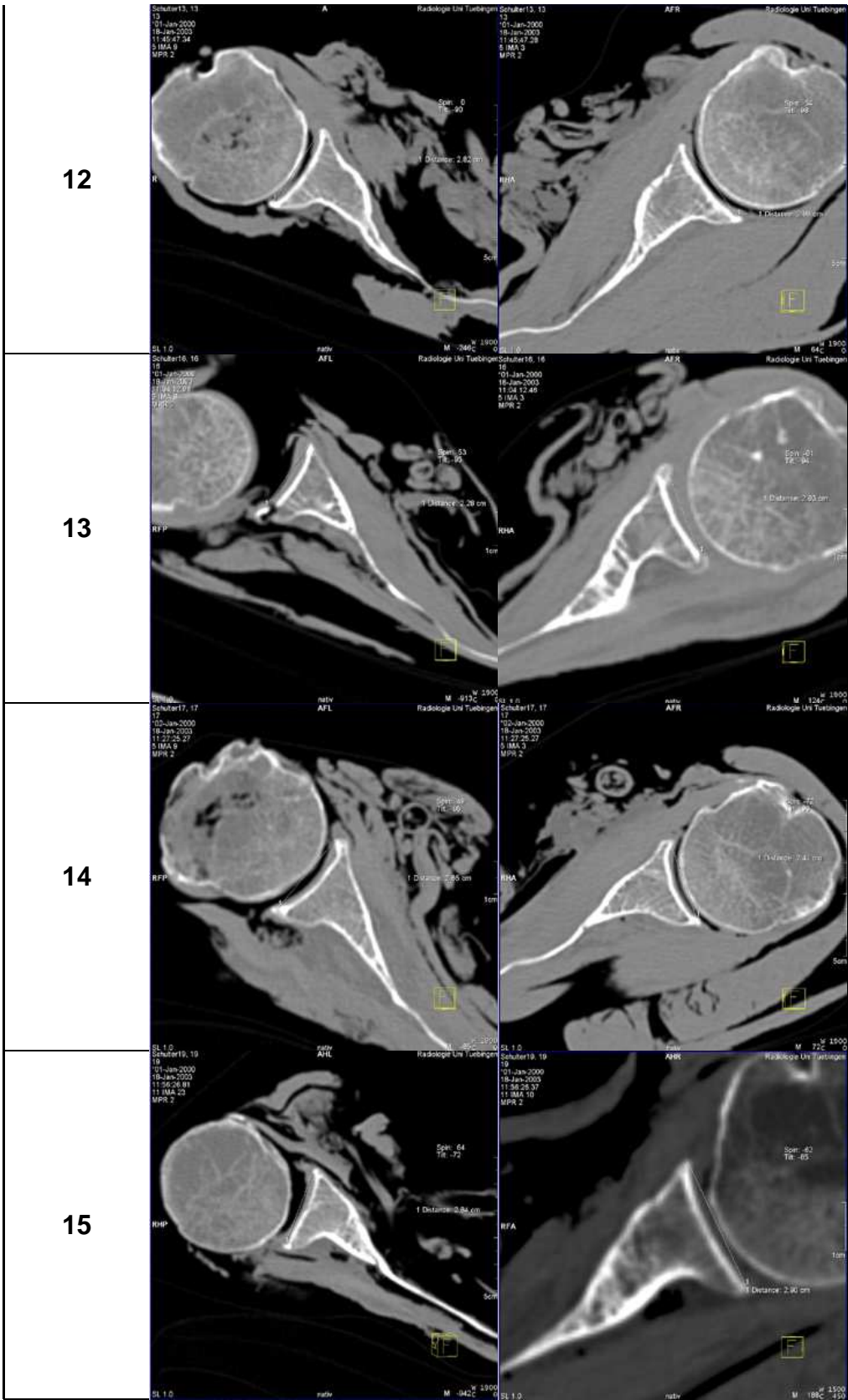
## 6.6 Repräsentatives CT-Bild pro Präparat

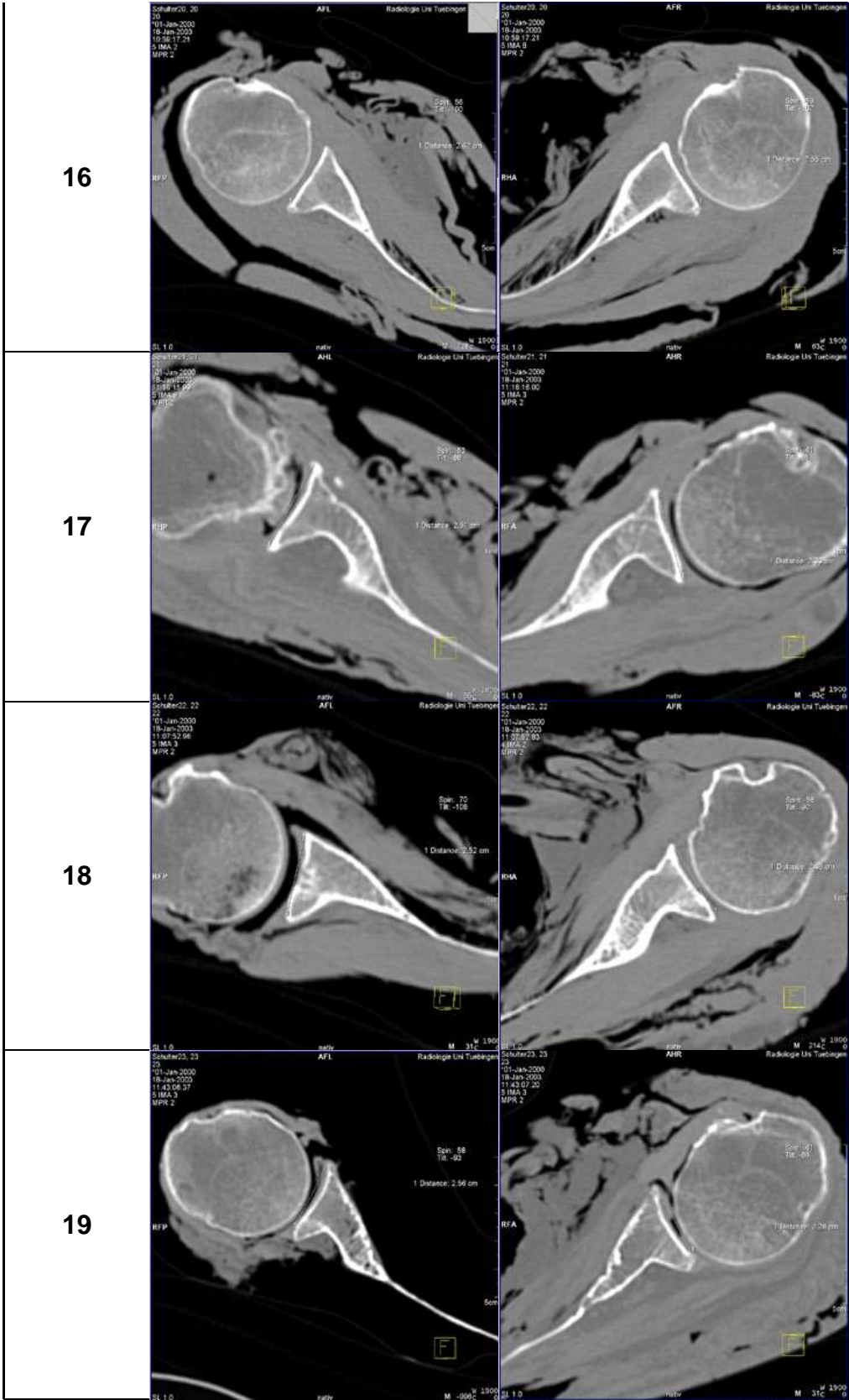
Nummer der Schulter	rechts	links
1		
2		
3		















Schulterpräparat	Geschlecht	Durchmesser ap sagittal [cm]		Durchmesser ap axial [cm]		Durchmesser kk sagittal [cm]	
		rechts	links	rechts	links	rechts	links
2	m	3,00	3,04	2,69	3,03	3,34	3,62
4	m	2,93	2,92	2,71	2,83	3,52	3,36
7	m	3,18	3,27	2,98	2,81	3,80	3,64
12	m	3,15	3,10	2,82	2,88	3,56	3,33
15	m	3,21	3,15	2,84	2,90	3,60	3,71
16	m	2,69	2,66	2,62	2,55	3,71	3,22
20	m	2,94	2,98	2,96	2,88	3,59	3,45
22	m	2,97	2,94	3,08	3,02	3,82	3,26
1	w	2,70	2,74	2,56	2,47	3,12	3,10
6	w	2,85	2,79	2,42	2,26	3,30	3,11
5	w	2,41	2,35	2,31	2,17	3,41	3,43
8	w	2,63	2,70	2,53	2,31	3,28	3,12
9	w	2,86	2,62	2,80	2,56	3,63	3,22
10	w	2,57	2,22	2,31	2,08	2,76	2,64
11	w	2,58	2,67	2,42	2,44	2,93	3,28
13	w	2,55	2,41	2,28	2,03	2,75	3,11
14	w	2,96	2,90	2,65	2,47	3,65	3,35
17	w	2,75	2,35	2,51	2,33	3,67	2,67
18	w	2,73	3,06	2,52	2,48	2,94	3,29
19	w	2,82	2,46	2,56	2,28	3,39	3,41
21	w	2,56	2,53	2,47	2,38	3,37	3,17
3	w		2,29		2,25		2,89

Tabelle 34: Tabelle der gesamten Messwerte (m= männlich; w= weiblich; ap= anterior-posterior; kk= kranio-kaudal)

Schulterpräparat	Geschlecht	Durchmesser kk koronar [cm]		Version [°]		Glenoidtiefe axial [cm]	
		rechts	links	rechts	links	rechts	links
2	m	4,09	3,63	0	2	0,27	0,32
4	m	3,38	3,51	-3	1	0,25	0,25
7	m	3,79	3,80	2	0	0,19	0,29
12	m	3,62	3,31	1	2	0,36	0,29
15	m	3,52	3,38	-8	-3	0,30	0,18
16	m	3,52	3,42	-2	0	0,12	0,11
20	m	3,51	3,45	-5	-1	0,18	0,21
22	m	3,66	3,51	-4	2	0,33	0,26
1	w	3,16	3,04	0	0	0,15	0,16
6	w	3,23	3,13	-3	0	0,27	0,20
5	w	3,02	3,04	1	-3	0,14	0,10
8	w	3,17	2,99	-3	2	0,38	0,38
9	w	3,42	3,07	-3	-3	0,26	0,31
10	w	2,95	2,65	-10	-4	0,18	0,16
11	w	3,23	3,36	0	-3	0,23	0,21
13	w	2,91	3,15	-4	-2	0,28	0,23
14	w	3,57	3,21	-1	1	0,43	0,48
17	w	3,47	2,78	-8	-14	0,23	0,14
18	w	3,1	3,14	-3	-1	0,17	0,18
19	w	3,34	3,32	-4	-2	0,21	0,28
21	w	3,11	3,08	-3	-1	0,31	0,29
3	w		2,74		1		0,17

Tabelle 34: Tabelle der gesamten Messwerte (m=männlich; w= weiblich; kk= kranio-kaudal)

Schulterpräparat	Geschlecht	Glenoidtiefe koronar [cm]		Scapulahalsbreite [cm]		Scapulahalstiefe [cm]	
		rechts	links	rechts	links	rechts	links
2	m	0,54	0,55	1,31	1,47	3,97	4,69
4	m	0,42	0,42	1,59	1,53	3,35	3,79
7	m	0,48	0,47	1,64	1,48	4,05	4,34
12	m	0,57	0,39	1,52	1,63	3,56	3,56
15	m	0,50	0,42	1,65	1,64	3,10	3,73
16	m	0,37	0,33	1,55	1,68	2,68	3,77
20	m	0,41	0,41	1,40	1,58	3,59	3,15
22	m	0,47	0,43	1,67	1,67	3,89	3,89
1	w	0,34	0,39	1,41	1,42	3,08	3,96
6	w	0,55	0,36	1,24	1,34	3,34	3,50
5	w	0,30	0,27	1,20	1,19	2,50	3,31
8	w	0,60	0,43	1,17	1,30	2,84	3,69
9	w	0,51	0,43	1,11	1,24	3,43	3,64
10	w	0,34	0,3	1,26	1,36	3,71	3,21
11	w	0,52	0,47	1,10	1,28	3,60	3,63
13	w	0,34	0,52	1,14	1,03	1,99	3,33
14	w	0,66	0,61	1,45	1,40	2,89	2,49
17	w	0,32	0,37	0,91	0,95	3,31	3,81
18	w	0,28	0,25	1,37	1,33	3,07	3,90
19	w	0,45	0,39	1,36	1,39	3,45	3,23
21	w	0,49	0,39	1,45	1,11	3,21	3,65
3	w		0,27		1,17		3,40

Tabelle 34: Tabelle der gesamten Messwerte (m= männlich; w= weiblich)



Schulterpräparat	Geschlecht	Inklinationswinkel [°]		Glenoidfläche [cm <sup>2</sup> ]	
		rechts	links	rechts	links
2	m	51	53	8,82	9,88
4	m	50	48	9,03	8,02
7	m	48	47	10,01	9,69
12	m	54	55	8,81	8,01
15	m	60	55	10,12	9,63
16	m	47	50	8,64	8,02
20	m	50	52	9,04	8,45
22	m	46	46	9,64	8,27
1	w	60	58	6,82	7,23
6	w	55	54	8,60	7,44
5	w	50	52	7,02	6,96
8	w	56	55	7,47	7,01
9	w	53	61	9,00	7,29
10	w	51	54	5,87	5,15
11	w	45	49	6,38	7,49
13	w	60	51	5,65	6,91
14	w	52	52	9,63	8,18
17	w	49	48	8,55	5,90
18	w	51	50	6,95	8,06
19	w	46	50	8,45	7,10
21	w	49	48	6,99	6,94
3	w		56		5,65

Tabelle 34: Tabelle der gesamten Messwerte (m= männlich; w= weiblich)

Schulterpräparat	Geschlecht	Quadrat [cm <sup>2</sup> ]		Ellipse [cm <sup>2</sup> ]		Scapulahalsbreite berechnet [cm <sup>2</sup> ]	
		rechts	links	rechts	links	rechts	links
2	m	10,02	11,00	7,87	8,64	2,01	2,38
4	m	10,31	9,81	8,10	7,71	1,90	2,08
7	m	12,08	11,90	9,49	9,35	2,24	2,16
12	m	11,21	10,32	8,81	8,11	2,03	2,07
15	m	11,56	11,69	9,08	9,18	1,92	2,12
16	m	9,98	8,57	7,84	6,73	1,64	1,87
20	m	10,55	10,28	8,29	8,07	2,14	1,97
22	m	11,35	9,58	8,91	7,53	2,29	2,24
1	w	8,42	8,49	6,62	6,67	1,73	1,85
6	w	9,41	8,68	7,39	6,81	1,70	1,61
5	w	8,22	8,06	6,45	6,33	1,39	1,51
8	w	8,63	8,42	6,78	6,62	1,64	1,68
9	w	10,38	8,44	8,15	6,63	1,98	1,86
10	w	7,09	5,86	5,57	4,60	1,69	1,43
11	w	7,56	8,76	5,94	6,88	1,75	1,77
13	w	7,01	7,50	5,51	5,89	1,13	1,42
14	w	10,80	9,72	8,49	7,63	1,73	1,48
17	w	10,09	6,27	7,93	4,93	1,75	1,72
18	w	8,03	10,07	6,30	7,91	1,70	1,84
19	w	9,56	8,39	7,51	6,59	1,82	1,57
21	w	8,63	8,02	6,78	6,30	1,70	1,73
3	w		6,62		5,20		1,59

Tabelle 35: Ergebnistabelle der berechneten Parameter (m= männlich; w= weiblich)

		Durchmesser ap sagittal [cm]	Durchmesser ap axial [cm]	Durchmesser kk sagittal [cm]	Durchmesser kk koronar [cm]	Glenoid- version [°]	Glenoidtiefe axial [cm]
Schulter- präparat	Geschlecht	rechts - links	rechts - links	rechts - links	rechts - links	rechts-links	rechts-links
2	m	-0,04	-0,34	-0,28	0,46	-2	-0,05
4	m	0,01	-0,12	0,16	-0,13	-4	0,00
7	m	-0,09	0,17	0,16	-0,01	2	-0,10
12	m	0,05	-0,06	0,23	0,31	-1	0,07
15	m	0,06	-0,06	-0,11	0,14	-5	0,12
16	m	0,03	0,07	0,49	0,10	-2	0,01
20	m	-0,04	0,08	0,14	0,06	-4	-0,03
22	m	0,03	0,06	0,6	0,15	-6	0,07
1	w	-0,04	0,09	0,02	0,12	0	-0,01
6	w	0,06	0,16	0,19	0,1	-3	0,07
5	w	0,06	0,14	-0,02	-0,02	4	0,04
8	w	-0,07	0,22	0,16	0,18	-5	0,00
9	w	0,24	0,24	0,41	0,35	0	-0,05
10	w	0,35	0,23	0,12	0,30	-6	0,02
11	w	-0,09	-0,02	-0,35	-0,13	3	0,02
13	w	0,14	0,25	-0,36	-0,24	-2	0,05
14	w	0,06	0,18	0,30	0,36	-2	-0,05
17	w	0,40	0,18	1,00	0,69	6	0,09
18	w	-0,33	0,04	-0,35	-0,04	-2	-0,01
19	w	0,36	0,28	-0,02	0,02	-2	-0,07
21	w	0,03	0,09	0,20	0,03	-2	0,02

Tabelle 36: Ergebnistabelle der Differenzen zwischen rechtem und linkem Schulterpräparat (m= männlich; w= weiblich; ap= anterior-posterior; kk= kranio-kaudal)

		<b>Glenoidtiefe koronar [cm]</b>	<b>Scapulahals- breite [cm]</b>	<b>Scapulahals- tiefe [cm]</b>	<b>Inklinations- winkel [°]</b>	<b>Glenoid- fläche [cm<sup>2</sup>]</b>
<b>Schulter- präparat</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>rechts-links</b>	<b>rechts - links</b>	<b>rechts - links</b>	<b>rechts - links</b>	<b>rechts - links</b>
<b>2</b>	<b>m</b>	-0,01	-0,16	-0,72	-2	-1,06
<b>4</b>	<b>m</b>	0,00	0,06	-0,44	2	1,01
<b>7</b>	<b>m</b>	0,01	0,16	-0,29	1	0,32
<b>12</b>	<b>m</b>	0,18	-0,11	0,00	-1	0,80
<b>15</b>	<b>m</b>	0,08	0,01	-0,63	5	0,49
<b>16</b>	<b>m</b>	0,04	-0,13	-1,09	-3	0,62
<b>20</b>	<b>m</b>	0,00	-0,18	0,44	-2	0,59
<b>22</b>	<b>m</b>	0,04	0,00	0,00	0	1,37
<b>1</b>	<b>w</b>	-0,05	-0,01	-0,88	2	-0,41
<b>6</b>	<b>w</b>	0,19	-0,10	-0,16	1	1,16
<b>5</b>	<b>w</b>	0,03	0,01	-0,81	-2	0,06
<b>8</b>	<b>w</b>	0,17	-0,13	-0,85	1	0,46
<b>9</b>	<b>w</b>	0,08	-0,13	-0,21	-8	1,71
<b>10</b>	<b>w</b>	0,04	-0,10	0,50	-3	0,72
<b>11</b>	<b>w</b>	0,05	-0,18	-0,03	-4	-1,11
<b>13</b>	<b>w</b>	-0,18	0,11	-1,34	9	-1,26
<b>14</b>	<b>w</b>	0,05	0,05	0,40	0	1,45
<b>17</b>	<b>w</b>	-0,05	-0,04	-0,50	1	2,65
<b>18</b>	<b>w</b>	0,03	0,04	-0,83	1	-1,11
<b>19</b>	<b>w</b>	0,06	-0,03	0,22	-4	1,35
<b>21</b>	<b>w</b>	0,10	0,34	-0,44	1	0,05

Tabelle 36: Ergebnistabelle der Differenzen zwischen rechtem und linkem Schulterpräparat (m= männlich; w= weiblich)

## Literaturverzeichnis

1. Aboul-Mahasen, L.M., Sadek S.A. (2002) "Developmental morphological and histological studies on structures of the human fetal shoulder joint" Cells Tissues Organs. **170**(1): 1-20.
2. Allmann, K., Walter, O., Laubenberger, J., Uhl, M., Buitrago-Tellez, C. H., Biebow, N., Langer, M. (1998). "Magnetic resonance diagnosis of the anterior labrum and capsule. Effect of field strength on efficacy." Invest Radiol **33**: 415-420.
3. Ambacher, T., Holz, U. (2002). "Transaxilläre Labrumsonographie bei vorderer Schulterinstabilität - Untersuchungstechnik und Ergebnisse." Arthroskopie **15**(4): 179- 184.
4. Ambacher, T., Paar, O. (2000). "[Diagnosis and therapeutic management following traumatic anterior shoulder dislocation according to extrinsic prognostic factors]." Sportverletz Sportschaden **14**(4): 144-50.
5. Anglin, C., Wyss, U. P., Nyffeler, R. W., Gerber, C. (2001). "Loosening performance of cemented glenoid prosthesis design pairs." Clin Biomech (Bristol, Avon) **16**(2): 144-50.
6. Badet, R., Boileau, P., Noel, E., Walch, G. (1995). "Arthrography and computed arthrotomography study of seventy patients with primary glenohumeral osteoarthritis." Rev Rhum Engl Ed **62**(9): 555-62.
7. Baulot, E., Garron, E., Grammont, P. (1999). "[Grammont prosthesis in humeral head osteonecrosis. Indications--results]." Acta Orthop Belg **65 Suppl 1**: 109-15.
8. Bell, S. N., Gschwend, N. (1986). "Clinical experience with total arthroplasty and hemiarthroplasty of the shoulder using the Neer prosthesis." Int Orthop **10**(4): 217-22.
9. Bera, A. K., Jarque, C. M. (1980). "Efficient tests for normality, homoscedasticity and serial independence of regression residuals" In: Economics Letters 6, Nr. 3, S.255-259.
10. Boileau, P., Avidor, C., Krishnan, S. G., Walch, G., Kempf, J. F., Mole, D. C. (2002). "Cemented polyethylene versus uncemented metal-backed glenoid components in total shoulder arthroplasty: a prospective, double-blind, randomized study." J Shoulder Elbow Surg **11**(4): 351-9.
11. Bokor, D., O'Sullivan, M. D., Hazan, G. J. (1999). "Variability of measurement of glenoid version on computed tomography scan." J Shoulder Elbow Surg **8**(6): 595-8.
12. Boss, A., Hintermann, B. (1997). "[Primary management of comminuted humeral head fracture in the elderly patient with a humerus head prosthesis]." Unfallchirurg **100**(11): 867-73.
13. Boyd, A. D., Aliabadi, P., Thornhill, T. S. (1991). "Postoperative proximal migration in total shoulder arthroplasty. Incidence and significance." J Arthroplasty **6**(1): 31-7.
14. Boyd, A. D., Thomas, W. H., Scott, R. D., Sledge, C. B., Thornhill, T. S. (1990). "Total shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty. Indications for glenoid resurfacing." J Arthroplasty **5**(4): 329-36.

15. Churchill, R. S., Brems, J. J., Kotschi, H. (2001). "Glenoid size, inclination, and version: an anatomic study." J Shoulder Elbow Surg **10**(4): 327-32.
16. Cofield, R. H. (1984). "Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis." J Bone Joint Surg Am **66**(6): 899-906.
17. Cofield, R. H. (1994). "Uncemented total shoulder arthroplasty. A review." Clin Orthop Relat Res(307): 86-93.
18. Collins, D. N., Harryman, D. T. (1997). "Arthroplasty for arthritic and rotator cuff deficiency." Orthop Clin North Am **28**(2): 225-239.
19. Couteau, B., Mansat, P., Darmana, R., Mansat, M., Egan, J. (2000). "Morphological and mechanical analysis of the glenoid by 3D geometric reconstruction using computed tomography." Clin Biomech **15 Suppl 1**: 8-12.
20. Couteau, B., Mansat, P., Mansat, M., Darmana, R., Egan, J. (2001). "In vivo characterization of glenoid with use of computed tomography." J Shoulder Elbow Surg **10**(2): 116-22.
21. Couteau, B., Mansat, P., Estivalezes, E., Darmana, R., Mansat, M., Egan, J. (2001). "Finite element analysis of the mechanical behavior of a scapula implanted with a glenoid prosthesis." Clin Biomech **16**(7): 566-75.
22. Cyprien, J. M., Vasey, H. M., Burdet, A., Bonvin, J. C., Kritsikis, N., Vuagnat, P. (1983). "Humeral retrotorsion and glenohumeral relationship in the normal shoulder and in recurrent anterior dislocation (scapulometry)." Clin Orthop Relat Res(175): 8-17.
23. Danzig, L., Resnick, D., Greenway, G. D. (1982). "Evaluation of unstable shoulders by computed tomography. A preliminary study." Am J Sports Med **10**(3): 138-41.
24. Das, S. P., Saha, A.K., Roy, G.S. (1966). "Observations on the tilt of the glenoid cavity of scapula." J. Anat. Soc. Ind. **15**: 114-18.
25. Debrunner, H.U., Hepp, W.R. (2004). "Orthopädisches Diagnostikum" (7): 111-12.
26. DiGiovanni, J., Marra, G., Park, J. Y., Bigliani, L. U. (1998). "Hemiarthroplasty for glenohumeral arthritis with massive rotator cuff tears." Orthop Clin North Am **29**(3): 477-89.
27. Draper, N. R., Smith, H. (1998). "Applied Regression Analysis" Wiley- Interscience, New York.
28. Edelson, J. G. (1995). "Patterns of degenerative change in the glenohumeral joint." J Bone Joint Surg Br **77**(2): 288-92.
29. Fahrmaier, L., Kneib, T., Lang, S. (2007). "Regression: Modelle, Methoden und Anwendungen" Springer Verlag Berlin Heidelberg New York.
30. Franklin, J. L., Barrett, W. P., Jackins, S. E., Matsen, F. A. (1988). "Glenoid loosening in total shoulder arthroplasty. Association with rotator cuff deficiency." J Arthroplasty **3**(1): 39-46.
31. Friedman, R. J., Hawthorne, K. B., Genez, B. M. (1992). "The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version." J Bone Joint Surg Am **74**(7): 1032-7.
32. Gerber, C., Terrier, F., Zehnder, R., Ganz, R. (1987). "The subcoracoid space. An anatomic study." Clin Orthop Relat Res.(215): 132-8.
33. Godefroy, D., Sarazin, L., Rousselin, B., Dupont, A. M., Drape, J., Chevrot, A.L. (2001). "Shoulder imaging: what is the best modality?" J Radiol **82**(3 Pt 2): 317-32; quiz 333-4.

34. Gouaze, A., Castaing, J., Soutoul, J. H., Chantepie, G. (1962). "On the orientation of the scapula and of its glenoid cavity." Arch Anat Pathol (Paris) **10**: 175-81.
35. Grammont, P., Baulot, E. (1993). "Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture." Orthopedics **16**(1): 65-8.
36. Habermeyer, P., Ebert, T. (1999). "Current status and perspectives of shoulder replacement." Unfallchirurg **102**(9): 668-83.
- Harryman, D. T., Sidles, J. A., Harris, S. L., Lippitt, S. B., Matsen, F. A. (1995). "The effect of articular conformity and the size of the humeral head component on laxity and motion after glenohumeral arthroplasty. A study in cadavera." J Bone Joint Surg Am **77**(4): 555-63.
37. Hanson, R. J., Lawson, C.L. (1995). "Solving least squares problems" SIAM, Philadelphia.
38. Hartung, J. (1999). "Statistik" 12. Auflage, Oldenbourg Verlag, S. 561f.
39. Hedtmann, A., Fett, H. (2002). "Ultrasound diagnosis of the rotator cuff." Orthopade **31**(3): 236-46.
40. Hedtmann, A., Heers, G. (2001). "Principles of shoulder prosthesis implantation." Orthopade **30**(6): 354-62.
41. Heers, G., Grifka, J., An, K. N. (2001). "Biomechanical considerations on shoulder joint prosthesis implantation." Orthopade **30**(6): 346-53.
42. Hertel, R., Lehmann, O. (2001). "Glenohumeral joint. Anatomical aspects and implications for prosthesis design." Orthopade **30**(6): 363-9.
43. Howell, S. M., Galinat, B. J. (1989). "The glenoid-labral socket. A constrained articular surface." Clin Orthop Relat Res.(243): 122-25.
44. Iannotti, J. P., Gabriel, J. P., Schneck, S. L., Evans, B. G., Misra, S. (1992). "The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders." J Bone Joint Surg Am **74**(4): 491-500.
45. Iannotti, J. P., Norris, T. R. (2003). "Influence of preoperative factors on outcome of shoulder arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis." J Bone Joint Surg Am **85-A**(2): 251-8.
46. Jahnke, A. H., Petersen, S. A., Neumann, C., Steinbach, L., Morgan, F. (1992). "A prospective comparison of computerized arthrotomography and magnetic resonance imaging of the glenohumeral joint." Am J Sports Med **20**(6): 695-700; discussion 700-1.
47. Jerosch, J., Marquardt, M. (1993). "Sonographic diagnosis in shoulder joint instability. Possibilities and limitations." Orthopade **22**(5): 294-300.
48. Jerosch, J. (2003). "Funktionelle Ergebnisse nach Hemiarthroplastik des Schultergelenkes nach proximaler Humerusfraktur in Abhängigkeit von der Positionierung der Prothese." Orthopädische Praxis **39**: 156-165.
49. Jerosch, J., Heisel, J. (2003). "Schulterendoprothetik: eine Standortbestimmung." Deutsches Ärzteblatt Jg. 100(Heft 37): B1978-B1984.
50. Karduna, A. R., Williams, G. R., Williams, J. L., Iannotti, J. P. (1997). "Glenohumeral joint translations before and after total shoulder arthroplasty. A study in cadavera." J Bone Joint Surg Am **79**(8): 1166-74.
51. Kelly, J. D., Jr., Norris, T. R. (2003). "Decision making in glenohumeral arthroplasty." J Arthroplasty **18**(1): 75-82.

52. Kieft, G. J., Bloem, J. L., Rozing, P. M., Obermann, W. R. (1988). "MR imaging of recurrent anterior dislocation of the shoulder: comparison with CT arthrography." AJR Am J Roentgenol **150**(5): 1083-7.
53. Kirschniak, A. (2004). "A preoperative planning tool for total shoulder arthroplasty." Biomed. Technik **49 Suppl. 2**: 46-47.
54. Kolbel, R., Friedebold, G. (1975). "Shoulder joint prosthesis." Z Orthop Ihre Grenzgeb **113**(4): 452-4.
55. Kwon, Y. W., Powell, K. A., Yum, J. K., Brems, J. J., Iannotti, J. P. (2005). "Use of three-dimensional computed tomography for the analysis of the glenoid anatomy." J Shoulder Elbow Surg **14**(1): 85-90.
56. Lacroix, D., Murphy, L. A., Prendergast, P. J. (2000). "Three-dimensional finite element analysis of glenoid replacement prostheses: a comparison of keeled and pegged anchorage systems." J Biomech Eng **122**(4): 430-6.
57. Leonhardt, H., Tillmann, B., Töndury, G., Zilles, K. (2003). "Rauber/Kopsch: Anatomie des Menschen - Lehrbuch und Atlas." (3)Band I Bewegungsapparat: 344
58. Lill, H., Lange, K., Reinbold, W. D., Echtermeyer, V. (1997). "MRI arthrography--improved diagnosis of shoulder joint instability." Unfallchirurg **100**(3): 186-92.
59. Lippitt, S., Matsen, F. (1993). "Mechanisms of glenohumeral joint stability." Clin Orthop Relat Res.(291):20-28.
60. Mallon, W. J., Brown, H. R., Vogler, J. B., Martinez, S. (1992). "Radiographic and geometric anatomy of the scapula." Clin Orthop Relat Res.(277): 142-54.
61. McCoy, S. R., Warren, R. F., Bade, H. A., Ranawat, C. S., Inglis, A. E. (1989). "Total shoulder arthroplasty in rheumatoid arthritis." J Arthroplasty **4**(2): 105-13.
62. Mullaji, A. B., Beddow, F. H., Lamb, G. H. (1994). "CT measurement of glenoid erosion in arthritis." J Bone Joint Surg Br **76**(3): 384-8.
63. Neer, C. S., 2<sup>nd</sup> (1955). "Articular replacement for the humeral head." J Bone Joint Surg Am **37-A**(2): 215-228.
64. Neer, C. S., 2<sup>nd</sup> (1972). "Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report." J Bone Joint Surg Am **54**(1): 41-50.
65. Neer, C. S., 2<sup>nd</sup> (1974). "Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis." J Bone Joint Surg Am **56**(1): 1-13.
66. Neer, C. S., 2<sup>nd</sup>, Watson, K. C., Stanton, F. J. (1982). "Recent experience in total shoulder replacement." J Bone Joint Surg Am **64**(3): 319-37.
67. Nelson, M. C., Leather, G. P., Nirschl, R. P., Pettrone, F. A., Freedman, M. T. (1991). "Evaluation of the painful shoulder. A prospective comparison of magnetic resonance imaging, computerized tomographic arthrography, ultrasonography, and operative findings." J Bone Joint Surg Am **73**(5): 707-16.
68. Nguyen, D., Ferreira, L. M., Brownhill, J. R., Faber, K. J., Johnson, J. A. (2007). "Design and development of a computer assisted glenoid implantation technique for shoulder replacement surgery." Comput Aided Surg **12**(3): 152-9.
69. Norris, T. R., Green, A., McGuigan, F. X. (1995). "Late prosthetic shoulder arthroplasty for displaced proximal humerus fractures." J Shoulder Elbow Surg **4**(4): 271-80.



70. Nyffeler, R. W., Jost, B., Pfirrmann, C. W., Gerber, C. (2003). "Measurement of glenoid version: conventional radiographs versus computed tomography scans." J Shoulder Elbow Surg **12**(5): 493-6.
71. Pearl, M. L., Volk, A. G. (1996). "Coronal plane geometry of the proximal humerus relevant to prosthetic arthroplasty." J Shoulder Elbow Surg **5**(4): 320-6.
72. Press, W. H. (1992). "Numerical Recipes in C." 2. Auflage Cambridge University Press, Kapitel 14.1.
73. Randelli, M., Gambrioli, P. L. (1986). "Glenohumeral osteometry by computed tomography in normal and unstable shoulders." Clin Orthop Relat Res.(208): 151-6.
74. Rockwood, C. A., Jr. (1990). "The technique of total shoulder arthroplasty." Instr Course Lect **39**: 437-47.
75. Rodosky, M. W., Bigliani, L. U. (1996). "Indications for glenoid resurfacing in shoulder arthroplasty." J Shoulder Elbow Surg **5**(3): 231-48.
76. Saha, A. K. (1971). "Dynamic stability of the glenohumeral joint." Acta Orthop Scand **42**(6): 491-505.
77. Schiebler, T.H., Schmidt, W., Zilles, K. (1999). "Anatomie" (8): 274-76.
78. Schill, S., Thabe, H., Grifka, J. (2002). "Differential therapy for the rheumatoid shoulder." Orthopade **31**(12): 1132-44.
79. Schlemmer, B., Dosch, J. C., Gicquel, P., Boutemy, P., Wolfram, R., Kempf, J. F., Sick, H. (2002). "Computed tomographic analysis of humeral retrotorsion and glenoid retroversion" Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot **88**(6): 553-60
80. Schydlowsky, P., Strandberg, C., Galatius, S., Gam, A. (1998). "Ultrasonographic examination of the glenoid labrum of healthy volunteers." Eur J Ultrasound **8**(2): 85-9.
81. Seeger, L. L. (1989). "Magnetic resonance imaging of the shoulder." Clin Orthop Relat Res.(244): 48-59.
82. Severt, R., Thomas, B. J., Tsenter, M. J., Amstutz, H. C., Kabo, J. M. (1993). "The influence of conformity and constraint on translational forces and frictional torque in total shoulder arthroplasty." Clin Orthop Relat Res.(292): 151-58.
83. Smith, K. L., Matsen, F. A. 3rd (1998). "Total shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty. Current trends." Orthop Clin North Am **29**(3): 491-506.
84. Tamborini, M., Wich, M., Ekkernkamp, A. (2001). "Shoulder joint endoprosthesis in the treatment of multiple fractures of the humeral head. Development and value." Z Arztl Fortbild Qualitatssich **95**(3): 179-85.
85. Thiel, W. (1992). "The preservation of the whole corpse with natural color." Ann Anat **174**(3): 185-95.
86. Torchia, M. E., Cofield, R. H., Settergren, C. R. (1997). "Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis: long-term results." J Shoulder Elbow Surg **6**(6): 495-505.
87. Tutsch, H. (1975). "An odorless, well-preserving injectable solution for cadavers used in classes." Anat Anz. **138**(1-2): 126-28.
88. Urban, D., Mayer, J. (2006). "Regressionsanalyse: Theorie, Technik und Anwendung" 2. überar. Auflage, Wiesbaden: VS Verlag.
89. Walch, G., Badet, R., Boulahia, A., Khoury, A. (1999). "Morphologic study of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis." J Arthroplasty **14**(6): 756-60.

90. Walch, G., Boileau, P. (1999). "Prosthetic adaptability: a new concept for shoulder arthroplasty." J Shoulder Elbow Surg **8**(5): 443-51.
91. Welsch, G., Mamisch, T. C., Kikinis, R., Schmidt, R., Lang, P., Forst, R., Fitz, W. (2003). "CT-based preoperative analysis of scapula morphology and glenohumeral joint geometry." Comput Aided Surg **8**(5): 264-68.
92. Wirth, M. A., Basmania, C. (1994). "Fixation of glenoid component: keel versus pegs." Oper Tech Orthop **4**: 218-221.
93. Wirth, M. A., Rockwood, C. A., Jr. (1994). "Complications of shoulder arthroplasty." Clin Orthop Relat Res.(307): 47-69.
94. Wuelker, N., Korell, M., Thren, K. (1998). "Dynamic glenohumeral joint stability." J Shoulder Elbow Surg **7**(1): 43-52.
95. Wülker, N. (2001). "100 Jahre Schulter- und Ellenbogenchirurgie." Orthopäde **30**(10): 789-797.
96. Wülker, N., Rühmann, O. (2001). "MRT bei Luxationen und Instabilitäten des Schultergelenks." Orthopäde **30**(8): 492-501.
97. Zippel, J. (1975). "Luxationssichere Schulterendoprothese Modell BME." Z Orthop **113**(4): 454-457.

## Danksagung

Hr. Prof. Dr. Ulrich Drews danke ich herzlich für die Überlassung des Themas und die Ermöglichung dieser Arbeit. Viele gemeinsame wissenschaftliche Diskussionen, seine stete Hilfsbereitschaft sowie sein fortwährendes Bemühen um rasche Korrekturen haben zur Beendigung meiner Dissertation wesentlich beigetragen.

Hr. Dr. med. Thomas Ambacher danke ich für seine Mühe, mir die praktische Seite meines Dissertationsthemas näher gebracht zu haben. Seine klinisch-praktischen Fähigkeiten und Kenntnisse in der Schulterchirurgie waren eine gute Ergänzung zum theoretisch-wissenschaftlichen Teil der Arbeit. Zudem danke ich ihm für die Bereitstellung von Prothesen- sowie Bildmaterial.

Hr. Prof. Dr. Florian Dammann danke ich für die Einführung in die Handhabung der Computertomographie sowie die Erläuterungen deren radiologischer Interpretation.

Ganz besonderer Dank gilt Dr. Marc Steffen Rapp für die statistische Auswertung meiner Daten. Er war immer bereit, Erklärungen für statistisch Unbedarfte ausführlich und redundant wiederzugeben.

Ganz besonders danken möchte ich meiner Familie: meinen Eltern Evi und Hartmut für ihre ständige Unterstützung, aufmunternden Worte und Vertrauen, im Wissen, dass sie mir immer nur das Beste wünschen; meiner Schwester Angelika, die mich besser als jeder anderer verstand und mit stoischer Ruhe meinen immer wiederkehrenden Sorgenschwall ertrug; meinem Bruder Christian für seine 5 Jahre anhaltenden Worte: "Das wird schon" bis es dann tatsächlich wurde; meinen Grosseltern Elfriede und Bruno für ihre Liebe und Zuneigung sowie ihr ständiges Mitfiebern bei allem, das mein Leben betrifft.

Mein Dank gilt auch Frau Dr. med. Annkristin Heine für ihre langjährige Freundschaft und ihr stets offenes Ohr für meine Sorgen.

Ausserdem danke ich Isabelle Kosch, meiner Freundin seit Kindheitstagen: da braucht es nicht vieler Worte; sie weiss wovon ich spreche.

En plus je veux remercier Joël, Daniel et surtout Catherine, mes amis bordelais qui m' ont soutenue pendant toutes ces années avec toujours des mots de réconfort, un sourire et leur charme français. Jva.

Mein grösster Dank erfolgt am Schluss und gilt meinem lieben Betreuer Dr. med. Andreas Kirschniak: ohne ihn wäre die Ausarbeitung geschweige denn die Fertigstellung meiner Dissertation nicht denkbar gewesen. Er war immer, Tag und Nacht, im Urlaub, am Wochenende und an seinen freien Tagen für mich ansprechbar. Ich danke ihm für seine stetige Hilfe, seine Geduld, seinen immerwährenden Optimismus und seinen anhaltenden Tatendrang. Ich danke ihm, dass er mir vermittelte wissenschaftlich zu denken und zu schreiben. Einen besseren Betreuer hätte ich nicht haben können. Danke.

## Lebenslauf

### Persönliche Daten

---

Name	Claudia Strewe
Geburtsdatum	15.November 1979
Nationalität	Deutsch
Geburtsort	München

### Schulbildung

---

1986 – 1987	<b>Deutsche Schule Paris</b> , Grundschule
1987 – 1990	<b>Eduard – Mörike – Grundschule</b> , Böblingen
1990 – 1999	<b>Lise – Meitner – Gymnasium</b> , Böblingen
1999	Allgemeine Hochschulreife; Note: 1,2

### Hochschulausbildung

---

10/1999	<b>Eberhard – Karls – Universität zu Tübingen</b> Beginn des Studiums der Humanmedizin
08/2001	<b>Ärztliche Vorprüfung; Note: 2,33</b>
08/2002	<b>Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung; Note: 2</b>
10/2002 – 10/2003	<b>Université Victor Segalen</b> , Bordeaux, Frankreich Auslandsstudium im Rahmen des Erasmus- stipendiums jeweils zweimonatige klinische Praktika in den Gebieten Neurologie, Innere Medizin, Orthopädische Chirurgie, Pädiatrie, Radiologie
04/2005	<b>Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung; Note: 2</b>
24/05/2006	<b>Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung; Note: 1</b>

### Famulaturen

---

03/2002	<b>Centre Hospitalier Du Pays D` Aix</b> , Aix-en-Provence, Frankreich Famulatur in der Kardiologie
06/2003 – 07/2003	<b>Universitätsklinikum Bordeaux</b> , Frankreich Famulatur in der Radiologie
08/2003	<b>Belin – Beliet</b> , Frankreich Famulatur in der Praxis für Allgemeinmedizin Dr. med. Salefran

## **Praktisches Jahr**

---

04/2005 – 07/2005	<b>Universitätsklinikum Bordeaux</b> , Frankreich 1. Terial: Innere Medizin
08/2005 – 09/2005	<b>Universitätsklinikum Bordeaux</b> , Frankreich 2. Terial: Thoraxchirurgie
10/2005 – 11/2005	<b>Universitätsklinikum Bordeaux</b> , Frankreich 2. Terial: Allgemein – und Viszeralchirurgie
12/2005 – 03/2006	<b>BG Unfallklinik</b> , Tübingen 3. Terial: Wahlfach Hand-/Plastische-/ Rekonstruktive und Verbrennungschirurgie

## **Promotionsarbeit**

---

Seit 11/2003	<b>Universitätsklinikum Tübingen, Institut für Anatomie</b> Abteilung für Experimentelle Embryologie und Makroskopische Anatomie Ärztlicher Direktor Prof. em. Dr. U. Drews, unter der Leitung von Dr. med. A. Kirschniak: Dissertation zum Thema „ <b>Planung von Schulterprothesen an 3D-CT-Datensätzen: Entwicklung von Messparametern für das Glenoid am anatomischen Präparat</b> “
--------------	---

## **Ärztliche Tätigkeit**

---

Seit 10/2006	Berufliche Tätigkeit als Assistenzärztin in der Allgemein-, Viszeral- und Unfallchirurgie des Robert-Bosch-Krankenhauses Stuttgart unter Leitung von Prof.Dr.Dr.h.c.Thon
--------------	--

## **Persönliche Interessen und Fähigkeiten**

---

Sprachen:	Englisch und Französisch fließend in Sprache und Schrift, Spanisch
EDV:	Anwendungsorientierte Kenntnisse in Word, Exel, PowerPoint
Sport:	Skifahren, Flamenco