

Aus dem Deutschen Schulterzentrum, ATOS Klinik  
München  
Prof. Dr. med. habil. Peter Habermeyer

**Die Relativierung der Skleroselinie:  
Kein sicheres Diagnostikum für einen  
knöchernen glenoidalen Defekt?**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilian-Universität zu München

vorgelegt von  
Felix Strangmüller

aus  
Passau

Jahr  
2020

**Mit Genehmigung der medizinischen Fakultät  
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. med. habil. Peter  
Habermeyer

Mitberichterstatter: PD Dr. med. Tobias Helfen  
Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar  
Jansson

Mitbetreuung: Prof. Dr. med. univ. Mark Tauber und  
Dr. med. Christina Garving

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard HICKEL

Tag der mündlichen Prüfung: 19.11.2020

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einführung: Stellenwert von anterioren Glenoiddefekten und ihrer Diagnostik im Versorgungsalltag.....</b>	<b>5</b>
<b>2</b>	<b>Die Relativierung der Skleroselinie: Kein sicheres Diagnostikum für einen knöchernen glenoidalen Defekt? .....</b>	<b>6</b>
2.1	Theorie und Grundlagen zum Schultergelenk.....	6
2.1.1	Strukturelle und funktionelle Anatomie des Schultergelenks .....	6
2.1.1.1	Knochen .....	7
2.1.1.2	Gelenke .....	8
2.1.1.3	Bandapparat und Kapsel des Glenohumeralgelenks .....	10
2.1.1.4	Muskulatur.....	12
2.1.1.5	Freiheitsgrade und Bewegung der Schulter.....	14
2.1.2	Einteilung von Glenoiddefekten .....	15
2.2	Diagnostische Mittel und Messmethoden bei Glenoiddefekten .....	18
2.2.1	Röntgen.....	18
2.2.2	Magnetresonanz-Tomographie.....	21
2.2.3	Computertomographie .....	22
2.2.3.1	Pico-Methode.....	22
2.2.3.2	Glenoid-Index .....	25
2.2.3.3	Ratio-Methode .....	26
2.3	Operative Verfahren bei Glenoiddefekten.....	28
2.4	Durchführung der Studie und Resultate .....	29
2.4.1	Probanden.....	29
2.4.1.1	Ein- und Ausschlusskriterien .....	29
2.4.1.2	Zusammensetzung der Probandengruppe.....	30
2.4.2	Umwandlung von 2D-CT in 3D-CT mittels OsiriX .....	30
2.4.3	Messmethoden.....	32
2.4.3.1	Messungen im Röntgenbild - Sclerotic-Line .....	32
2.4.3.2	Messungen im 3D-CT .....	33
2.4.4	Statistische Auswertung.....	33
2.4.5	Ergebnisse der einzelnen Messmethoden sowie Korrelation zwischen Röntgen- und CT-Messungen .....	34
2.5	Diskussion .....	38
<b>3</b>	<b>Abschliessendes Fazit für die Praxis .....</b>	<b>41</b>
<b>4</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>42</b>
<b>5</b>	<b>Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>47</b>
<b>6</b>	<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>49</b>
<b>7</b>	<b>Anhang 1: Tabellen.....</b>	<b>50</b>
<b>8</b>	<b>Anhang 2: Untersucher .....</b>	<b>53</b>
<b>9</b>	<b>Danksagung.....</b>	<b>54</b>
<b>10</b>	<b>Eidesstattliche Erklärung .....</b>	<b>55</b>



# 1 Einführung: Stellenwert von anterioren Glenoiddefekten und ihrer Diagnostik im Versorgungsalltag

Die Schulter ist ein kraftschlüssiges Gelenk mit einer im Vergleich zum Oberarmkopf sehr kleinen Pfanne. Dies bedingt nicht nur eine extrem hohe Beweglichkeit, sondern auch eine erhöhte Anfälligkeit für traumatische Luxationen mit konsekutiven Instabilitäten (44). Sowohl Läsionen im Bereich der statischen oder dynamischen Stabilisatoren des Glenohumeralgelenks (20,61) als auch knöcherne Läsionen der Gelenkpfanne können zu diesen Instabilitäten führen. Hierbei ist vor allem die anteriore Instabilität als die häufigste Pathologie des Schultergelenks entscheidend (46).

Mehrere Autoren sind sich darüber einig, dass knöcherne Glenoiddefekte der Hauptgrund für Rezidive sind (17,32). Sowohl klinische (13,42) als auch biomechanische (15,21,42,47) Studien haben gezeigt, dass diese Defekte das Zusammenspiel der Gelenkpartner verschlechtern sowie auch die Luxationsgefahr erhöhen. Vor allem bei wiederholten Luxationen und bei verbleibender Instabilität nach operativer Versorgung spielen knöcherne Glenoid-Läsionen eine große Rolle. Dabei richtet sich das operative Verfahren nach der Defektgröße (17,30,72).

Initial werden primär anterior-posterior (A-P) Röntgenaufnahmen zur Diagnostik verwendet (67). Als diagnostischer Goldstandard bei knöchernen Läsionen der Gelenkpfanne wird laut aktueller Studienlage die Computertomographie (CT) empfohlen (21,33,34,60,64,68) im Gegensatz zur Magnetresonanztomographie (MRT), die für Läsionen des Labrums, des Kapsel-Band-Apparats oder auch für muskuläre Schäden das Mittel der Wahl darstellt (19,60).

2010 wurde die Unterbrechung der glenoidalen Skleroselinie am Nativröntgen als Zeichen für einen anterioren, knöchernen Glenoiddefekt beschrieben (43). Wenn die Skleroselinie als sicherer Hinweis für einen knöchernen Defekt gilt und das Ausmaß der Unterbrechung direkten Rückschluss auf die glenoidale Defektgröße zulassen würde, würde dies die tägliche Praxis vereinfachen. Auf eine initiale CT-Diagnostik könnte verzichtet werden, dadurch würden nicht nur die Strahlenbelastung sondern auch Kosten gesenkt werden. Für niedergelassene Praktiker wäre eine reine Diagnosestellung und Eingrenzung des nötigen Prozedere (konservativ vs. verschiedene operative Verfahren) per Röntgen eine massive Vereinfachung des Arbeitsablaufes im Hinblick auf Schulterinstabilitäten bei Verdacht auf knöchernen Defekt. Gerade aufgrund der Häufigkeit der Diagnose „Schulterinstabilität“ wäre eine kostengünstige, schnell verfügbare aber trotzdem sichere Diagnosestellung erstrebenswert.

## 2 Die Relativierung der Skleroselinie: Kein sicheres Diagnostikum für einen knöchernen glenoidalen Defekt?

In dieser Studie soll der Zusammenhang zwischen einem positiven „loss of sclerotic glenoid line-sign“ (LSGL-sign), d.h. einem Verlust beziehungsweise einer Unterbrechung der Skleroselinie, und der tatsächlichen Defektgröße des Glenoids analysiert werden.

Da die operative Versorgung einer Instabilität der Schulter auf Grund eines Glenoiddefekts grundsätzlich von der Anwesenheit eines knöchernen Defekts und respektive seiner Größe abhängt, ist hierbei die Diagnostik ein entscheidender Schritt. Das Röntgen, welches sowohl infrastrukturell als auch in Bezug auf die Kosten im Klinikalltag ebenso wie für niedergelassene Orthopäden schnell und gut zugänglich ist, wird aktuell primär zum Ausschluss von Frakturen der größeren Knochen im Bereich der Schulter verwendet. Könnte man von der Größe des Verlusts der Skleroselinie allerdings auf den wahren Defekt schließen, wäre eine Zuweisung zu einer bestimmten Therapiegruppe frühzeitig möglich. Man könnte dann auf Grund des Röntgenbefundes entscheiden, ob eine weitere diagnostische Abklärung mittels CT nötig ist oder nicht. Diese Studie soll daher die Frage beantworten, ob es eine Korrelation zwischen dem Ausmaß des LSGL-sign und der im CT ermittelten tatsächlichen Defektgröße gibt.

### 2.1 Theorie und Grundlagen zum Schultergelenk

#### 2.1.1 Strukturelle und funktionelle Anatomie des Schultergelenks

Das Schultergelenk oder auch *Articulatio humeri* ist auf Grund seines speziellen anatomischen Aufbaus das beweglichste Gelenk des Menschen, allerdings wie schon erwähnt auch das instabilste. Dies lässt sich aus der Tatsache erklären, dass der Humeruskopf im Vergleich zur Gelenkfläche um ein Vielfaches größer ist (Abb. 1) und somit in keiner Weise vollständig auf dem Glenoid aufliegen kann, weshalb man auch von einem weichteilig sehnengeführten Gelenk spricht. Schulterinstabilitäten infolge von Traumata und angeborenen Weichteilpathologien spielen deshalb eine wichtige Rolle (8).

Die Schulter an sich setzt sich aus mehreren Bestandteilen zusammen: Knochen, Bändern, Muskeln, Schleimbeutel, Nerven und Gefäßen. Sie wird von diesen gebildet, versorgt und zusammengehalten. Auf Grund der besonderen Relevanz der Gelenkpfanne in dieser Studie soll vor allem auf eben diese und die dazugehörigen wichtigen Strukturen eingegangen werden.

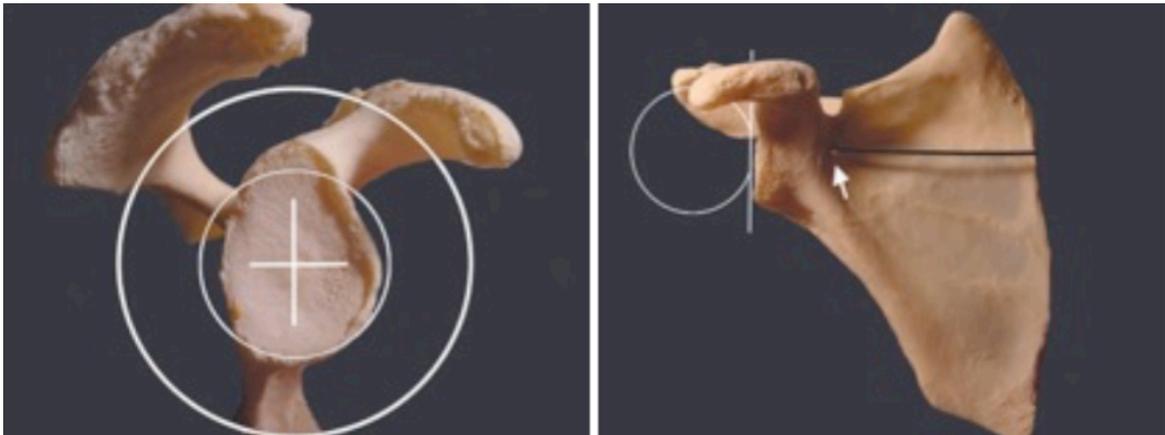


Abbildung 1: (links) Seitenansicht der Skapula mit schematisch eingezeichnetem Gelenkkopf; (rechts) Frontalansicht der Skapula mit schematisch eingezeichnetem Gelenkkopf (Schulter rechts) (59).

### 2.1.1.1 Knochen

Knöchernen Komponenten der Schulter beziehungsweise des Schultergürtels sind der Oberarmknochen (Humerus), das Schulterblatt (Scapula), das Schlüsselbein (Clavicula) und das Brustbein (Sternum).

Der Humerus ist ein Röhrenknochen, dessen entscheidender Anteil für das Schultergelenk der Kopf des Knochens (Caput humeri) ist. Dieser ist hemisphärisch und zeigt nach oben, medial und etwas dorsal. Das lateral gelegene Tuberculum majus dient als Ansatzpunkt für drei wichtige Muskeln der Rotatorenmanschette (M. supraspinatus, M. infraspinatus und M. teres minor), das Tuberculum minus liegt anterior und dient als Ansatz des M. subscapularis, dem vierten Muskel der Rotatorenmanschette. Am sogenannten Collum anatomicum des Humerus setzt die Gelenkkapsel an, eine wichtige Struktur für die Stabilität des Gelenkes.

Aus der Scapula geht über den Hals die Gelenkpfanne hervor, die mit dem Humeruskopf artikuliert. Das Glenoid wird gerne als „pear-shaped“ (=birnenförmig) beschrieben. Die Gelenkfläche, Cavitas glenoidalis, ist oval und von Knorpel überzogen. Sie ist gegenüber der Skapulaebene um  $7^\circ$  nach dorsal und im Verhältnis zur Senkrechten um  $5^\circ$  nach oben orientiert (60). Zusätzlich wird das Glenoid von einer Gelenkklippe, dem Labrum glenoidale umgeben, um die Pfanne zu vertiefen und die Auflagefläche des Humeruskopfes zu vergrößern.

Ein weiterer Knochen der Schulter ist die Clavicula, welche als erster Knochen ossifiziert (50). Sie hat zum einen Kontakt zur Scapula und zum anderen ist sie

mit dem Sternum verbunden. Sie ist vor allem als Drehpunkt bei lateralen Bewegungen des Arms entscheidend.

Als letzter knöcherner Bestandteil ist das Sternum zu nennen, welches gemeinsam mit der Clavicula das Sternoclaviculargelenk bildet.

### 2.1.1.2 Gelenke

Der Schultergelenkkomplex wird neben seinem Schulterhauptgelenk, dem sogenannten Glenohumeralgelenk oder *Articulatio humeri* zusätzlich aus dem Acromioclaviculargelenk, dem Sternoclaviculargelenk und dem Schulterblatt-Thorax-Gelenk gebildet.

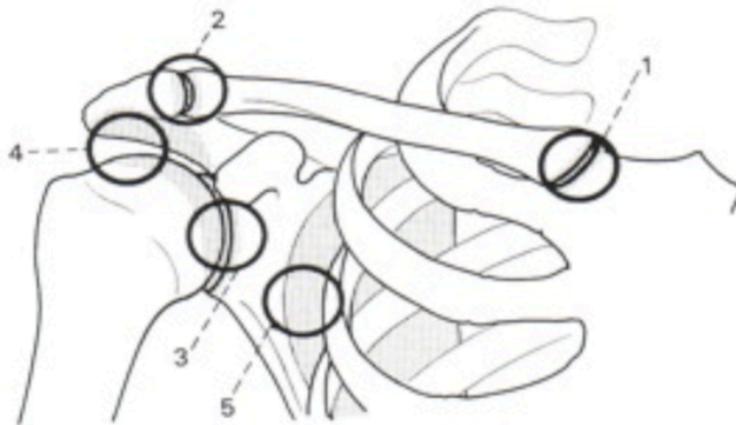


Abbildung 2: Die Abbildung zeigt den Aufbau des Schulterkomplexes aus mehreren Gelenken und gelenkartigen Verbindungen: (1) Sternoclaviculargelenk, (2) Acromioclaviculargelenk, (3) Glenohumeralgelenk, (4) Bursa Subacromiale, (5) Thorax-Schulter-Gelenk (26).

Im Schulterhauptgelenk, der *Articulatio humeri*, artikuliert der Humeruskopf mit der *Cavitas glenoidalis* der Scapula. Das Besondere an diesem Kugelgelenk ist der signifikante Größenunterschied der beiden Gelenkskörper. Der Humerus ist hierbei mit einer Gelenkfläche von ca.  $24 \text{ cm}^2$  (bei einem Radius von etwa 2,5 cm) in etwa viermal größer als das Glenoid mit ca.  $6 \text{ cm}^2$  (36). Diese Eigenschaft erlaubt eine maximale Nutzung der Hauptbewegungsachsen, allerdings bedingt sie auch eine gewisse Instabilität.

Eine wichtige Struktur, die zur Stabilität der Gelenkpartner beiträgt, ist das vor allem aus kollagenen Faserbündeln bestehende Labrum, welches sich um die Gelenkfläche legt und dadurch eine ringförmige Erweiterung um knapp die Hälfte dieser bietet. Eine weitere Eigenschaft des Labrums ist, dass sie nicht überall am Glenoid gleich fixiert ist, es gibt hier signifikante Unterschiede in der Stärke der

Fixation. Dies ermöglicht zum einen eine optimale Adaptation an den Humeruskopf in verschiedenen Positionen, zum anderen wirkt vor allem der ventrale Teil als dämpfendes Widerlager bei axialer Gelenkbelastung (38).

Weitere Stabilisatoren sind vor allem die Muskeln der Rotatorenmanschette. Durch die Anspannung der Sehnen während der Bewegung der Schulter funktioniert das Glenohumeralgelenk als kraftschlüssiges Gelenk.

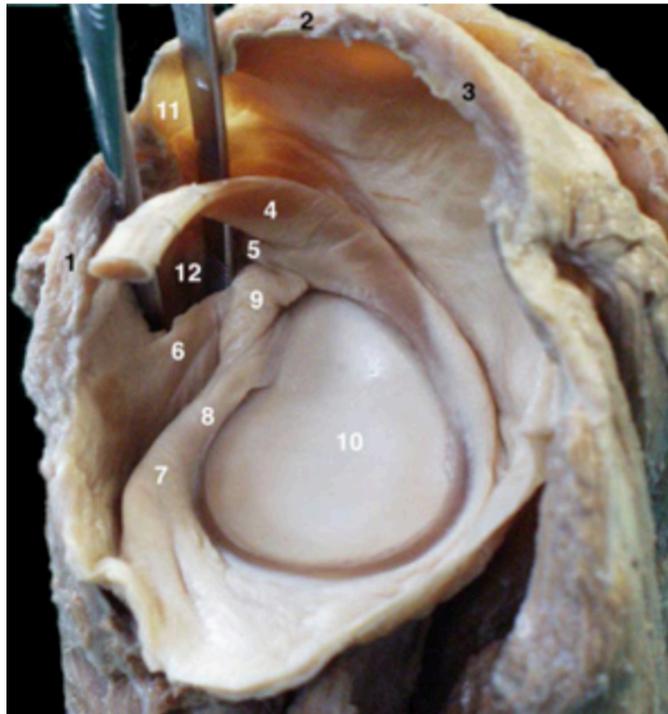


Abbildung 3: Ansicht der Gelenkpfanne eines Cadavermodells: (1) Subscapularismuskel, (2) Supraspinatusmuskel, (3) Infraspinatusmuskel, (4) Lange Bizepsansatzsehne, (5) Ligamentum glenohumerale superius/SGHL, (6) Ligamentum glenohumerale/MGHL, (7) Ligamentum glenohumerale inferius/IGHL, (8) Labrum glenoidale, (9) anterosuperiores „connecting band“, (10) Gelenkpfanne, (11) zwischen Subscapularismuskel und Supraspinatusmuskel befindet sich das sog. „Rotatorenintervall“, (12) Dreieck zwischen Subskapularissehne, dem SGHL und MGHL mit dem sog. „Foramen Weitbrecht“ (70).

Clavicula und Acromion (Gelenkfortsatz der Scapula) bilden das Acromioclaviculargelenk, kurz AC-Gelenk, das Sternoclaviculargelenk setzt sich aus Sternum und medialem Kopf der Clavicula zusammen.

### 2.1.1.3 Bandapparat und Kapsel des Glenohumeralgelenks

Der Band- und Kapselapparat stellt einen wichtigen Beitrag zur Stabilität der Schulter dar. Das wird in den Abbildungen 4 und 5 illustriert.

Die Kapsel des Glenohumeralgelenks legt sich wie eine Halskrause um das Gelenk, allerdings eher schlaff. Die kranialen Anteile sind in Neutral-Null-Stellung gestrafft. In eben dieser Stellung bildet sich kaudal eine Reservezone, der Recessus axillaris, die eine ausgeprägte Abduktionsbewegung möglich macht. Diese Kapsel wird verstärkt durch Ligg. coracohumerale (CHL) und glenohumerale (GHL).

Das CHL entspringt dem Processus coracoideus und gliedert sich in zwei Stränge. Ein Teil zieht Richtung Tuberculum majus des Humerus und inseriert dort, der andere Anteil zieht zum Tuberculum minus. Sie bilden die sog. Pulley-Schlinge, eine wichtige Struktur, welche der Stabilisierung der Langen Bizepssehne dient.

Das GHL wiederum wird in drei Stränge unterteilt, einen oberen (SGHL), mittleren (MGHL) und unteren (IGHL), welche gemeinsam die vorderen Anteile der Kapsel verstärken. In unterschiedlichen Armpositionen sind jeweils Anteile des Bandes gespannt beziehungsweise entspannt.

Die Funktion des SGHL und des CHL ist primär eine inferiore und sekundär eine posteriore Translation zu verhindern, insbesondere bei abduziertem Arm. Allerdings wird die anterosuperiore Stabilisierung nicht signifikant beeinflusst (12). Die medialen Anteile des Glenohumeralbandes stabilisieren vor allem anterior in 45° bis 60° Abduktionsstellung. Am bedeutendsten für die anteriore Stabilisierung ist das inferiore glenohumerale Ligament, vor allem in 90° Abduktionsstellung spielt es hier eine wichtige Rolle (75). Das Schulterdach wird von einem weiteren Band gebildet, dem Lig. Coracoacromiale, welches sich zwischen processus coracoideus und Acromion aufspannt. Zusätzlich beschreiben aktuelle pathologische Untersuchungen einen „superior capsular complex“. Es werden ein oberes anterosuperiores und ein posterosuperiores glenohumerales Band beschrieben, die so genannten „aSGHL“ und „pSGHL“, die den oberen Kapselbandapparat bilden sollen (56).

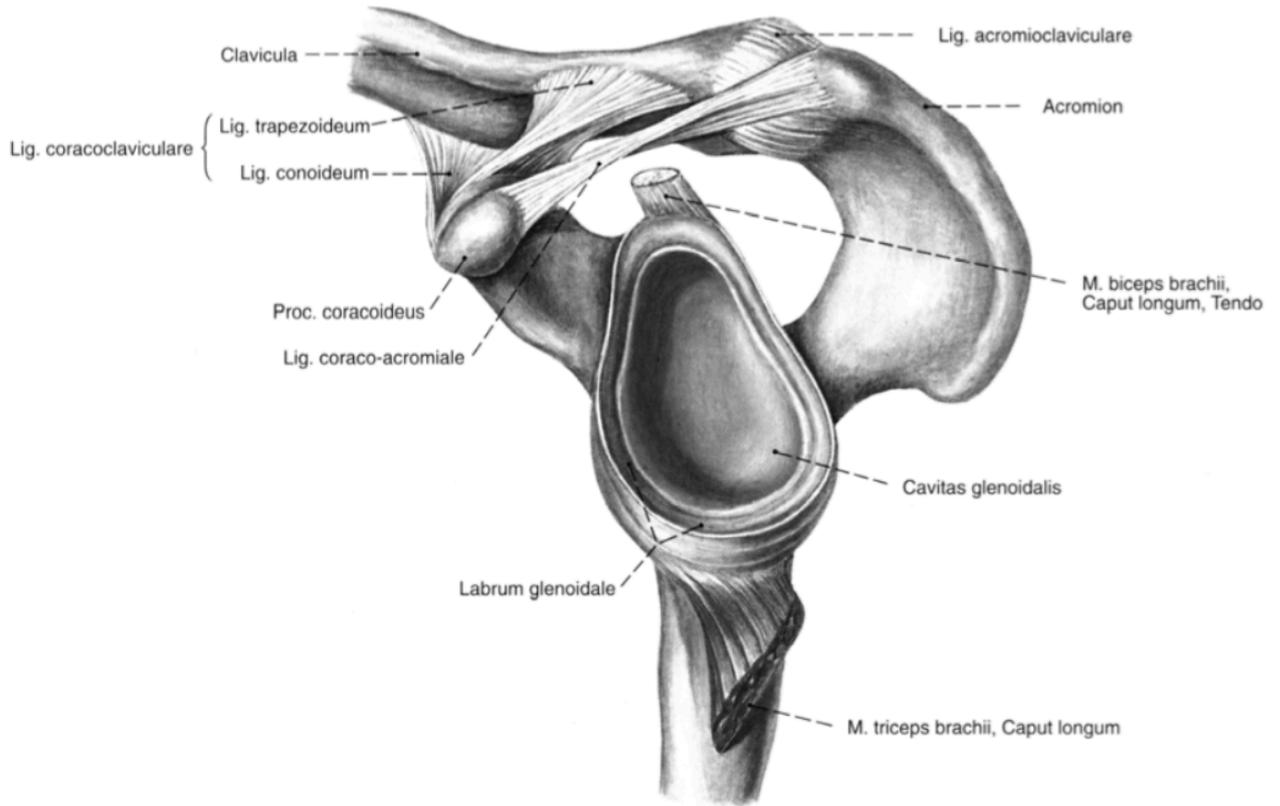


Abbildung 4: Blick auf die Gelenkpfanne mit Labrum und Bandapparat von lateral (59).

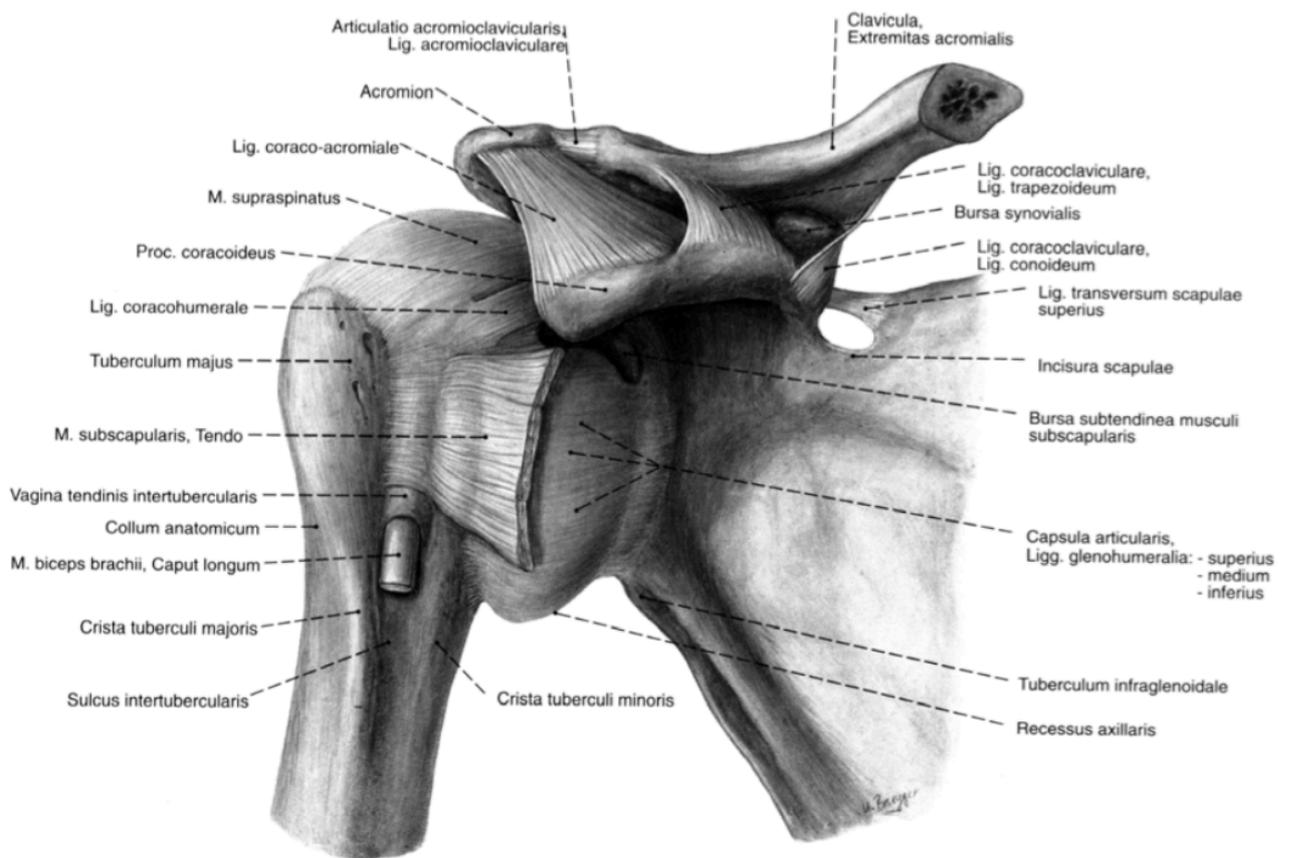


Abbildung 5: Sicht auf das Schultergelenk mit Kapsel- und Bandapparat von ventral (59).

## 2.1.1.4 Muskulatur

Wiedemann beschrieb die Elemente für die Stabilität des Schultergelenks vereinfachend als statische und dynamische Komponenten (36). Die Muskulatur-Rotatorenmanschette und lange Bizepssehne - bilden hierbei die dynamischen Komponenten, statische Strukturen sind Labrum, Kapsel und Ligamente (20,61). Muskuläre Stabilisatoren sind vor allem die Rotatorenmanschette und die Sehne des langen Bizeps - Kopfs (=LBS, Lange Bizeps Sehne). Die Rotatorenmanschette legt sich haubenförmig um den Humeruskopf, zentriert und hält ihn dabei gemeinsam mit der LBS im Glenoid. Sie wird aus insgesamt vier Muskeln gebildet: M. subscapularis, M. supraspinatus, M. infraspinatus und M. teres minor.

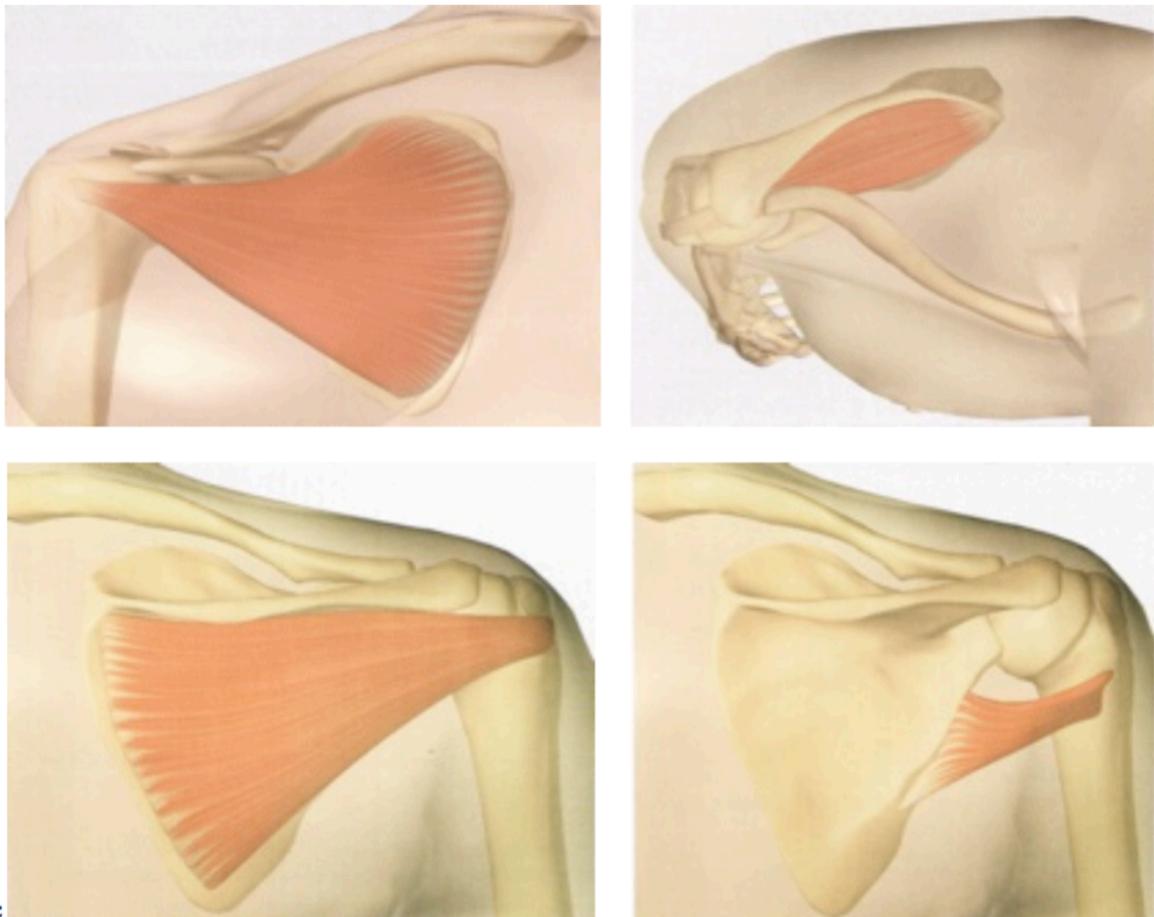


Abbildung 6: Die Abbildungen zeigen die vier Schultermuskeln, aus denen sich die Rotatorenmanschette zusammensetzt: (oben links) Subscapularismuskel, (oben rechts) Supraspinatusmuskel, (unten links) Infraspinatusmuskel und (unten rechts) Teres-minor-Muskel (29).

Neben der LBS, die den Humeruskopf in die Pfanne drückt, verhindert der kurze Muskelbauch des M. biceps (siehe Abb. 8) gemeinsam mit weiteren longitudinal verlaufenden Muskeln eine Luxation des Humerus nach unten.

Auch der M. deltoideus, welcher sich aus der Pars acromialis, der Pars spinalis und der Pars clavicularis zusammensetzt, wirkt als dynamische Stabilisationskomponente der Schulter. Dieser Muskel sichert vor allem jegliche neu eingenommene Lage bei der Elevation des Armes.

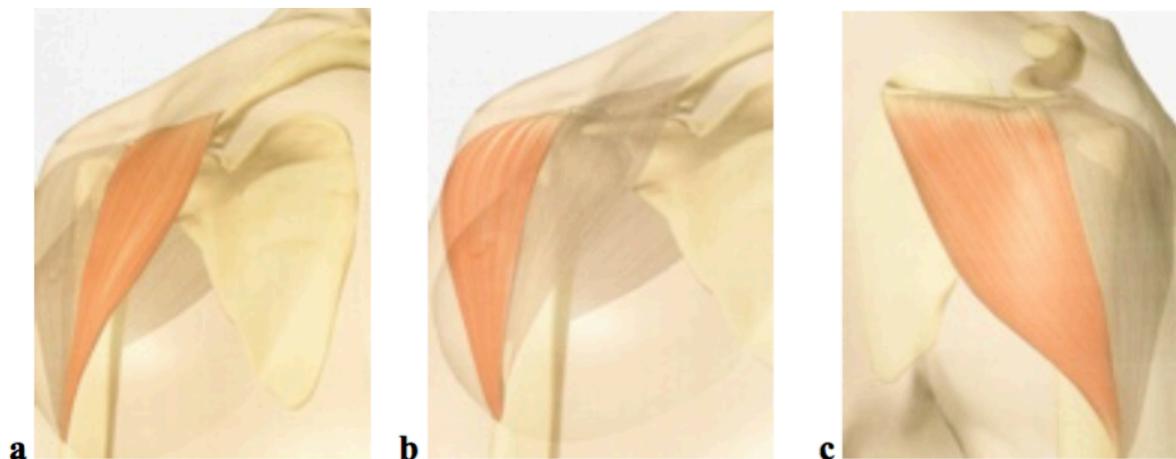


Abbildung 7: Die verschiedenen Anteile des Musculus deltoideus: (a) Pars acromialis, (c) Pars clavicularis und (c) Pars spinalis (29).

Je nach Stellung des Gelenks bietet die LBS mehr oder weniger Stabilität, abhängig von der Weglänge der Sehne im Sulcus intertubercularis.

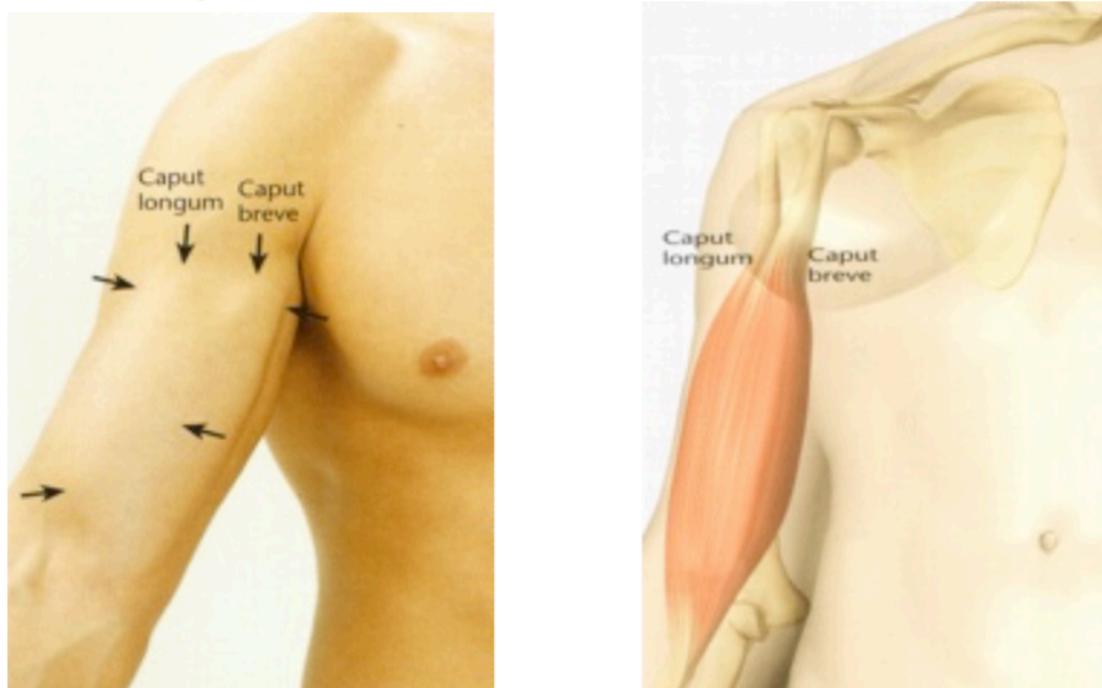


Abbildung 8: Die Abbildung zeigt den Musculus biceps brachii in einer in vivo Oberflächendarstellung links und rechts in einer graphischen Darstellung (29).

## 2.1.1.5 Freiheitsgrade und Bewegung der Schulter

Wie bereits erwähnt ist das Schultergelenk das beweglichste aller Gelenke, es besitzt drei Hauptachsen: Sagittale, transversale und vertikale Ebene.

Sagittal sind Abduktion und Adduktion möglich, wobei das Aktivitätsmaximum des M. supraspinatus bei  $60^\circ$  liegt, im Gegensatz zum Aktivitätsmaximum des M. deltoideus, das bei  $90^\circ$  Abduktion liegt (41). Bei  $90^\circ$  abduziertem Arm ist in der vertikalen Ebene eine Vor- und Rückführung des Armes möglich.

In der Transversalen sind Anteversion (oder auch als Flexion bezeichnet) und Retroversion (Extension) möglich.

Vervollständigt wird das volle Bewegungsausmaß durch Innen- und Außenrotation.

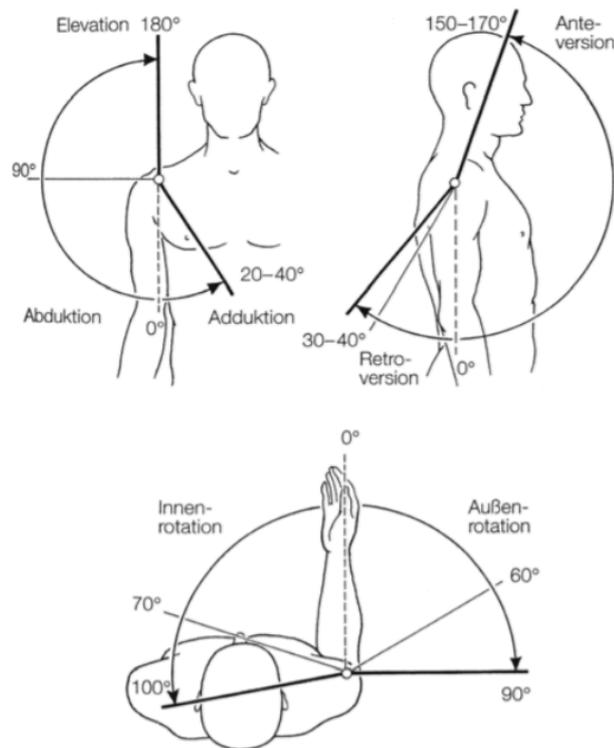


Abbildung 9: Bewegungsumfänge des Arms im Schultergelenk (9).

Diese Bewegungen erfordern ein Zusammenspiel der verschiedenen Muskeln und Gelenke. Bei Abduktionsbewegungen sind grundsätzlich zwei Gelenke beteiligt. Alle Muskeln der Rotatorenmanschette halten den Humeruskopf durch Kontraktion in der Schulterpfanne, damit dieser nicht nach oben luxiert.

## 2.1.2 Einteilung von Glenoiddefekten

Die Instabilität bezeichnet einen Zustand der Unbeständigkeit, also der mangelnden Standfestigkeit oder der Schwäche in einer Anordnung von Elementen (58). Zudem zeichnet sich die Schulterinstabilität durch eine pathologisch vermehrte Verschieblichkeit des Humeruskopfes gegenüber der Gelenkpfanne bei aktiven Bewegungen aus (31).

Schulterinstabilitäten werden heutzutage meist nach vier Gesichtspunkten klassifiziert (73): dem Grad der Instabilität, der Richtung, der Ätiologie und der Frequenz. Insbesondere im Hinblick auf therapeutische Maßnahmen sind sowohl weichteilige Verletzungen als auch knöcherne Defekte des Glenoids und des Humeruskopfes (Hill-Sachs-Läsion) zu berücksichtigen.

Eine wichtige Pathologie ist dabei die Ablösung des Labrums vom vorderen und unteren Glenoidrand (54). Dieser Defekt wurde später als Bankart-Läsion bezeichnet (4,5), eine „essential lesion“ bei der Schulterluxation und auch ein entscheidender Faktor bei der Reluxation. Die wichtigste Lokalisation ist dabei zwischen 14.00 und 18.00 Uhr am Glenoid (51).

Neben dem klassischen chondralen Bankartschaden wird die ossäre Bankart-Läsion geschildert, bei der das Labrum mitsamt einem Knochenfragment vom Glenoid gelöst ist. Diese knöchernen Defekte spielen eine durchaus wichtige Rolle, so fanden Sugaya et al. unter 100 Patienten mit rezidivierender anteriorer glenohumeraler Instabilität 90 knöchernen Glenoiddefekte. Unter diesen Patienten zeigten sich 50 mit abgelösten ossären Fragmenten variabler Größe, 40 wiederum wiesen einen knöchernen Substanzverlust im Sinne einer Glenoiderosion oder -kompression auf (68).

Für diese Gruppe von Defekten wurden mehrere Klassifikationen vorgeschlagen (11,40). Diese Klassifikationen beinhalten drei verschiedene Verletzungstypen und berücksichtigen zum einen akute Glenoidfrakturen, zum anderen aber auch Erosions- und Fragmenttyp bei chronischen Instabilitäten (66).

Als Typ I werden akute Glenoidranddefekte vom Fragmenttyp bezeichnet, die weiter unterteilt werden können in knöchernen Avulsionsverletzungen (Typ Ia), sowie solitäre und mehrfragmentäre Pfannenrandfrakturen (Typ Ib und Ic).

Bei Typ II-Läsionen handelt es sich um chronische Verletzungen, die sich durch ein in extraanatomischer Position konsolidiertes oder pseudarthrotisches Fragment auszeichnen. Durch Erosion, Kompression oder Resorption des Fragmentes ist die Summe aus vorhandenem Fragment und restlichem Glenoid

nicht identisch mit der Gegenseite.

Typ III teilt die Erosionsdefekte ohne Fragment ein, und zwar in einen Typ IIIa mit einem Defekt  $<25\%$  der Glenoidfläche und in einen Typ IIIb mit einem Defekt  $>25\%$  der Glenoidfläche.

Eine weitere Einteilung beschreiben Edwards et al. in einer Studie, bei der 160 Patienten mit instabilen Schultern untersucht wurden. Dabei wurden in 90% der Fälle knöcherne Läsionen entdeckt und in drei Hauptgruppen eingeteilt: 1. Läsionen bei denen das knöcherne Fragment noch sichtbar war („bony Bankart lesion“, Abb. 10). 2. Läsionen mit Verlust des anteroinferioren Winkels und keinem sichtbaren Knochenfragment („cliff sign“) (Abb. 11 anteriorer Glenoiddefekt). 3. Läsionen die durch Knochenverlust durch Kompression und einer Rundung des Glenoid-Rands charakterisiert wurden („blunted angle“) (27). Diese Defekte treten primär am anterioren Rand des Glenoids auf (33,35,64).



Abbildung 10: 3D-CT Rekonstruktion des Glenoids mit anteriorem Defekt mit sichtbarem Knochenstück, „bony Bankart lesion“ (3D-CT Rekonstruktion aus Patientendaten, ATOS Klinik München, Screenshot aus OsiriX, Felix Stangmüller).

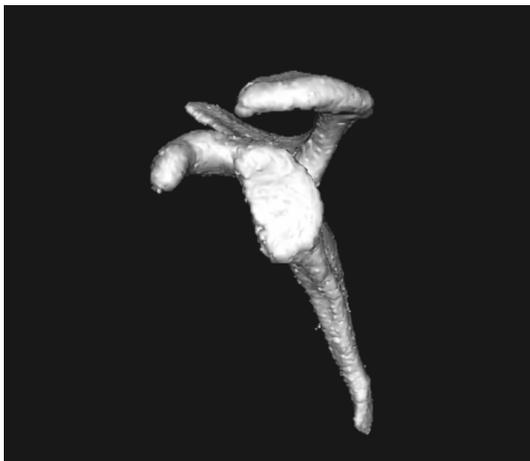


Abbildung 11: 3D-CT Rekonstruktion des Glenoids mit anteriorem Defekt ohne Knochenstück (3D-CT Rekonstruktion aus Patientendaten mittels OsiriX, ATOS Klinik München, Screenshot aus OsiriX, Felix Strangmüller).

Abbildung 12 zeigt eine Übersicht über verschiedene Läsionen des Glenoids:

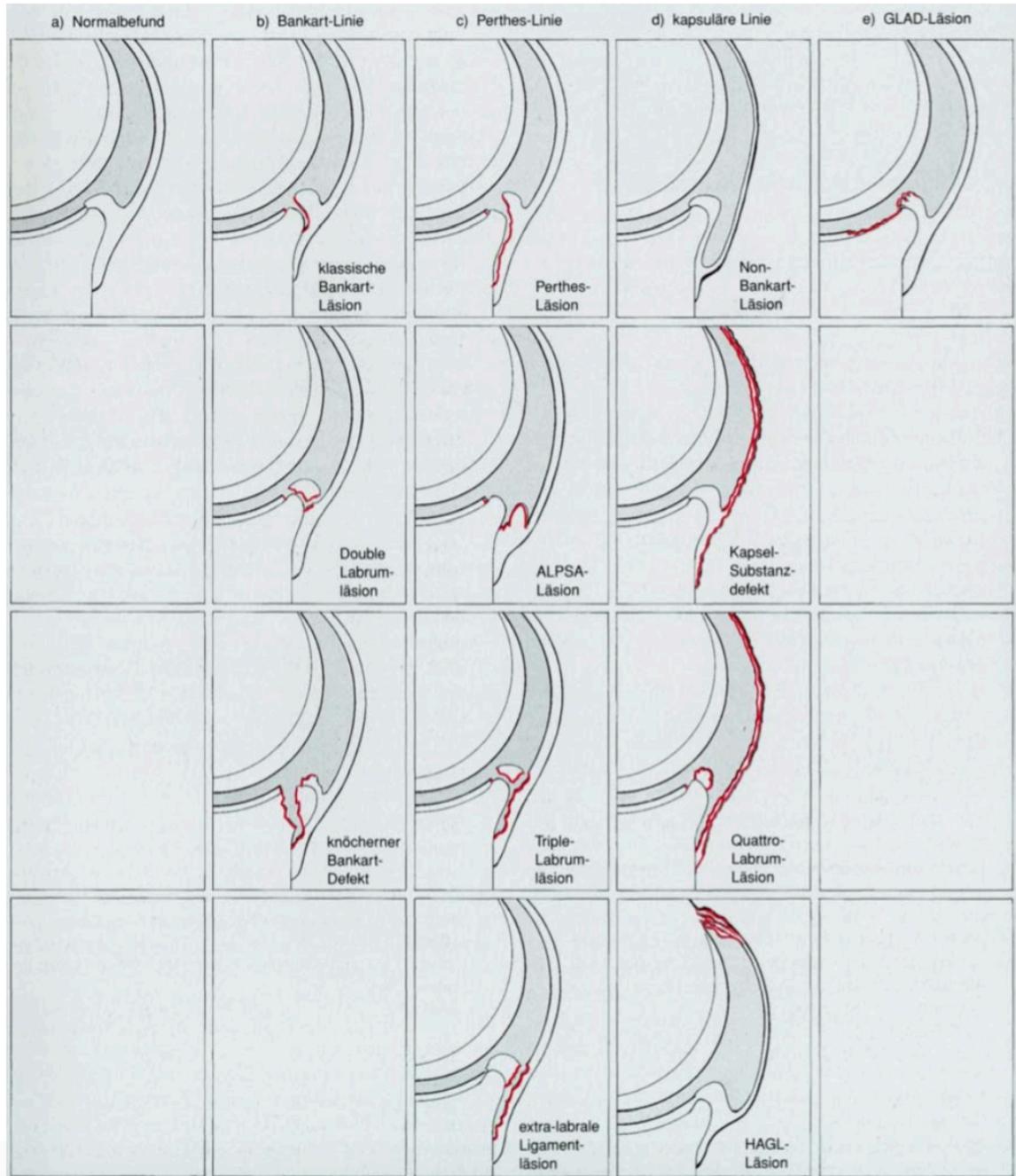


Abbildung 12: Schemazeichnung der verschiedenen Pathologieformen des Labrum glenoidale (36).

## 2.2 Diagnostische Mittel und Messmethoden bei Glenoiddefekten

Zur Diagnostik von Schulterverletzungen und speziell Glenoiddefekten wird das ganze Spektrum von diagnostischen Maßnahmen ausgenutzt, allerdings ist hierbei nicht der Beweis eines Glenoiddefektes an sich, sondern das Bestimmen seiner Größe die Schwierigkeit (8). Sowohl das klassische Röntgen, Magnetresonanztomographie als auch Computertomographie (2D als auch 3D-Rekonstruktionen) können hierbei zum Einsatz kommen. Zudem gibt es die Möglichkeit, intraoperativ bei einer Schulter-Arthroskopie eine Messung und Beurteilung des Glenoids durchzuführen (16).

### 2.2.1 Röntgen

Das Standard-Röntgenbild zeigt die Abbildung eines dreidimensionalen Objektes auf einer zweidimensionalen Fläche. In der Orthopädie hat sich dieses diagnostische Mittel vor allem zur Abklärung von knöchernen Läsionen bewährt. Speziell zur Beurteilung der Schulter bei Instabilität werden initial vor allem Röntgenbilder in A-P-Strahlengang und als Bernageau-Aufnahme verwendet (Abb. 13-16).

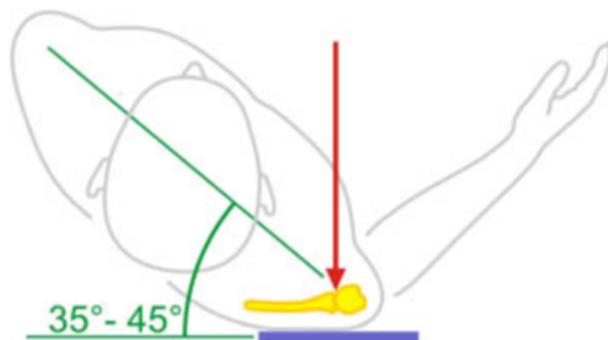


Abbildung 13: Schemazeichnung einer A-P-Röntgenaufnahme der rechten Schulter (71).



Abbildung 14: Röntgenbild einer A-P-Röntgenaufnahme der linken Schulter (71).



Abbildung 15: Stellung bei Bernageau-Röntgenaufnahme der rechten Schulter (76).

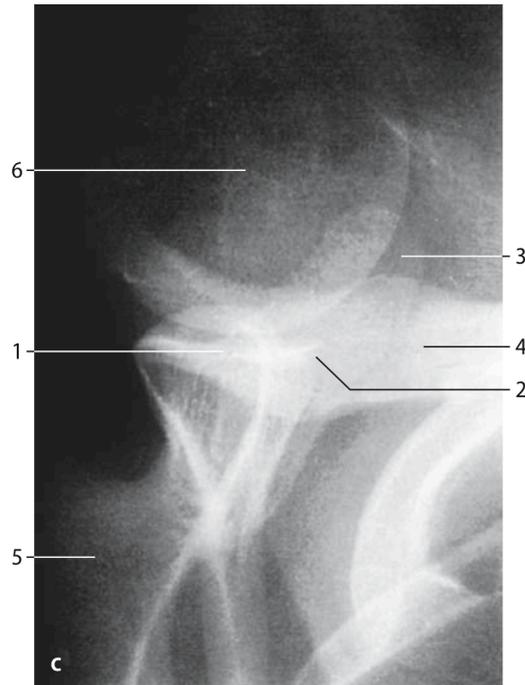


Abbildung 16: Röntgenbild einer Bernageau-Aufnahme mit (1) Gelenkpfanne, (2) Vorderer unterer Pfannenrand, (3) Processus coracoideus, (4) Clavicula, (5) Scapula und (6) Humeruskopf (76).

Diese Aufnahmen zeigen die Läsion als eine Unterbrechung des anteroinferioren Profils des Glenoids mit einer Sensitivität von 66% und einer Spezifität von 100% (30). Diese sichtbare Linie am Glenoidrand wird als sclerotic line bezeichnet. Um einen Glenoiddefekt über diese sclerotic line messen zu können, ist der Abstand des inferioren Glenoidrands bis zur sclerotic line entscheidend. Ab einem Abstand von etwa 5mm kann man von einem Glenoiddefekt ausgehen (Abb. 17) (43). Jankauskas et al. bezeichnen diese „Abwesenheit“ der sclerotic line als „loss of sclerotic glenoid line“ (LSGL). Auch diese Studiengruppe gibt die Spezifität mit 100% an, es wird ausschließlich bei einem wirklichen Defekt ein positives LSGL-sign erkannt.



Abbildung 17: (A) A-P-Röntgen-Aufnahme einer stabilen Schulter mit normaler sclerotic line. (B) Unterbrechung der sclerotic line bei vorderer Instabilität der Schulter (43).

## 2.2.2 Magnetresonanztomographie

Die Kernspintomographie ist ein Schnittbildverfahren, das im Gegensatz zum Röntgen nicht mit Röntgen-Strahlung sondern mit sehr starken Magnetfeldern und Radiowellen arbeitet. Dieses Verfahren eignet sich vor allem zur Darstellung von Weichteilen und begleitenden Pathologien, es ist zum Beispiel der Goldstandard für die Untersuchung der Rotatorenmanschette (8). Allerdings zeigt es weitaus schlechtere Ergebnisse bei der Darstellung von knöchernen Glenoiddefekten, hier gibt es große Schwankungen in Sensitivität und Spezifität (44-100% beziehungsweise 66-95%) (67). Mehrere Studien haben gezeigt, dass diese Technik auf Grund verschiedener negativer Aspekte, zum Beispiel hoher Kosten, allgemeiner Kontraindikationen, aber schlichtweg auch wegen fehlender Genauigkeit bei knöchernen Läsionen, nicht zur Detektion von Glenoiddefekten geeignet ist (39,53). In dieser Studie wurde deshalb auf die Verwendung von MRT-Aufnahmen verzichtet.

## 2.2.3 Computertomographie

Bei CT-Aufnahmen werden ebenfalls Röntgenstrahlen verwendet, der Patient wird hier jedoch aus verschiedenen Richtungen schichtweise durchstrahlt und gleichzeitig durch den Computertomographen geschoben, wodurch primär ein 2D-Bild mit vielen Schichten erstellt wird. Diese Bilder können auch in 3D-Bilder umgewandelt werden, um ein besseres Verständnis der Anatomie zu ermöglichen. Laut aktueller Studienlage ist die CT-Diagnostik im Moment der Goldstandard, um Glenoiddefekte nachzuweisen und zu vermessen (21,33,34,64,68).

CT-Untersuchungen werden im Zusammenhang mit knöchernen Glenoid-Läsionen vor allem benutzt, um die Größe des knöchernen Defekts zu messen (68) und so ein mögliches operatives Vorgehen abzuklären. Burkhart und DeBeer haben in diesem Zusammenhang gezeigt, dass der Erfolg eines Bankart-Repairs von der Größe des Defekts im Glenoid abhängt, der Defekt-Cut-Off ist hier 25% des anterior-posterioren Glenoiddurchmessers (17).

In der Literatur sind mittlerweile unterschiedliche Verfahren zur Ermittlung der Defektgröße beschrieben. Es wird hierbei zwischen Flächenmessungen (8,52) und linearen Messmethoden (6,21) unterschieden. Der Vorteil der Flächenmessungen liegt in einer direkten Vermessung des Defekts und somit direkt genaueren Ergebnissen. Die Pico-Methode (Flächenmessung) wird dabei in mehreren Studien als die genaueste Methode zur Quantifizierung von Glenoiddefekten genannt (1,24). Aaron J. Bois et al. fanden beim Vergleich mehrerer Messmethoden für Glenoiddefekte zusätzlich heraus, dass Messungen in 3D-CT Aufnahmen grundsätzlich genauer sind als im 2D-CT. Dies liegt vor allem an der Schwierigkeit, die richtige Schicht zur Messung im 2D-CT auszuwählen (1). 3D-Rekonstruktionen, wie sie bei der Pico-Methode verwendet werden, eignen sich deshalb besser, um Defekte zu messen, weil hier immer eine direkte „en face view“, das heißt eine direkte Sicht auf die Gelenkpfanne, vorliegt, eben unabhängig von unterschiedlichen Schnittebenen.

### 2.2.3.1 Pico-Methode

Eine einfache Methode zur Vermessung des Glenoids wurde von Baudi et al. eingeführt (8). Bei der sogenannten Pico-Methode handelt es sich um eine Flächenmessung. Für diese Messmethode werden 2D-CT-Aufnahmen beider Schultern benötigt, welche durch MPR (Multiplanare Rekonstruktion, eine Bildrekonstruktion) eine en face view des Glenoids ermöglichen. Bois (1) hat

allerdings beschrieben, dass eine Messung der betroffenen Seite ausreicht, um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten. Deshalb haben wir in unserer Studie ausschließlich die bereits vorhandenen CT-Aufnahmen verwendet.

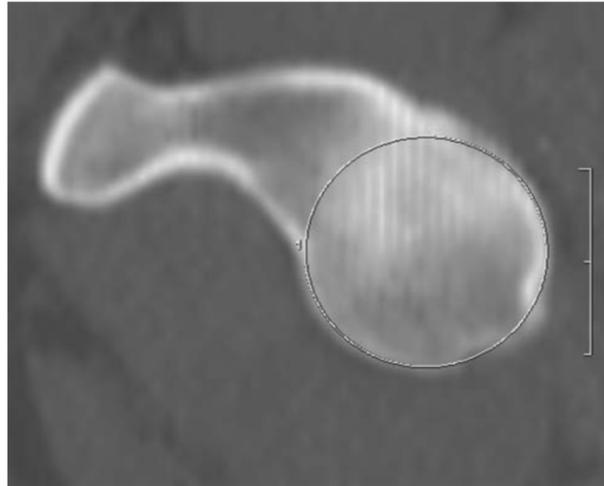


Abbildung 18: En face view eines gesunden Glenoids mit „best fitting circle“, angelegt am inferioren Glenoidrand (49).

Als erstes wird ein Kreis, „best fitting circle“ genannt (Abb. 18), auf den unteren Teil des gesunden Glenoids gelegt, diese Kreisfläche wird in  $\text{mm}^2$  gemessen. Dieser Kreis wird dann auf die Gegenseite (Seite der Instabilität) gelegt (dieser Schritt entfällt in unserer Studie) und die Fläche des knöchernen Defektes, ebenfalls in  $\text{mm}^2$ , wird freihändig ausgemessen (Abb. 19). Der Defekt wird dann als prozentualer Anteil des ursprünglichen Kreises angegeben. Diese Methode wurde durch mehrere Studien validiert und für sehr gut befunden (23,49).

Magarelli et al. fanden in einer weiteren Studie zudem heraus, dass die Pico-Methode sowohl für 2D- als auch für 3D-CT-Aufnahmen geeignet ist (48). Es wurde außerdem bewiesen, dass diese Messmethode am genauesten hinsichtlich anteriorem und anterioinferiorem Defekt ist (8).

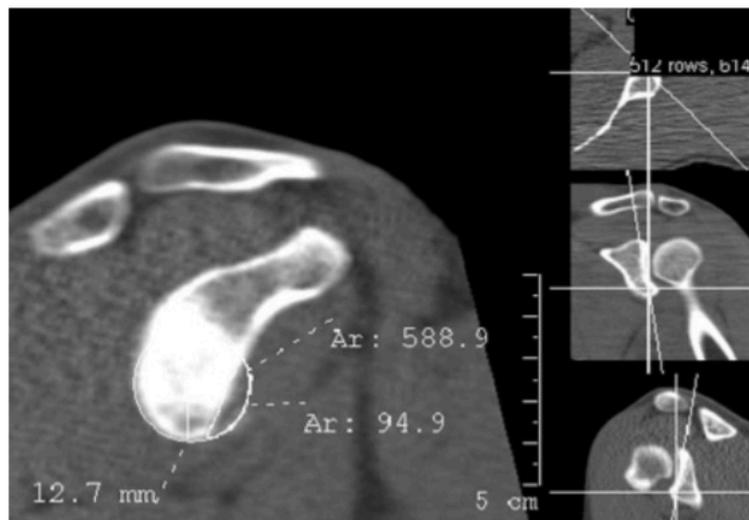


Abbildung 19: Messung des Glenoiddefekts mit der PICO Methode auf einem en face view 2D-CT-Bild der Gelenkpfanne mit MPR (7).

Für die Messungen in dieser Studie wurden als Bezugspunkte zur Erstellung des „best fitting circles“ auf der geschädigten Seite vorerst 6.00 Uhr - und 9.00 Uhr - Marken am noch intakten unteren und hinteren Glenoidrand gewählt (Abb. 20). Der Defekt (D) wurde dann freihändig markiert und automatisch von Osirix vermessen und ins Verhältnis mit der Kreisfläche (W) gesetzt. Der prozentuale Defektanteil wurde durch die Gleichung  $(D/W) \cdot 100$  berechnet.



Abbildung 20: „Best fitting circle“ bei Glenoiddefekt, Landmarken sind 6.00 Uhr und 9.00 Uhr des intakten postero-inferioren Glenoidrands; W=Kreisfläche, D=Defektfläche (3D-CT Rekonstruktion aus Patientendaten mittels OsiriX, ATOS Klinik München, Screenshot aus Osirix, Felix Strangmüller).

### 2.2.3.2 Glenoid-Index

Eine zweite Messmethode zur Quantifizierung von Glenoiddefekten ist der sogenannte Glenoid-Index (21). Dies ist allerdings im Gegensatz zur Pico-Methode eine lineare Messung. Hierbei wird nach Chuang et al (21) der maximale Durchmesser des inferioren Glenoids der gesunden Seite (auch hier bemessen über einen „best fitting circle“) ins Verhältnis zum maximalen Durchmesser des inferioren Glenoids der betroffenen Seite gesetzt (in Abb. 21: W2). Man kann ebenso anteroinferiore Defekte bemessen, indem man die Höhe (in Abb. 21: H2) mit einbezieht. Bei der Berechnung des Glenoid - Index steht ein Wert von 1,0 für keinerlei Knochenverlust, Werte kleiner 1,0 weisen auf einen Knochenverlust hin (z.B. steht ein Wert von 0,85 für einen knöchernen Glenoidverlust des A-P-Durchmessers von 15%) (1).

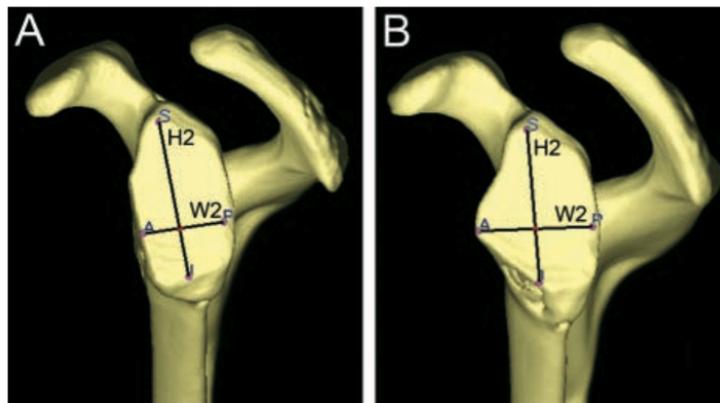


Abbildung 21: Messung des Glenoid-Index (ohne best fitting circle) bei anteriorem (A) und anteroinferiorem (B) Glenoiddefekt (1).

In dieser Studie wurde eine etwas abgewandelte Form des Glenoid-Index verwendet, bei der lediglich die betroffene Seite vermessen wird, da sich laut De Wilde et al (25) die beiden Glenoide ein und desselben Patienten nicht signifikant unterscheiden. So konnte eine zusätzliche Strahlenbelastung zur Erstellung von CT-Aufnahmen der gesunden Schulter vermieden werden.

Zur Messung wurden die maximale Höhe (AB) und die maximale Breite des inferioren Glenoids (DC) vermessen, allerdings nur bis zum Defekt (C) (Abb. 22). Der Schnittpunkt dieser Linien ergibt den geometrischen Mittelpunkt des Glenoids (I) und gleichzeitig eines „best fitting circles“. Daraus lässt sich schließen, dass die wahre maximale Breite gleich  $DI \cdot 2$  entspricht. Aus diesen Messungen wird dann das Verhältnis zwischen  $DI \cdot 2$  und DC berechnet. Für eine bessere Übersicht wurde in dieser Studie der Glenoid - Index standardmäßig in einen prozentualen Wert umgewandelt.

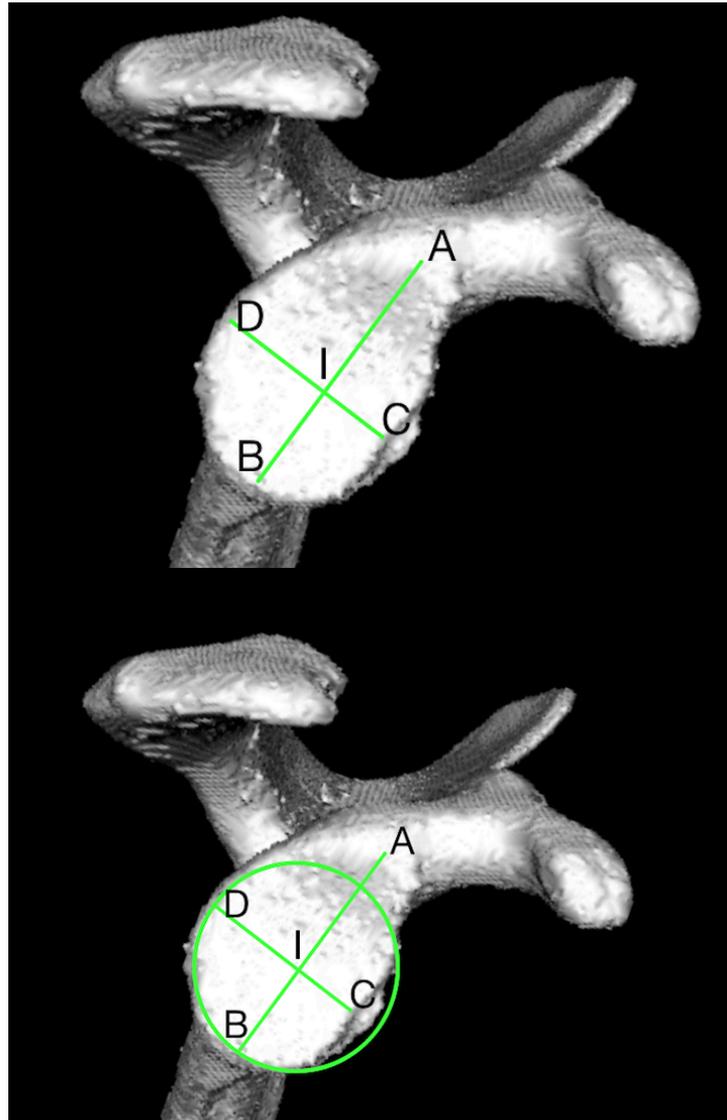


Abbildung 22: Glenoid mit anteriorem Defekt. Ermittlung des Kreismittelpunkts mittels der maximalen Höhe AB und der maximalen Breite DC (oben). Berechnung des Glenoid-Index mit aufgesetztem best fitting circle über Kreismittelpunkt (unten). Der modifizierte Glenoid-Index berechnet sich aus dem Verhältnis zwischen  $DI \cdot 2$  und DC (3D-CT Rekonstruktion aus Patientendaten mittels OsiriX, ATOS Klinik München, Screenshot aus Osirix, Felix Strangmüller).

### 2.2.3.3 Ratio-Methode

Die Ratio-Methode ist eine weitere lineare Messung zur Diagnostik von Läsionen am Glenoid (6). Auch bei dieser Methode wird angenommen, dass das inferiore Glenoid ein Kreis ist. Es wird als erstes ebenfalls ein „best fitting circle“ auf den postero-inferioren Rand des Glenoids gelegt und es werden folgende Messungen durchgeführt: 1. Abstand zwischen Kreismittelpunkt und Rand des Defekts (d) und 2. Kreisradius (R) (siehe Abb. 23, 24). Der prozentuale Anteil der

Läsion vom ganzen Glenoid errechnet sich dann über das Verhältnis  $d/R$ . Laut Bois et al (1) ist die Ratio-Methode vor allem im 3D-CT sehr gut, auch bezogen auf die Interobserver Correlation (ICC), unterliegt in ihren Ergebnissen allerdings der Pico-Methode.

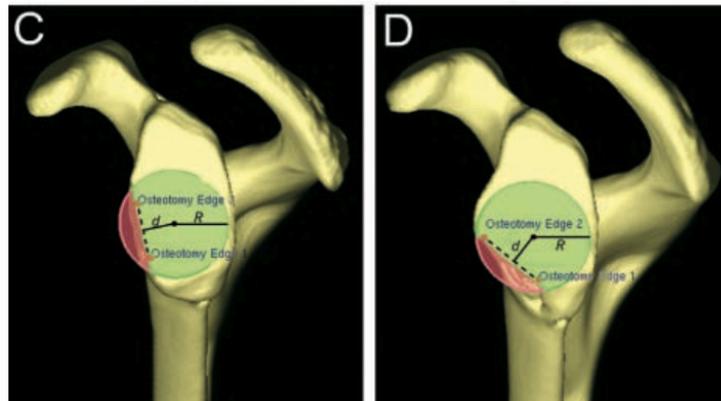


Abbildung 23: Messung eines Glenoiddefekts über die Ratio-Methode, (C) bei anteriorem Defekt, (D) bei anteroinferiorem Defekt (1).

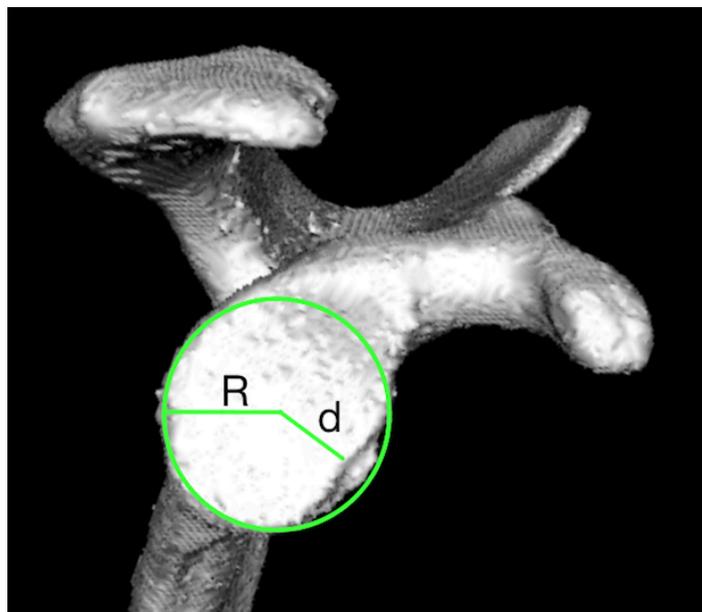


Abbildung 24: Vermessung der Ratio-Methode in einer 3D-CT Rekonstruktion.  $R$ =Radius des „best fitting circle“,  $d$ =Abstand des Kreismittelpunkts zum Defektrand (3D-CT Rekonstruktion aus Patientendaten mittels OsiriX, ATOS Klinik München, Screenshot aus Osirix, Felix Strangmüller).

Grundsätzlich haben alle Messmethoden gute Ergebnisse in verschiedenen Studien erzielt, allerdings wurde die Pico-Methode als zuverlässigste zur Quantifizierung von knöchernen Glenoiddefekten bewertet (6).

## 2.3 Operative Verfahren bei Glenoiddefekten

Die Wahl der richtigen Therapie-Maßnahme bei Schulterinstabilitäten, die auf Läsionen am Glenoid zurückzuführen sind, ist abhängig von der Art des Defekts. Reine Weichteil-Schäden können mit einem klassischen Bankart-Repair arthroskopisch versorgt werden.

Kommen jedoch knöcherne Defekte hinzu, ist das Ergebnis der Therapie von der Größe der Knochenläsion abhängig (38). Einige Autoren sehen die intakte Anatomie des knöchernen Anteils des Glenoids gar als den wichtigsten Faktor für den Erfolg oder Misserfolg der operativen Versorgung an (55,62). Die detaillierte Quantifizierung der Defektgröße bestimmt somit maßgeblich die Auswahl der operativen Versorgung.

Für größere knöcherne Defekte ist jedoch nach wie vor die offene operative Versorgung der Goldstandard, Bristow- (37) und Latarjet-Operation (45) oder Allografting mit Teilen des Femurkopfes (74) oder der distalen Tibia (57).

Eine ebenfalls sehr erfolgreiche Methode zur Versorgung von Glenoiddefekten ist die J-Span-Technik nach Resch, die auch auf eine anatomische Rekonstruktion des Glenoids abzielt (3).

Mittlerweile werden auch die primär offenen Verfahren in den Schulterzentren teilweise arthroskopisch operiert und dabei das jeweilige Knochentransplantat am Glenoid platziert.

## 2.4 Durchführung der Studie und Resultate

Bei dieser Arbeit handelt es sich um ein retrospektives Studiendesign. Die verschiedenen Messungen wurden anhand der vorliegenden präoperativen Diagnostik durch konventionelle Bildgebung und CT zur genauen Ermittlung der Defektgröße durchgeführt.

### 2.4.1 Probanden

#### 2.4.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien

In die Studie wurden ausschließlich Patienten mit traumatischen, anterioren Glenoiddefekten, welche in der ATOS Klinik München behandelt wurden, eingeschlossen.

Voraussetzung war zudem, dass präoperative, exakt durchgeführte Röntgen- und auch CT-Aufnahmen in den passenden Schnitten vorhanden waren. Dabei war für unsere weiteren Untersuchungen insbesondere darauf zu achten, dass die initiale Röntgenaufnahme keinen Rotationsfehler aufwies, also das Glenoid mit der Skleroselinie im Sinne einer „true a.p.-Aufnahme“ abgebildet war.

Ein weiteres Ausschlusskriterium war die Rekonstruktionsqualität mit OsiriX (Pixmeo SARL, Bernex, Swiss), sowie die Möglichkeit, manchmal lediglich in 2D vorliegende CT-Aufnahmen in 3D-Aufnahmen zu transformieren. Nicht alle CT-Aufnahmen konnten aufgrund einer ungenügenden Schichtung in zufriedenstellender Weise in 3D-Modelle umgewandelt werden, weshalb eine Messung im Verlauf nicht möglich war.

Zudem war zum Einschluss zur Studie ein Alter über 18 Jahren Voraussetzung, und die betroffene Schulter durfte nicht voroperiert sein.

Ebenso wurden Patienten mit vorbekannter Schulterinstabilität, posteriorem Glenoiddefekt, Dysplasien, vorausgegangenen Frakturen oder Subluxation bzw. Luxation der Schulter zwischen Röntgen- und CT-Aufnahmen von der Studie ausgeschlossen.

### 2.4.1.2 Zusammensetzung der Probandengruppe

Ursprünglich waren 50 potentielle Patienten für die Studie eingeplant. Davon wurden allerdings fünf auf Grund fehlender True-A-P-Röntgenaufnahmen und weitere 17 wegen einer Voroperation der betroffenen Schulter ausgeschlossen. Insgesamt wurden demnach 28 Patienten in die Studie eingeschlossen, davon fünf weiblich und 23 männlich. Das Durchschnittsalter unter allen eingeschlossenen Probanden war  $39,8 \pm 15,5$  Jahre. Untersucht wurden hierbei 15 rechte Schultern und 13 linke Schultern.

### 2.4.2 Umwandlung von 2D-CT in 3D-CT mittels OsiriX

Grundsätzlich wurden ausschließlich Datensätze von Patienten verwendet, bei denen bereits bestehende 2D-CTs aus verschiedenen Körperebenen vorhanden waren. Diese wurden mit der kostenlosen Version des DICOM-Viewers OsiriX Version 5.8.2 32-bit in 3D-Darstellungen umgewandelt. Die Technik hierfür wurde von Brendan Polley aus seinem Vortrag bei der UHN Medical Imaging Seminar Series erlernt (14).

Als erstes wurden sämtliche CT-Schnitte des jeweiligen Patienten in OsiriX eingelesen. Man kann dann auf einer beliebigen ersten Schnittebene (z.B. sagittal) die gewünschte Region auswählen mittels „Grow Region (2D/3D Segmentation)“.

Als nächstes werden obere und untere Intensitätsgrenze für die gewünschte Region (Knochen) bestimmt, dies wird zuvor per Mauscursor gemessen. OsiriX berechnet nun automatisch Bereiche in allen Schnitten der aktuellen Schnittebene, die innerhalb des festgelegten Intensitätsbereiches liegen.

Dieser Schritt wird für alle Schnittebenen (sagittal, transversal, frontal) wiederholt. Im nächsten Schritt werden alle Pixel, die innerhalb des bereits ausgewählten Bereichs liegen, auf maximale Intensität (3024, weiß) gesetzt, alle außerhalb des Bereichs liegenden Pixel auf minimale Intensität (-3024, schwarz). Anschließend kann mittels des Buttons „3D Volume Rendering“ automatisch ein 3D-Modell erstellt werden.

In diesem Modell kann je nach Qualität des vorliegenden 2D-CT Bildes auch der Humerus mit berechnet sein, für die Messung im 3D-Modell wird jedoch eine en face view auf das Glenoid benötigt (Abb. 25). Dieser kann sehr genau manuell aus dem Modell entfernt werden, um eine perfekte Sicht auf das Glenoid zu ermöglichen.

Die 3D-Modelle wurden final standardmäßig mit maximaler Auflösung und 100 Bildern für eine 360° - Ansicht exportiert und vermessen, so dass für alle Datensätze vor Beginn der Messreihe eine einheitliche Darstellung vorlag.

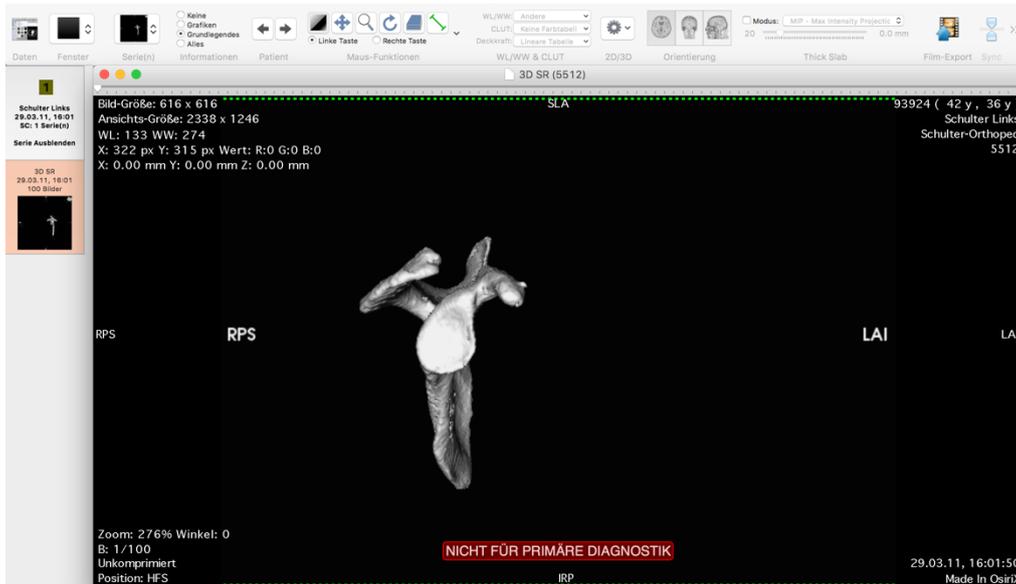


Abbildung 25: 3D-Modell der Scapula mit Clavicula, erstellt mittels OsiriX (3D-CT Rekonstruktion aus Patientendaten mittels OsiriX, ATOS Klinik München, Screenshot aus Osirix, Felix Strangmüller)

## 2.4.3 Messmethoden

Zur Messung der relevanten Daten wurden einerseits bereits vorhandene standardisierte A-P-Röntgenaufnahmen der Schulter und zum anderen 3D-CT-Modelle des Glenoids (oft mit kompletter Skapula und Clavicula) verwendet. Diese 3D-Modelle wurden selbstständig mittels OsiriX erstellt, so wurden Qualitätsunterschiede der Aufnahmen vermieden. Jede Messung wurde unabhängig von insgesamt drei Untersuchern zur Bestimmung der inter-observer-Reliabilität durchgeführt. Ein Untersucher vermaß zusätzlich alle Bilder in randomisierter Reihenfolge doppelt, um die intra-observer-Reliabilität zu bestimmen.

### 2.4.3.1 Messungen im Röntgenbild - Sclerotic-Line

Für die Messung der Sclerotic-Line wurden präoperative A-P-Röntgenaufnahmen der Schulter verwendet. Auf diesen Röntgenaufnahmen wurden zwei Messungen durchgeführt.

1. Messung der kompletten Höhe (Ausdehnung des Glenoids von kaudal nach kranial), gemessen in mm. Gemessen wurde immer vom oberen Rand des Glenoids („Beginn“ der sclerotic line) bis zum unteren Rand des Glenoids. Dieser Wert wurde als „SUP-INF-Glenoid-Röntg“ bezeichnet.
2. Die Messung des Abstands zwischen unterem Glenoid-Rand und kaudalem „Ende“ der sclerotic line, entspricht „a“ in Abbildung 26 (nur bei Unterbrechung der sclerotic line vorhanden), ebenfalls gemessen in mm. Dieser zweite Wert wurde als „DEFEKT-Röntg“ bezeichnet.

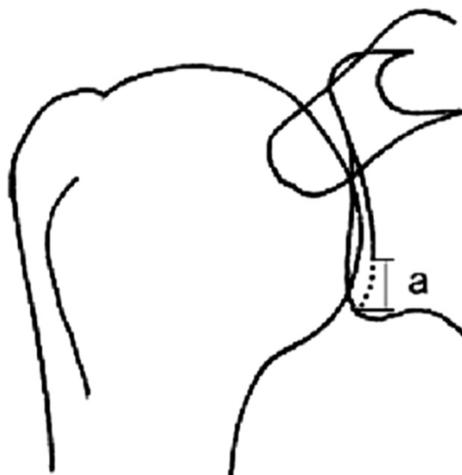


Abbildung 26: Messung der Unterbrechung der sclerotic line, Schemazeichnung (43).

Diese beiden Messungen wurden sowohl einzeln als auch in ihrem Verhältnis zueinander verwendet.

Die Messmethodik wurde analog zur Beschreibung von Gerber (43) übernommen.

### 2.4.3.2 Messungen im 3D-CT

Für die Auswertung der 3D-CT-Aufnahmen wurden insgesamt drei verschiedene Messungen verwendet, beschrieben nachfolgend an Punkt 2.2.3 (2.2.3.1, 2.2.3.2, 2.2.3.3). Pico-Methode, Glenoid-Index und Ratio-Methode wurden gewählt, weil diese laut Literatur am besten zur Messung von Knochendefekten geeignet sind (1,24). Hierbei wurde die Messmethodik von Bois (1) übernommen, die sich lediglich auf die Messung der defekten Seite beschränkt.

### 2.4.4 Statistische Auswertung

Die komplette statistische Auswertung der Studie wurde mit der Software SPSS (Version 21.0; SPSS Inc. Chicago, IL, USA) durchgeführt. Alle normalverteilten Werte sind als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung beschrieben, alle weiteren Werte als Median (Bereich).

Zur Berechnung der Reliabilität innerhalb der Untersucher zwischen Röntgenmessungen und CT-Messungen wurden der Spearman Rangkorrelationskoeffizient ( $r$ ) und Inter-Klassen-Korrelations-Koeffizient (ICC) verwendet. Konfidenz - Intervalle basieren auf einem 95% Konfidenzlevel. Die Korrelation zwischen Röntgen und 3D-CT wurde als stark ( $r > 0,5$ ), mittel ( $0,3 < r < 0,5$ ), schwach ( $0,1 < r < 0,3$ ) oder nicht vorhanden ( $r < 0,1$ ) klassifiziert (22). Die Übereinstimmung der Untersucher wurde klassifiziert (28) als exzellent ( $ICC > 0,75$ ), gut ( $0,40 < ICC < 0,75$ ), oder schwach ( $ICC < 0,40$ ). Das Signifikanzniveau wurde mit  $p \leq 0,05$  festgelegt.

## 2.4.5 Ergebnisse der einzelnen Messmethoden sowie Korrelation zwischen Röntgen- und CT-Messungen

Es wurden 28 Patienten in die Studie eingeschlossen, von denen laut CT-Messungen (Pico-Methode, Ratio-Methode und Glenoid-Index) 24 einen knöchernen Glenoid-Defekt aufwiesen.

Bei den Messungen auf den A-P-Röntgenaufnahmen wurde insgesamt bei 10 Patienten ein positives LSGL-sign festgestellt, dies entspricht einer Sensitivität von 42% in Bezug auf einen tatsächlich vorhandenen Defekt. Hierbei gab es allerdings Differenzen zwischen Untersucher 1 (Sensitivität = 38%), Untersucher 2 (Sensitivität = 42%) und Untersucher 3 (Sensitivität = 45%).

Bei Schultern mit Glenoiddefekt wurde eine durchschnittliche Ausdehnung des LSGL-signs von 12,7mm (am Röntgenbild) gemessen, dies würde einem Defekt des Glenoids von 35,3% entsprechen. Die Spezifität der Messung entspricht 100%, es wurden keine falsch-positiven Diagnosen gestellt, ein positives LSGL-sign in antero-posterio-Röntgenaufnahmen war also nur bei Schultern mit wahrem Knochendefekt als solches erkannt worden. Die Einzelmessungen sind Tabelle 2 (Anhang 1) zu entnehmen.

Im zweiten Schritt wurden alle 3D-CT-Rekonstruktionen von allen Untersuchern mit den drei vorgegebenen Messmethoden (Pico-Methode, Ratio-Methode, Glenoid-Index) vermessen. Es wurde dabei messmethodenübergreifend bei 86% der Patienten (24/28) ein knöcherner Glenoiddefekt festgestellt. Die einzelnen Messwerte der Untersucher können aus Tabelle 3 (Anhang 1) entnommen werden.

Untersucherübergreifend ergab die Messung des mittleren Knochenverlusts bei vorhandenem Defekt in der Pico-Methode  $11,9\% \pm 5,5$  der Fläche des Glenoids. Die Ergebnisse der linearen Messungen sind  $15,6 \pm 4,0$  für den Glenoid-Index und  $10,2 \pm 3,2$  für die Ratio-Methode.

Tabelle 1 zeigt eine Übersicht des Knochendefekts für die unterschiedlichen Messmethoden, inklusive Röntgen (in den Mittelwert fließen nur Patienten ein, bei denen ein Defekt gemessen wurde).

Tabelle 1: Knochendefekt gemessen in AP-Röntgenaufnahmen und 3D-CT (3-dimensionale Computertomographie) ausgewählt durch ein positives LSGL sign im Röntgen. CT-Messungen durch Pico-Methode, Glenoid-Index und Ratio-Methode. SD = Standardabweichung, ICC = Intra-Klassen-Korrelations-Koeffizient, KI = Konfidenzintervall (Erstellt mit SPSS, Felix Strangmüller).

Methode	Knochendefekt, % ( $\pm$ SD)	Reliabilität (ICC) [95%-KI]
AP-Röntgen	35,3 ( $\pm$ 13,8)	,965 [,936 - ,982]
Pico-Methode	12,0 ( $\pm$ 5,5)	,933 [,987 - ,997]
Glenoid-Index	15,9 ( $\pm$ 4,0)	,977 [,958 - ,989]
Ratio-Methode	10,2 ( $\pm$ 3,2)	,817 [,691 - ,903]

Die Ergebnisse zeigen, dass grundsätzlich bei positivem LSGL-sign auch ein größerer wahrer Defekt im CT gemessen wurde, als bei Schultern ohne Unterbrechung der Skleroselinie, unabhängig von der verwendeten Messmethode im CT. Bei einem p-Wert  $\leq 0,05$  lässt sich die Korrelation zwischen Länge des LSGL-signs im Röntgen und Größe des knöchernen Defekt im 3D-CT jedoch nur als mittelstark beschreiben. Der Spearman Rangkorrelationskoeffizient ist 0,394 für den Vergleich zwischen Röntgen und Pico-Methode, 0,363 zwischen Röntgen und Glenoid-Index und 0,388 für das Verhältnis zwischen Röntgen und Ratio-Methode.

Nach Cohen J (22) entsprechen diese Werte einer mittleren Korrelation ( $0,3 < r < 0,5$ ).

Als weiterer Schritt wurden alle Patienten in zwei Gruppen separat analysiert, mit positivem und negativem LSGL-sign. Wie schon beschrieben, waren bei positivem LSGL-sign auch größere Defekt in den CT-Messungen messbar, die Korrelation zwischen positivem LSGL-sign und Defekt oder kein Defekt im CT war jedoch schwach. Bei festgelegten Werten nach Cohen J (22) für schwache Korrelation ( $0,1 < r < 0,3$ ) ergaben sich folgende Werte: Röntgen/Pico-Methode = 0,162; Röntgen/Ratio-Methode = 0,201; Röntgen/Glenoid-Index = 0,170 (vergleiche Abb. 27).

Tabelle 4 (Anhang 1) zeigt den Vergleich zwischen positivem und negativem LSGL-sign in Bezug auf die unterschiedlichen Messmethoden im CT.

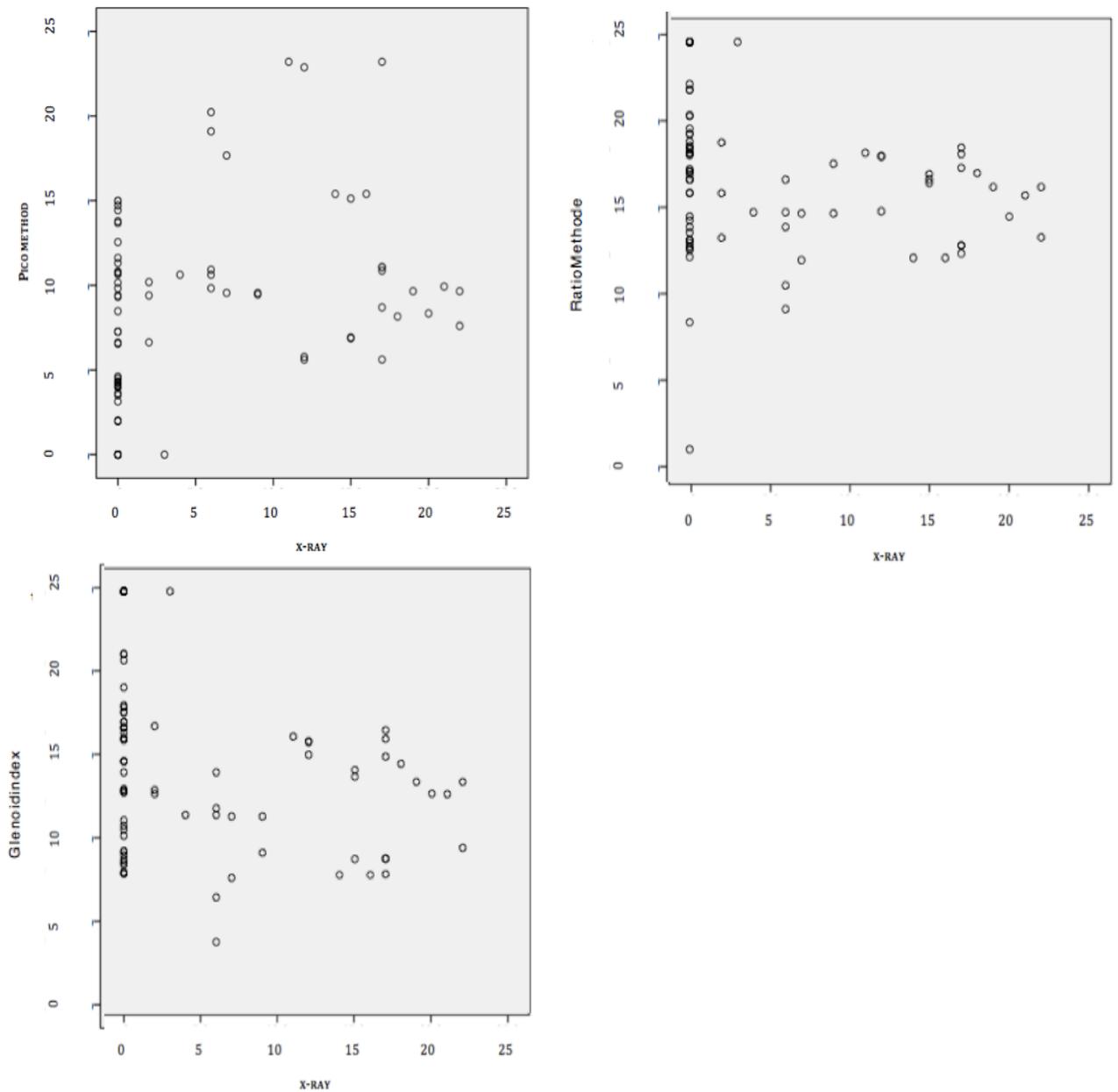


Abbildung 27: Korrelation zwischen Defekt im Röntgen (x-ray, mm) und entsprechender Messung mit Pico-Methode (oben links, %), Ratio-Methode (oben rechts, %) und Glenoid-Index (unten links, %)(Erstellt mit SPSS, Felix Strangmüller).

Die Übereinstimmung zwischen den einzelnen Untersuchern war exzellent, mit einer ICC von 0,988 für das LSGL-sign in den Röntgenaufnahmen und ICCs zwischen 0,817 und 0,977 für die unterschiedlichen Messmethoden im CT (vergleiche Abb. 28).

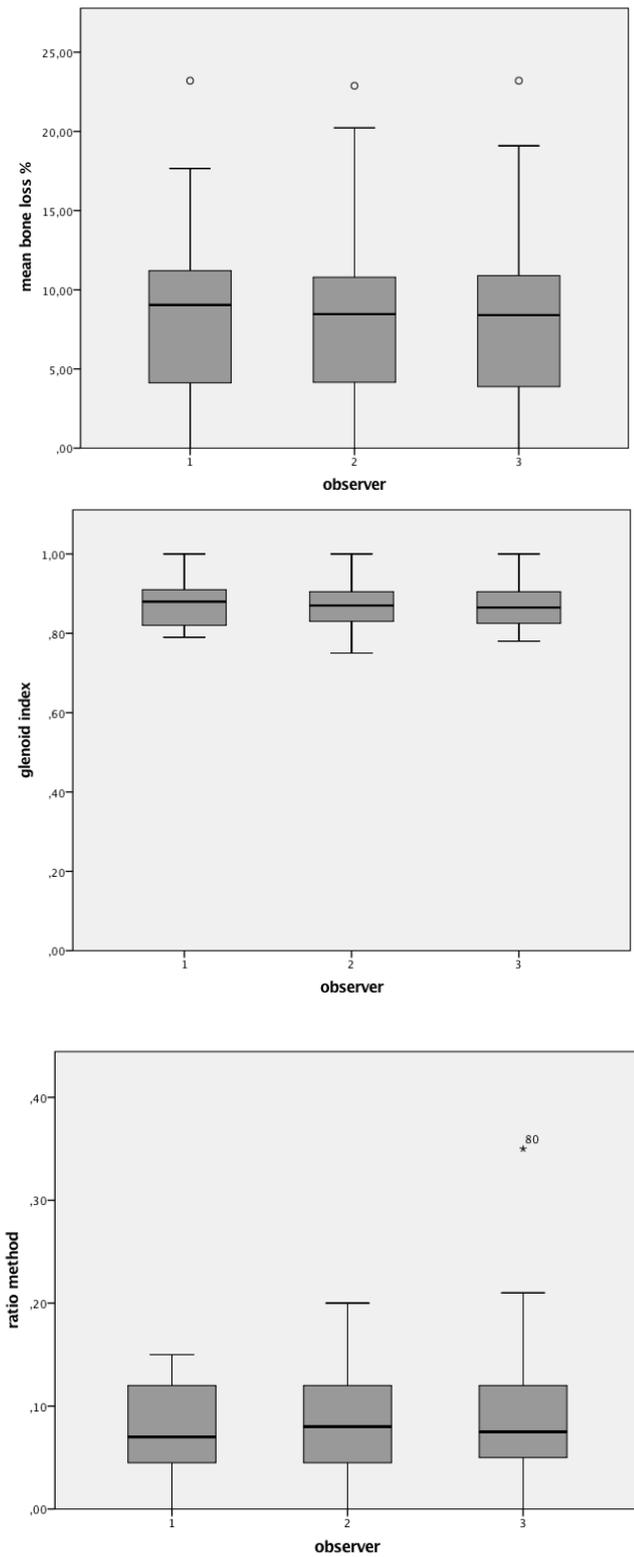


Abbildung 28: Durchschnittlicher gemessener Knochendefekt mit Pico-Methode (oben), Glenoid-Index (mitte) und Ratio-Methode (unten) der verschiedenen Untersucher. Der Boxplot beschreibt Mittelwert, oberes und unteres Viertel und Minimum und Maximum der gemessenen Werte. 1 = Untersucher 1, 2 = Untersucher 2, 3 = Untersucher 3 (Erstellt mit SPSS, Felix Strangmüller).

## 2.5 Diskussion

Aus den Ergebnissen lässt sich feststellen, dass das LSGL-sign eine gute Screening-Methode ist, um Glenoiddefekte zu erkennen, allerdings ist der Stellenwert in Bezug auf quantitative Defekt-Messung gering. Dies zeigt sich an einer Sensitivität für das Erkennen eines Glenoiddefekts von 42%, bei einer sehr guten Spezifität von 100%, keine falsch-positiven Diagnosen wurden gestellt.

Jankauskas et al. (43) haben bereits 2010 das LSGL-sign für A-P-Röntgenaufnahmen als diagnostisches Zeichen für knöchernen Glenoiddefekte beschrieben, wir konnten die Ergebnisse bestätigen. Wir haben festgestellt, dass die knöchernen Defekte bei vorhandener Unterbrechung der Skleroselinie durchaus größer sind als bei durchgängiger Skleroselinie, allerdings konnte keinerlei Zusammenhang zwischen Defektgröße in den CT-Messungen und Größe der Unterbrechung der Skleroselinie ermittelt werden. Es ist also kein Cutoff-Wert in der Messung des LSGL-signs erkennbar, ab dem eine bestimmte wahre Defektgröße vorhanden sein muss. Es lässt sich anhand der Spezifität (100%) lediglich festlegen, dass bei positivem LSGL-sign, sprich einer Unterbrechung der Skleroselinie, auch ein knöcherner Defekt vorliegen muss.

Auch Bushnell (18) schrieb bereits über die eher schwache Sensitivität von Röntgenaufnahmen zur Diagnose von signifikanten Knochendefekten (Defekt über 25% des Glenoids). Er beschreibt für Patienten mit manifester Schulterinstabilität für A-P-Röntgenaufnahmen und zudem verschiedenen Zusatzaufnahmen lediglich eine Sensitivität von 50%. Diese eher schlechte Sensitivität lässt sich vermutlich durch die Ungenauigkeit von Röntgenaufnahmen an sich begründen.

Vor allem bei Überlagerungen von verschiedenen Strukturen ist es auf Röntgenaufnahmen schwierig, bestimmte Landmarken richtig zu erkennen und einzuordnen. Dies trifft vor allem für speziell festgelegte diagnostische Zeichen, wie z.B. die Skleroselinie beziehungsweise deren Unterbrechung, zu.

Ein weiterer Nachteil dieser Röntgenaufnahmen ist die Abhängigkeit von der exakten Stellung des Armes und des Patienten während der Aufnahme, hierbei kommt es sehr leicht zu Artefakten oder einer falschen Darstellung des Gelenks.

Das Ausmaß des knöchernen Glenoiddefekts ist wegweisend für die folgende Therapie bei Schulterinstabilität. Dabei ist die Größe des knöchernen Defekts bei anterioren Glenoidschäden entscheidend für die Wahl des richtigen therapeutischen Prozederes. Falsche Diagnostik oder Fehlinterpretation der Größe eines Glenoiddefekts können ausschlaggebend für das Ergebnis der operativen Versorgung sein und im schlimmsten Fall zu dauerhafter Instabilität führen (18,69). Vor allem die primäre Diagnostik ist deshalb entscheidend für das Outcome operativer Versorgung. Röntgenaufnahmen werden weiterhin Mittel der Wahl für die primäre Diagnostik bleiben, für eine optimale präoperative Diagnostik in Bezug auf anteriore Glenoiddefekte beziehungsweise anteriore Schulterinstabilität wird jedoch ein weiteres diagnostisches Mittel benötigt.

Grundsätzlich können knöchernen Glenoidverletzungen entweder als akute Fraktur oder als knöchernen Abnutzung bei rezidivierenden Luxationen bzw. Subluxationen auftreten. In Standard-Röntgenaufnahmen, also den primär diagnostischen radiologischen Aufnahmen, werden diese Defekte sehr schnell übersehen oder in ihrer Größe komplett falsch eingeschätzt. Dies wurde bereits von Bigliani (11) und

Provencher (57) dementsprechend beschrieben. Dies unterstreicht zusätzlich die von uns dargelegten Ergebnisse, dass reine Standard - Röntgenaufnahmen nicht zur Quantifizierung von knöchernen Glenoidläsionen geeignet sind.

Auch Salomonsson (66) bestätigt die schlechte Sensitivität von Standard-Röntgenaufnahmen, in seiner Studie wurden nur 6 von 10 (60%) Glenoidfrakturen richtig diagnostiziert. Wie bereits beschrieben, ist allerdings die Spezifität von 100%, in unserer Studie, wie auch von Jankauskas (43) bestätigt, nicht außer Acht zu lassen. Dadurch kann bei Unterbrechung der Skleroselinie direkt von einem knöchernen Glenoiddefekt ausgegangen werden und die Einleitung zur weiteren Diagnostik via CT und die Planung zur operativen Versorgung kann angestoßen werden.

Ein weiterer positiver Aspekt des LSGL-signs im Röntgen ist die sehr einfache Messung und die damit einhergehende sehr gute Korrelation zwischen den einzelnen Untersuchern (ICC 0,968, 95% 0,936-0,982), vorausgesetzt die Röntgenaufnahmen sind von guter Qualität. Das bietet die Möglichkeit, diese Messmethode wirklich überall einzusetzen, ob in Praxis oder Klinik, weil keinerlei spezielle Programme, Formeln oder Messungen benötigt werden. In unserer Studie wurde durch CT-Messungen eine Inzidenz von Glenoiddefekten von 86% der untersuchten Patienten festgestellt, davon wurden 42% auch durch ein LSGL-sign als Defekt erkannt. Dies entspricht in etwa den Ergebnissen aus vorherigen Studien von Bigliani (11) und Bernageau (10).

Bezogen auf die Größe des Defekts konnte leider keinerlei Zusammenhang zwischen Röntgenaufnahmen und 3D-CT gefunden werden. Eine unterbrochene Skleroselinie, beziehungsweise die Länge der Strecke zwischen Glenoidrand und Skleroselinie, korreliert also nicht mit der Größe des Defekts. Dieses Ergebnis spiegelt sich für alle drei Messmethoden im CT (Pico-Methode, Glenoid-Index, Ratio-Methode) wider.

Auch innerhalb der verschiedenen CT-Messmethoden gibt es durchaus Unterschiede in den Ergebnissen der Defektgröße. Dies ist zurückzuführen auf den Unterschied zwischen linearer Messung (Ratio-Methode und Glenoid-Index) und Flächenmessung (Pico-Methode).

Altan et al. (2) haben in einer ebenfalls retrospektiven Arbeit den Vergleich zwischen linearer Messung und Flächenmessung in 3D-CT - Untersuchungen bei Patienten mit rezidivierenden anterioren Schulterluxationen untersucht. Die Ergebnisse legen eine Korrelation zwischen den beiden Messarten nur bei kleinen Defekten, <6% des inferioren Glenoids, dar. Zu begründen ist dies vor allem mit der unterschiedlichen Form von Defekten und auch den unterschiedlichen Stellen um das Glenoid, an welchen Defekte auftreten können. Hier ist eine genaue Flächenmessung, wie z.B. die Pico-Methode, den linearen Messungen überlegen. In der Realität haben Glenoiddefekte meist keine glatte Schnittkante, wie es in Kadaverstudien der Fall ist, sondern variieren in ihrem Frakturrand und der Form sehr stark. Diese Variablen können die linearen Messmethoden, Ratio-Methode und Glenoid-Index, nur sehr schlecht kompensieren und es resultieren erhebliche Messunterschiede im Vergleich mit der Flächenmessung.

Unsere Studie spiegelt die gleichen Erkenntnisse wider. Damit lassen sich auch in unseren Ergebnissen die verschiedenen Defektgrößen in den unterschiedlichen Messungen und deren Differenz begründen.

Aus unseren Ergebnissen lässt sich zusammenfassen, dass sich grundsätzlich Standard-Röntgenaufnahmen wie A-P-Röntgenaufnahmen zusammen mit der Skleroselinie gut zum Screening von Patienten mit Glenoiddefekten eignen. Tritt ein positives LSGL-sign auf, liegt sicher ein Glenoiddefekt vor. Über das Ausmaß des Defekts kann allerdings keine Aussage getroffen werden, weshalb auf Grund eines positiven LSGL-signs nicht automatisch die Indikation für eine knöcherne Augmentation gestellt werden kann. Umgekehrt gilt, dass bei vollständig vorhandener Skleroselinie ein glenoidaler Defekt mitnichten ausgeschlossen werden kann.

Unsere Ergebnisse zeigen auch die eindeutige Überlegenheit von CT-Aufnahmen und Messungen gegenüber dem klassischen Röntgenbefund, sowohl im Erkennen von Defekten als auch ihrer Größenmessung bei vorderer Schulterinstabilität. Die Computertomographie ist und bleibt daher der Gold-Standard zur Diagnose von vorderen Glenoiddefekten und ihrer Größenmessung.

Allerdings sollen auch die Limitationen dieser Studie erwähnt werden. Erstens handelt es sich um eine retrospektive Studie mit einer nur begrenzten Anzahl von Patienten (28 eingeschlossene Patienten). Ein- und Ausschlusskriterien waren aber klar definiert, um eine homogene Probandengruppe zu erhalten. Des Weiteren wurde lediglich die betroffene Schulter radiologisch untersucht, die gesunde Schulter wurde in keinerlei Messungen mit aufgenommen. Zudem wurden alle Messungen an unterschiedlichen Geräten (verschiedener Zoom, Genauigkeit des Displays, etc.) freihändig durch drei verschiedene Untersucher durchgeführt, allerdings haben sich hierbei exzellente Korrelationen zwischen den Untersuchern ergeben.

### 3 Abschliessendes Fazit für die Praxis

Wir konnten in dieser Studie zeigen, dass es keinen direkten Zusammenhang zwischen der Unterbrechung der Skleroselinie und der tatsächlichen Defektgröße am Glenoid gibt. Grundsätzlich liegt bei einer Unterbrechung der Skleroselinie ein Glenoiddefekt vor, es lässt sich von der Länge dieser Unterbrechung aber nicht auf eine bestimmte Defektgröße schließen. Somit ist das Röntgen und die Messung der Skleroselinie eine gute Screening-Methode, um Glenoiddefekte initial zu erkennen, beziehungsweise sich anfangs bezüglich des Ausmaßes der Verletzung zu orientieren. Jedoch reicht es nicht aus, um eine genaue Aussage über die Defektgröße zu treffen und so eine Entscheidung für oder gegen eine Operation zu treffen.

Für die Praxis bedeutet dies, dass das Mittel der Wahl zur Erkennung von Glenoiddefekten weiterhin die 3D-Computertomographie bleibt. Mit dieser Aufnahmetechnik und den dazugehörigen Messungen ist eine genaue Analyse des Defekts möglich, und die weitere Vorgehensweise kann dadurch optimal geplant werden. Die genaueste Messmethode zur Ermittlung der Größe eines Glenoiddefekts ist dabei die flächenmessende Pico-Methode.

Um das Röntgen als wirklich einziges diagnostisches Mittel bei Verdacht auf Glenoiddefekt zu etablieren, benötigt es neue Mess- oder Aufnahmetechniken mit besserer Aussagekraft als das LSG sign. Bis dahin bleibt die Computertomographie der Goldstandard in der Diagnose von Glenoiddefekten bei vorderer Schulterinstabilität.

## 4 Literaturverzeichnis

1. Aaron J. Bois,\* MD, Msc, FRCSC, Stephen D. Fening, PhD, Josh Polster, MD, Morgan H. Jones, MD, MPH, Anthony Miniaci, MD.: Quantifying Glenoid Bone Loss in Anterior Shoulder Instability - Reliability and Accuracy of 2-Dimensional and 3-Dimensional Computed Tomography Measurement Techniques. *Am J Sports Med* 2012, 40(11): 2570-2577.
2. Altan E., Ozbaydar MU., Tonbul M., Yalcin L.: Comparison of two different measurement methods to determine glenoid bone defects: area or width? *J Shoulder Elbow Surg* 2014, 23: 1215-22.
3. Auffarth A., Schauer J., Matis N., Kofler B., Hitzl W., Resch H.: The J-bone graft for anatomical glenoid reconstruction in recurrent posttraumatic anterior shoulder dislocation, *Am J Sports Med.* 2008, 36(4):638-47
4. Bankart ASB.: Recurrent or habitual dislocation of the shoulder joint *Br Med J* 2 (1923) 1132-1133.
5. Bankart ASB.: The pathology and treatment of the recurrent shoulder dislocation of the shoulder joint *Br J Surg* 26 (1938) 23-29.
6. Barchilon VS., Kotz E., Barchilon Ben-Av M., Glazer E., Nyska M.: A simple method for quantitative evaluation of the missing area of the anterior glenoid in anterior instability of the glenohumeral joint. *Skeletal Radiol.* 2008;37(8):731-736.
7. Baudi P., Campochiaro G., Rebuzzi M., Matino G., Catani F., Assessment of bone defects in anterior shoulder instability, *Joints* 2013 (1): 40-48
8. Baudi P., Righi P., Bolognesi D., et al.: How to identify and calculate glenoid bone deficit. *Chir Organi Mov* 2005, 90: 145-152.
9. Benninghof, Drenckhahn: *Anatomie: Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie, Auflage 16 band 1, Urban & Fischer, 2004.*
10. Bernageau J. ,PD, Debeyre J., Ferrane J.: Value of the glenoid profil in recurrent luxations of the shoulder. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1976, 62: 142-7.
11. Bigliani LU., Newton PM., Steinmann SP., Connor PM., McLlveen SJ.: Glenoid rim lesions associated with recurrent anterior dislocation of the shoulder. *Am J Sports Med* 1998, 26:41-45.
12. Boardman ND, Debski RE, Warner JJ, Taskiran E, Maddox L, Imhoff AB, Fu FH and Woo SL. (1996): Tensile properties of the superior glenohumeral and coracohumeral ligaments. *J Shoulder Elbow Surg.*, 5(4):249-254.
13. Boileau P, Villalba M, Hery JY, et al.: Risk factors for recurrence of shoulder instability after arthroscopic Bankart repair. *J Bone Joint Surg* 2006, 88A: 1755-1763.
14. Brendan Polley: Generating 3D models using Osirix, [https://www.youtube.com/watch?v=WMDG\\_BL65kw](https://www.youtube.com/watch?v=WMDG_BL65kw), letzter Aufruf 13.08.2019
15. Burkhart SS., Danaceau SM.: Articular arc length mismatch as a cause of failed Bankart repair. *Arthroscopy* 2000, 16: 740-744.
16. Burkhart SS., De Beer JF., Tehrany AM., et al.: Quantifying glenoid bone

- loss arthroscopically in shoulder instability. *Arthroscopy* 2002, 18: 488-491
17. Burkhart SS., De Beer JF.: Traumatic glenohumeral bone defect and their relationship to failure of arthroscopic Bankart repairs: significance of the inverted-pear glenoid and the humeral engaging Hill-Sachs lesion. *Arthroscopy* 2000, 16: 677-694.
  18. Bushnell BD., Creighton RA., Herring MM.: The bony apprehension test for instability of the shoulder: a prospective pilot analysis. *Arthroscopy* 2008, 24: 974-82.
  19. Chandnani VP., Yeager TD., DeBerardino T., Christensen K., Gagliardi JA., Heitz DR., et al.: Glenoid labral tears: prospective evaluation with MRI imaging, MR arthrography, and CT arthrography. *AJR Am J Roentgenol* 1993, 161:1229-35.
  20. Chen AL., Hunt SA., Hawkins RJ., et al.: Management of bone loss associated with recurrent anterior glenohumeral instability. *Am J Sports Med* 2005, 33: 912-925.
  21. Chuang TY., Adams CR., Burkhart SS.: Use preoperative three-dimensional computer tomography to quantify glenoid bone loss in shoulder instability. *Arthroscopy* 2008, 24: 376-382. cohen
  22. Cohen J.: *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates; 1988.
  23. D'Elia G., Di Giacomo A.: Quantification of traumatic anterior glenohumeral bone loss by spiral CT. *Radiol Med* 2008, 113: 496-505.
  24. Davig J. Saliken, Troy D. Bornes, Martin J. Bouliane, David M. Sheps and Lauren A. Beaupre.: Imaging methods for quantifying glenoid and Hill-Sachs bone loss in traumatic instability of the shoulder: a scoping review, *BMC Musculoskeletal Disorders* (2015), 16: 164.
  25. De Wilde LF., Berghs BM., Audenaert E., Sys G., Van Maele GO., Barbaix E.: About the variability of the shape of the glenoid cavity. *Surg Radiol Anat* 2004, 26: 54-9.
  26. Debrunner AM.: *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie: Patientenorientierte Diagnostik und Therapie des Bewegungsapparates, Die Schulter*, KBT Huber & Partner 2002.
  27. Edwards TB., Boulahia A., Walch G.: Radiographic analysis of bone defects in chronic anterior shoulder instability. *Arthroscopy* 2003, 19: 732-739.
  28. Fleiss JL LB., Paik MC.: *Statistical methods for rates and proportions*. Hoboken, NJ: John Wiley; 2003.
  29. Frank A., Kolster BC., Hirsch MC., Hamilton C, and Lafont EA.: *Das Muskelbuch – Funktionelle Darstellung der Muskeln des Bewegungsapparates, Die obere Extremität*, Hippokrates Verlag 2002.
  30. Gerber C., Nyffeler RW.: Classification of glenohumeral joint instability. *Clin Orthop Relat Res* 2002, 400: 65-76.
  31. Gohlke F, Janßen E. (2002): *Instabilität des Glenohumeralgelenks*, Gohlke F, Hedtmann A. (ed) *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie-Schulter*. Thieme, Stuttgart,2002, 380.
  32. Greis PE., Scuderi MG., Mohr A., et al.: Glenohumeral articular contact areas and pressures following labral and osseus injury to the

- anteroinferior quadrant of the glenoid. *J Shoulder Elbow Surg* 2002, 11: 442-451.
33. Griffith JF., Antonio GE., Tong CW., Ming CK.: Anterior shoulder dislocation: quantification of glenoid bone loss with CT. *AJR Am J Roentgenol.* 2003, 180: 1423–30.
  34. Griffith JF., Antonio GE., Yung PS., et al.: Prevalence, pattern and spectrum of glenoid bone loss in anterior shoulder dislocation: CT analysis of 218 patients. *AJR Am J Roentgenol* 2008, 190: 1247-1254.
  35. Griffith JF., Yung PS., Antonio GE., Tsang PH., Ahuja AT., Chan KM.: CT compared with arthroscopy in quantifying glenoid bone loss. *AJR Am J Roentgenol.* 2007, 189: 1490–3.
  36. Habermeyer P.: *Schulterchirurgie*, 3. Aufl. Urban & Fischer 2002.
  37. Helfet AJ.: Coracoid transplantation for recurring dislocation of the shoulder. *J Bone Joint Surg Br.* 1958, 40: 198-202.
  38. Howell SM., Galinat BJ.: The glenoid-labral socket. A constrained articular surface. *Clin Orthop Relat Res.* 1989, 243: 122-5.
  39. Huijsmans PE., Haen PS., Kidd M., et al.: Quantification of a glenoid defect with three-dimensional computed tomography and magnetic resonance imaging: a cadaveric study. *J Shoulder Elbow Surg* 2007, 16: 803-809.
  40. Ideberg R., Grevsten S., Larsson S.: Epidemiology of scapular fractures. Incidence and classification of 338 fractures. *Acta Orthop Scand* 1995, 66: 395-397
  41. Inman VT, Saunders JB.: Observation on the function of the shoulder joint. *J Bone Joint Surg. Am* 26: 1-30, 1944.
  42. Itoi E., Lee SB., Berglund LJ., Berge LL., et al.: The effect of a glenoid defect on anteroinferior stability of the shoulder after Bankart repair: a cadaveric study. *J Bone Joint Surg* 2000, 82A: 35-46.
  43. Jankauskas L., MD, Rüdiger H., MD, Pfirrmann C., MD, Jost B., MD, Gerber C., MD.: Loss of the sclerotic line of the glenoid on anteroposterior radiographs of the shoulder: A diagnostic sign for an osseous defect of the anterior glenoid rim, Elsevier, *J Shoulder Elbow Surg* 2010, 19, 151-156.
  44. Kazar B., Relovszky E.: Prognosis of primary dislocation of the shoulder. *Acta Orthop Scand* 1969, 40: 216-24.
  45. Latarjet M.: Treatment of recurrent dislocation of the shoulder. *Lyon Chir.* 1954, 49: 994-7.
  46. Lenters TR., Franta AK., Wolf FM., Leopold SS., Matsen FA. 3rd.: Arthroscopic compared with open repairs for recurrent anterior shoulder instability. A systematic review and meta-analysis of the literature. *J Bone Joint Surg Am* 2007, 89: 244-54.
  47. Lynch JR., Clinton JM., Dewing CB., et al.: Treatment of osseous defects associated with anterior shoulder instability. *J Shoulder Elbow Surg* 2009, 18: 317-328.
  48. Magarelli N., Milano G., Baudi P., et al.: Comparison between 2D and 3D computed tomography evaluation of glenoid bone defect in unilateral anterior glenohumeral instability. *Radiol Med* 2012, 117: 102-111.
  49. Magarelli N., Milano G., Sergio P., et al.: Intra-observer and interobserver reliability of the 'Pico' computed tomography method for quantification of

- glenoid bone defect in anterior shoulder instability. *Skeletal Radiol* 2009, 38: 1071-1075.
50. Miller M.: *Miller's Review of Orthopaedics*. Saunders Company 1996, Elsevier, 2. Auflage 7<sup>th</sup> Edition, 2016: 149-151. .
  51. Mizuno K., Nabeshima Y., Hirohata K.: Analysis of Bankart lesion in the recurrent dislocation or subluxation of the shoulder *Clin Orthop Relat Res.* 1933, 288, 158-165.
  52. Nofsinger C., Browning B., Burkhart SS., Pedowitz RA.: Objective preoperative measurement of anterior glenoid bone loss: a pilot study of a computer-based method using unilateral 3-dimensional computed tomography. *Arthroscopy* 2011, 27: 322-9.
  53. Owens BD, Burns TC., Campbell SE., et al. :Simple method of glenoid bone loss calculation using ipsilateral magnetic resonance imaging. *Am J Sports Med* 2013, 41: 622-624.
  54. Perthes G.: Über Operationen der habituellen Schulterluxation, *Deutsche Zeitschrift für Chirurgie* 1906, 85: 199-227.
  55. Piasecki DP., Verma NN., Romeo AA., Levine WN., Bach BR. Jr., Provencher MT.: Glenoid bone deficiency in recurrent anterior shoulder instability: diagnosis and management. *J Am Acad Orthop Surg.* 2009;17: 482-93.
  56. Pouliart N, Somers K, Eid S and Gagey O. (2007): Variations in the superior capsuloligamentous complex and description of a new ligament. *J Shoulder Elbow Surg.* 16(6):821-836.
  57. Provencher MT., Ghodadra N., LeClere L., Solomon DJ., Romeo AA.: Anatomic osteochondral glenoid reconstruction for recurrent glenohumeral instability with glenoid deficiency using a distal tibia allograft. *Arthroscopy.* 2009, 25: 446-52.
  58. Pschyrembel (2007): *Definition der Instabilität*, *Klinisches Wörterbuch*. Walter de Gruyter, Berlin, 917.
  59. Putz R. and Pabst R.: *Atlas der Anatomie des Menschen*, Bd.1, Kopf, Hals, obere Extremität, Urban & Schwarzenberg, 1993.
  60. Roger B., Skaf A., Hooper AW., Lektrakul N., Yeh L., Resnick D.: Imaging findings in the dominant shoulder of throwing athletes: comparison of radiography, arthrography, CT arthrography, and MR arthrography with arthroscopic correlation. *AJR Am J Roentgenol* 1999, 172: 1371-80.
  61. Rowe CR., Patel D., Southmayd WW.: The Bankart procedure: a long-term end-result study. *J Bone Joint Surg* 1978, 60: 1-16.
  62. Rowe CR., Zarins B., Ciullo JV.: Recurrent anterior dislocation of the shoulder after surgical repair. Apparent causes of failure and treatment. *J Bone Joint Surg Am.* 1984, 66: 159-68.
  63. Saha A K. (1971): Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthop Scand*, 42 (6): 491-505.
  64. Saito H., Itoi E., Sugaya H., et al.: Location of the glenoid defect in shoulders with recurrent anterior dislocation. *Am J Sports Med* 2005, 33: 889-893.
  65. Salomonsson B., von Heine A., Dahlborn M., et al.: Bony Bankart is a positive predictive factor after primary shoulder dislocation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010, 18: 1425-31.

66. Scheibel M., Kraus N., Gerhardt C., Haas NP.: Anterior glenoid rim defects of the shoulder. *Orthopäde* 2009, 38: 41-48, 50-43.
67. Steinbach LS.: MRI of shoulder instability. *Eur J Radiol* 2008, 68: 57-71.
68. Sugaya H., Moriishi J., Dohi M., et al.: Glenoid rim morphology in recurrent anterior glenohumeral instability. *J Bone Joint Surg* 2003, 85A: 878-884.
69. Tauber M., Resch H., Forstner R., Raffl M., Schauer J.: Reasons for failure after surgical repair of anterior shoulder instability. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2004, 13: 279-85.
70. Tischer T., Anetzberger H., Müller-Gerbl M. und Imhoff A.: Arthroskopisch relevante Anatomie der Schulterinstabilität. *Arthroskopie*. 17, 2004: 133-138.
71. Universität Bern: radioSurf Universität Bern, 2016, [http://e-learning.studmed.unibe.ch/radiosurf/htmls/slide.html?radiosurf\[radskeleton|anatomy|anashoulder|1](http://e-learning.studmed.unibe.ch/radiosurf/htmls/slide.html?radiosurf[radskeleton|anatomy|anashoulder|1) , letzter Aufruf 17.08.2019
72. Warner JJ, Gill TJ, O'Hollerhan JD, Pathare N, Millett PJ.: Anatomical glenoid reconstruction for recurrent anterior glenohumeral instability with glenoid deficiency using an autogenous tricortical iliac crest bone graft. *Am J Sports Med* 2006, 34: 205-12.
73. Warner JJP, Schulte KR, Imhoff AB.: Current concepts in shoulder instability, *Adv Oper Orthop* 3 (1995), 217-248.
74. Weng PW., Shen HC., Lee HH., Wu SS., Lee CH.: Open reconstruction of large bony glenoid erosion with allogeneic bone graft for recurrent anterior shoulder dislocation. *Am J Sports Med*. 2009, 37: 1792-7.
75. Zhu X and Huang F. (2007): Biomechanical evaluation of glenohumeral ligament in holding anterior stability of shoulder joint. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi*. 21(11): 1175-1178.
76. Zimmer-Brossy, Lehrbuch der röntgendiagnostischen Einstelltechnik, 6. Auflage, Springer, 2008, 126-127

## 5 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: (links) Seitenansicht der Skapula mit schematisch eingezeichnetem Gelenkkopf; (rechts) Frontalansicht der Skapula mit schematisch eingezeichnetem Gelenkkopf (Schulter rechts) (59). .....	7
Abbildung 2: Die Abbildung zeigt den Aufbau des Schulterkomplexes aus mehreren Gelenken und gelenkartigen Verbindungen: (1) Sternoclaviculargelenk, (2) Acromioclaviculargelenk, (3) Glenohumeralgelenk, (4) Bursa Subacromiale, (5) Thorax-Schulter-Gelenk (26). .....	8
Abbildung 3: Ansicht der Gelenkpfanne eines Cadavermodells: (1) Subscapularismuskel, (2) Supraspinatusmuskel, (3) Infraspinatusmuskel, (4) Lange Bizepsansatzsehne, (5) Ligamentum glenohumerale superius/SGHL, (6) Ligamentum glenohumerale/MGHL, (7) Ligamentum glenohumerale inferius/IGHL, (8) Labrum glenoidale, (9) anterosuperiores „connecting band“, (10) Gelenkpfanne, (11) zwischen Subscapularismuskel und Supraspinatusmuskel befindet sich das sog. „Rotatorenintervall“, (12) Dreieck zwischen Subskapularissehne, dem SGHL und MGHL mit dem sog. „Foramen Weitbrecht“ (70). .....	9
Abbildung 4: Blick auf die Gelenkpfanne mit Labrum und Bandapparat von lateral (59). .....	11
Abbildung 5: Sicht auf das Schultergelenk mit Kapsel- und Bandapparat von ventral (59). .....	11
Abbildung 6: Die Abbildungen zeigen die vier Schultermuskeln, aus denen sich die Rotatorenmanschette zusammensetzt: (oben links) Subscapularismuskel, (oben rechts) Supraspinatusmuskel, (unten links) Infraspinatusmuskel und (unten rechts) Teres-minor-Muskel (29). .....	12
Abbildung 7: Die verschiedenen Anteile des Musculus deltoideus: (a) Pars acromialis, (c) Pars clavicularis und (c) Pars spinalis (29). .....	13
Abbildung 8: Die Abbildung zeigt den Musculus biceps brachii in einer in vivo Oberflächendarstellung links und rechts in einer graphischen Darstellung (29). .....	13
Abbildung 9: Bewegungsumfänge des Arms im Schultergelenk (9). .....	14
Abbildung 10: 3D-CT Rekonstruktion des Glenoids mit anteriorem Defekt mit sichtbarem Knochenstück, „bony Bankart lesion“ (3D-CT Rekonstruktion aus Patientendaten, ATOS Klinik München, Screenshot aus OsiriX, Felix Stangmüller). .....	16
Abbildung 11: 3D-CT Rekonstruktion des Glenoids mit anteriorem Defekt ohne Knochenstück (3D-CT Rekonstruktion aus Patientendaten mittels OsiriX, ATOS Klinik München, Screenshot aus Osirix, Felix Strangmüller). .....	16
Abbildung 12: Schemazeichnung der verschiedenen Pathologieformen des Labrum glenoidale (36). .....	17
Abbildung 13: Schemazeichnung einer A-P-Röntgenaufnahme der rechten Schulter (71). .....	18
Abbildung 14: Röntgenbild einer A-P-Röntgenaufnahme der linken Schulter (71). ..	19
Abbildung 15: Stellung bei Bernageau-Röntgenaufnahme der rechten Schulter (76). .....	19
Abbildung 16: Röntgenbild einer Bernageau-Aufnahme mit (1) Gelenkpfanne, (2) Vorderer unterer Pfannenrand, (3) Processus coracoideus, (4) Clavicula, (5) Scapula und (6) Humeruskopf (76). .....	20

Abbildung 17: (A) A-P-Röntgen-Aufnahme einer stabilen Schulter mit normaler sclerotic line. (B) Unterbrechung der sclerotic line bei vorderer Instabilität der Schulter (43).....	21
Abbildung 18: En face view eines gesunden Glenoids mit „best fitting circle“, angelegt am inferioren Glenoidrand (49). .....	23
Abbildung 19: Messung des Glenoiddefekts mit der PICO Methode auf einem en face view 2D-CT-Bild der Gelenkpfanne mit MPR (7).....	24
Abbildung 20: „Best fitting circle“ bei Glenoiddefekt, Landmarken sind 6.00 Uhr und 9.00 Uhr des intakten postero-inferioren Glenoidrands; W=Kreisfläche, D=Defektfläche (3D-CT Rekonstruktion aus Patientendaten mittels OsiriX, ATOS Klinik München, Screenshot aus Osirix, Felix Strangmüller).....	24
Abbildung 21: Messung des Glenoid-Index (ohne best fitting circle) bei anteriorem (A) und anteroinferiorem (B) Glenoiddefekt (1).....	25
Abbildung 22: Glenoid mit anteriorem Defekt. Ermittlung des Kreismittelpunkts mittels der maximalen Höhe AB und der maximalen Breite DC (oben). Berechnung des Glenoid-Index mit aufgesetztem best fitting circle über Kreismittelpunkt (unten). Der modifizierte Glenoid-Index berechnet sich aus dem Verhältnis zwischen $DI^2$ und DC (3D-CT Rekonstruktion aus Patientendaten mittels OsiriX, ATOS Klinik München, Screenshot aus Osirix, Felix Strangmüller). .....	26
Abbildung 23: Messung eines Glenoiddefekts über die Ratio-Methode, (C) bei anteriorem Defekt, (D) bei anteroinferiorem Defekt (1). .....	27
Abbildung 24: Vermessung der Ratio-Methode in einer 3D-CT Rekonstruktion. R=Radius des „best fitting circle“, d=Abstand des Kreismittelpunkts zum Defektrand (3D-CT Rekonstruktion aus Patientendaten mittels OsiriX, ATOS Klinik München, Screenshot aus Osirix, Felix Strangmüller). .....	27
Abbildung 25: 3D-Modell der Scapula mit Clavicula, erstellt mittels OsiriX (3D-CT Rekonstruktion aus Patientendaten mittels OsiriX, ATOS Klinik München, Screenshot aus Osirix, Felix Strangmüller) .....	31
Abbildung 26: Messung der Unterbrechung der sclerotic line, Schemazeichnung (43). .....	32
Abbildung 27: Korrelation zwischen Defekt im Röntgen (x-ray, mm) und entsprechender Messung mit Pico-Methode (oben links, %), Ratio-Methode (oben rechts, %) und Glenoid-Index (unten links, %)(Erstellt mit SPSS, Felix Strangmüller). .....	36
Abbildung 28: Durchschnittlicher gemessener Knochendefekt mit Pico-Methode (oben), Glenoid-Index (mitte) und Ratio-Methode (unten) der verschiedenen Untersucher. Der Boxplot beschreibt Mittelwert, oberes und unteres Viertel und Minimum und Maximum der gemessenen Werte. 1 = Untersucher 1, 2 = Untersucher 2, 3 = Untersucher 3 (Erstellt mit SPSS, Felix Strangmüller). .....	37

## 6 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Knochendefekt gemessen in AP-Röntgenaufnahmen und 3D-CT (3-dimensionale Computertomographie) ausgewählt durch ein positives LSGL sign im Röntgen. CT-Messungen durch Pico-Methode, Glenoid-Index und Ratio-Methode (FS).....	34
Tabelle 2: Messwerte der A-P-Röntgenaufnahmen und Sensitivität des LSGL signs aller Untersucher (FS).....	50
Tabelle 3: Messwerte der unterschiedlichen Messmethoden in 3D-CT-Aufnahmen (Pico-Methode, Glenoid-Index und Ratio-Methode) aller Untersucher mit Mittelwerten (FS).....	51
Tabelle 4 Knöcherner Defekt des vorderen Glenoidrands in verschiedenen Messmethoden im 3D-CT (Pico-Methode, Glenoid-Index und Ratio-Methode) im Vergleich zwischen positivem und negativem LSGL sign (FS) .....	52

## 7 Anhang 1: Tabellen

Tabelle 2: Messwerte der A-P-Röntgenaufnahmen und Sensitivität des LSGL signs aller Untersucher. Sup-inf = superior-inferiores Ausmaß des Glenoids, Defekt = Länge des LSGL signs (Erstellt von Felix Strangmüller mit SPSS)

Patient	Untersucher 1			Untersucher 2			Untersucher 3		
	Sup-inf, mm	Defekt, mm	Defekt, %	Sup-inf, mm	Defekt, mm	Defekt, %	Sup-inf, mm	Defekt, mm	Defekt, %
1	35	17	49	36	12	33	35	11	31
2	44	0	0	40	0	0	42	2	5
3	47	18	38	41	15	37	46	15	33
4	40	22	55	41	19	46	41	21	51
5	32	0	0	32	0	0	32	0	0
6	44	17	39	44	17	39	43	17	40
7	38	0	0	38	2	5	38	2	5
8	39	0	0	39	0	0	39	3	8
9	39	17	44	43	12	28	40	12	30
10	32	14	44	31	16	52	32	15	47
11	36	17	47	36	22	61	36	20	56
12	29	0	0	33	0	0	30	0	0
13	41	9	22	36	7	19	39	9	23
14	37	0	0	36	0	0	37	0	0
15	37	0	0	37	0	0	37	0	0
16	38	0	0	41	0	0	40	0	0
17	41	0	0	42	0	0	42	0	0
18	43	0	0	40	0	0	44	0	0
19	32	6	19	34	4	12	33	6	18
20	40	7	18	39	6	15	38	6	16
21	35	0	0	28	0	0	32	0	0
22	40	0	0	42	0	0	39	0	0
23	41	0	0	40	0	0	40	0	0
24	42	0	0	45	0	0	42	0	0
25	33	6	18	32	0	0	32	0	0
26	39	0	0	38	0	0	38	0	0
27	39	0	0	38	0	0	38	0	0
28	42	0	0	43	0	0	39	0	0
Sensitivität	38%			41%			45%		

Tabelle 3: Messwerte der unterschiedlichen Messmethoden in 3D-CT-Aufnahmen (Pico-Methode, Glenoid-Index und Ratio-Methode) aller Untersucher mit Mittelwerten. CT = Computertomographie (Erstellt von Felix Strangmüller mit SPSS)

Patient	Untersucher 1			Untersucher 2			Untersucher 3		
	Knochen- defekt im CT, Pico- Methode, %	Knochen- defekt im CT, Glenoid- Index, Wert (%)	Knochen- defekt im CT, Ratio- Methode, %	Knochen- defekt im CT, Pico- Methode, %	Knochen- defekt im CT, Glenoid- Index, Wert (%)	Knochen- defekt im CT, Ratio- Methode, %	Knochen- defekt im CT, Pico- Methode, %	Knochen- defekt im CT, Glenoid- Index, Wert (%)	Knochen- defekt im CT, Ratio- Methode, %
1	23,2	0,90 (10)	5,2	22,9	0,89 (11)	5,9	23,2	0,90 (10)	5,6
2	6,6	0,90 (10)	5,3	6,6	0,90 (10)	5,1	6,6	0,90 (10)	4,8
3	8,2	0,88 (12)	7,1	6,9	0,87 (13)	7,9	6,9	0,87 (13)	7,6
4	9,7	0,86 (14)	8,3	9,7	0,86 (14)	8,3	9,9	0,85 (15)	9,0
5	0,0	1,00 (0)	0,0	0,0	1,00 (0)	0,0	0,0	1,00 (0)	0,0
6	11,1	0,81 (19)	13,5	11,1	0,81 (19)	13,5	10,9	0,80 (20)	14,2
7	9,4	0,86 (14)	8,8	9,4	0,86 (14)	8,8	10,2	0,85 (15)	12,7
8	0,0	1,00 (0)	0,0	0,0	1,00 (0)	0,0	0,0	1,00 (0)	0,0
9	5,6	0,89 (11)	5,7	5,6	0,89 (11)	5,8	5,8	0,88 (12)	10,3
10	15,4	0,80 (20)	14,7	15,4	0,80 (20)	14,7	15,1	0,81 (19)	7,2
11	8,7	0,88 (12)	6,7	7,6	0,82 (18)	12,7	8,3	0,85 (15)	10,8
12	11,3	0,83 (17)	11,1	9,3	0,86 (14)	8,7	10,7	0,86 (14)	5,2
13	9,6	0,84 (16)	10,5	9,6	0,84 (16)	10,5	9,5	0,81 (19)	6,4
14	4,0	0,91 (9)	4,2	4,0	0,91 (9)	4,2	3,1	0,90 (10)	3,1
15	4,3	0,89 (11)	5,7	4,3	0,89 (11)	5,7	4,1	0,90 (10)	7,2
16	10,8	0,81 (19)	12,9	10,8	0,81 (19)	12,9	10,2	0,82 (18)	21,2
17	0,0	1,00 (0)	0,0	0,0	1,00 (0)	0,0	0,0	1,00 (0)	0,0
18	14,7	0,80 (20)	14,6	13,8	0,80 (20)	13,7	14,4	0,80 (20)	12,2
19	10,6	0,84 (16)	10,4	10,6	0,84 (16)	10,4	10,9	0,84 (16)	17,4
20	17,7	0,79 (21)	14,9	20,2	0,75 (25)	19,9	19,1	0,78 (22)	11,8
21	12,5	0,81 (19)	13,2	10,8	0,84 (16)	10,8	11,6	0,83 (17)	7,6
22	1,9	0,95 (5)	1,6	2,0	0,95 (5)	1,6	2,0	0,95 (5)	1,3
23	7,3	0,88 (12)	7,0	7,3	0,88 (12)	7,0	7,3	0,88 (12)	11,8
24	15,0	0,81 (19)	13,5	13,7	0,80 (20)	13,9	15,0	0,80 (20)	35,5
25	9,8	0,87 (13)	7,7	9,8	0,87 (13)	7,7	8,5	0,86 (14)	5,6
26	4,6	0,91 (9)	4,8	4,5	0,89 (11)	5,8	4,3	0,91 (9)	7,6
27	0,0	1,00 (0)	0,0	0,0	1,00 (0)	0,0	0,0	1,00 (0)	0,0
28	3,5	0,92 (8)	3,9	4,1	0,93 (7)	3,0	3,6	0,92 (8)	6,8
Mittelwert	8,4	0,88 (12)	7,5	8,2	0,88 (12)	7,8	8,3	0,88 (12)	8,7

Tabelle 4: Knöcherner Defekt des vorderen Glenoidrands in verschiedenen Messmethoden im 3D-CT (Pico-Methode, Glenoid-Index und Ratio-Methode) im Vergleich zwischen positivem und negativem LSGL sign. AP = anteroposterior; CT = Computertomographie; 3D = 3-Dimensional; LSGL = loss of sclerotic glenoid line (Erstellt von Felix Strangmüller mit SPSS)

Patient	LSGL sign positiv				LSGL sign negativ			
	Unterbrechung der Skleroselinie, mm (%)	Knochendefekt im CT, Pico-Methode, %	Knochendefekt im CT, Glenoid-Index, Wert (%)	Knochendefekt im CT, Ratio-Methode, %	Unterbrechung der Skleroselinie, mm (%)	Knochendefekt im CT, Pico-Methode, %	Knochendefekt im CT, Glenoid-Index, Wert (%)	Knochendefekt im CT, Ratio-Methode, %
1	13 (37,8)	23,09	0,90 (10,43)	5,55	1 (1,6)	6,61	0,90 (9,89)	5,08
3	16 (35,8)	7,32	0,87 (12,86)	7,56	0 (0,0)	0,00	1,00 (0,00)	0,00
4	21 (50,9)	9,74	0,86 (14,00)	8,49	1 (3,5)	9,66	0,86 (14,38)	10,09
6	17 (38,9)	11,00	0,80 (19,61)	13,72	1 (2,6)	0,00	1,00 (0,0)	0,00
9	14 (33,8)	5,67	0,89 (11,05)	7,27	0 (0,0)	10,43	0,85 (15,19)	8,36
10	15 (47,4)	15,30	0,80 (20,02)	12,17	0 (0,0)	3,71	0,91 (9,07)	3,85
11	20 (54,6)	8,21	0,85 (14,97)	10,06	0 (0,0)	4,22	0,90 (10,31)	6,17
13	8 (21,5)	9,52	0,83 (17,06)	9,13	0 (0,0)	10,56	0,82 (18,33)	15,70
19	5 (16,2)	10,72	0,84 (15,93)	12,73	0 (0,0)	0,00	1,00 (0,00)	0,00
20	6 (16,2)	18,99	0,77 (22,62)	15,48	0 (0,0)	14,31	0,80 (20,00)	13,51
					0 (0,0)	11,66	0,82 (17,53)	10,54
					0 (0,0)	2,00	0,95 (4,66)	1,52
					0 (0,0)	7,27	0,88 (12,23)	8,58
					0 (0,0)	14,54	0,80 (19,76)	20,98
					2 (6,1)	9,37	0,87 (13,48)	6,97
					0 (0,0)	4,48	0,90 (9,83)	6,05
					0 (0,0)	0,00	1,00 (0,00)	0,00
					0 (0,0)	3,74	0,92 (7,82)	4,57
Mittelwert	13,5 (35,3)	11,96	0,84 (15,86)	10,22	0,3 (0,8)	6,25	0,89 (10,14)	6,78

## 8 Anhang 2: Untersucher

Untersucher 1:

Felix Strangmüller

Klinikum Traunstein, Abteilung für Unfallchirurgie und Orthopädische Chirurgie

Abschluss des Studiums der Medizin am 09.05.2019, Technische Universität München, Erteilung der Approbation 18.06.2019

Untersucher 2:

Frau Dr. med. Christina Garving

Schön Klinik Harlaching, München

(September 2014 – August 2015 Assistenzärztin ATOS Klinik München;

September 2015 – Februar 2016 Funktionsoberärztin ATOS Klinik München)

Untersucher 3:

Herr PD Dr. med. Nael Hawi

Medizinische Hochschule Hannover, Klinik für Unfallchirurgie

(Oktober 2015 – September 2016, Assistenzarzt ATOS Klinik München)

## 9 Danksagung

Ich möchte mich sehr herzlich bei allen Personen bedanken, die diese Arbeit möglich gemacht haben. Diese Dissertation hat mich nachhaltig in Richtung meines Wunsch-Facharztes Orthopädie und Unfallchirurgie geleitet.

Bei Herrn Prof. Dr. med. Peter Habermeyer und Prof. Dr. med. univ. Mark Tauber möchte ich mich für die Möglichkeit, am Deutschen Schulterzentrum in der ATOS Klinik München zu promovieren und für die Bereitstellung meines Dissertationsthemas bedanken. Mein ausdrücklicher Dank geht auch an Frau Dr. med. Christina Garving für die ganzheitlich perfekte Betreuung, Organisation und allzeitliche Unterstützung bei der Klärung von Problemen und Fragen während meiner Dissertation. PD Dr. Nael Hawi danke ich für die Mitdurchführung aller relevanten Messungen dieser Arbeit. Allen weiteren Mitarbeitern des Deutschen Schulterzentrums in der ATOS Klinik München danke ich für die ausgezeichnete Zusammenarbeit und stete Hilfsbereitschaft.

Ganz besonders möchte ich meinen Eltern und Großeltern danken, die mir mein Traumstudium finanziell ermöglicht haben und mich auf meinem Weg immer mit voller Kraft unterstützt haben!

## 10 Eidesstattliche Erklärung

Felix Strangmüller

### **Ehrenwörtliche Erklärung zu meiner Dissertation mit dem Titel:**

„Die Relativierung der Skleroselinie: Kein sicheres Diagnostikum für einen knöchernen glenoidalen Defekt?“

Sehr geehrte Damen und Herren,

hiermit erkläre ich, dass ich die beigefügte Dissertation selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel genutzt habe. Alle wörtlich oder inhaltlich übernommenen Stellen habe ich als solche gekennzeichnet.

Ich versichere außerdem, dass ich die beigefügte Dissertation nur in diesem und keinem anderen Promotionsverfahren eingereicht habe und, dass diesem Promotionsverfahren keine endgültig gescheiterten Promotionsverfahren vorausgegangen sind.

Freutsmoos, 22.11.2020

Ort, Datum

Felix Strangmüller

Unterschrift