

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie, physikalische Medizin und Rehabilitation  
Klinik der Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson

# Lockerung von Schulterprothesen, Evaluation unter Nutzung von hochauflösenden CT-Scans

Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Sebastian Breden

aus

Breisach am Rhein

Jahr 2021

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

|  |   |
|--|---|
| Berichterstatter:                                | Prof. Dr. med. Matthias Frank Pietschmann                     |
| Mitberichterstatter:                             | Prof. Dr. Andrea Baur-Melnyk<br>apl. Prof. Dr. Ekkehard Euler |
| Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter: | Dr. techn. Yan Chevalier                                      |
| Dekan:   | Prof. med. dent. Reinhard Hickel                              |
| Tag der mündlichen Prüfung:                      | 06.05.2021  |



LUDWIG-  
MAXIMILIANS-  
UNIVERSITÄT  
MÜNCHEN

Promotionsbüro  
Medizinische Fakultät



## Eidesstattliche Versicherung

# Breden, Sebastian

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel

**Lockerung von Schulterprothesen, Evaluation unter Nutzung von hochauflösenden CT-Scans**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 09.05.2021

Ort, Datum

Sebastian Breden

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand

# Danke

Hiermit möchte ich allen danken, die mich in meinem bisherigen Werdegang und besonders beim Erstellen dieser Arbeit unterstützt haben.

Zuallererst ein großes Danke an meine Familie, insbesondere meine Eltern, Eva-Maria und Heinz Breden, die mich seit frühester Kindheit ermutigten neugierig zu sein, die Welt zu hinterfragen und mir hohe Ziele zu stecken, ohne diese Eigenschaften wäre mir mein Studium und diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Vielen Dank an meine Lebensgefährtin, Jasmin Greger, dass sie mich während des langen Studiums und vor allem dem Schreiben dieser Arbeit immer verständnisvoll unterstützt hat.

Sehr dankbar bin ich meiner Lektorin Nora Steinhäuser, ohne die mein Text wahrscheinlich nicht lesbar wäre. Danke an Dr. Peter Varga in Davos für die Hilfe bei den komplizierten Bildbearbeitungen während meiner Arbeit.

Ein ganz wichtiges Dankeschön geht an Prof. Dr. med. Matthias Pietschmann, meinen Doktorvater, der immer mit Rat und Tat bereit stand, wenn ich etwas benötigte.

Last but far from the least, my biggest thank you goes to my supervisor Dr. Yan Chevalier, without him this work wouldn't have been possible. Thank you, Yan, for always explaining everything to me to the smallest detail, thank you for always being reachable for me, even during holidays and your precious father-daughter-time. A big thank you for never rushing me and making it possible for me to go to the AO in Davos, which was a great experience. Thank you for all your help and patience, I wish you many happy days with your newly founded family.

It was great being your padawan!

## Inhaltsverzeichnis

|      |  |    |
|------|--|----|
| 1.1. | Anatomie .....   | 8  |
| 1.2. | Omarthrose .....   | 11 |
| 1.3. | Gelenkersatzverfahren .....  | 13 |
| 1.4. | Glenoidersatz bei anatomischen Prothesen .....                       | 16 |
| 1.5. | Implantatlockerung .....   | 18 |
| 1.6. | Knochenparameter .....   | 20 |
| 1.7. | Implantatbewegung im CT-Bild .....                                   | 21 |
| 1.8. | Ziel dieser Arbeit .....   | 21 |
| 2.   | Material und Methoden .....  | 23 |
| 2.1. | Probenvorbereitung .....   | 23 |
| 2.2. | CT-Scans .....   | 25 |
| 2.3. | Bildbearbeitung der initialen HRqCT-Scans .....                      | 26 |
| 2.4. | Berechnung der einzelnen Parameter .....                             | 27 |
| 2.5. | Implantation .....   | 29 |
| 2.6. | Testaufbau und Durchführung .....                                    | 29 |
| 2.7. | Bildregistrierung .....  | 31 |
| 2.8. | Visuelle Evaluation der Verschiebung .....                           | 32 |
| 2.9. | Makroskopisch morphologische Untersuchung .....                      | 33 |
| 3.   | Ergebnisse .....   | 35 |
| 3.1. | Erster Scan .....  | 36 |
| 3.2. | Zweiter Scan .....   | 42 |
| 3.3. | Experimentelle Testung .....   | 44 |
| 3.4. | Verschiebung .....   | 44 |
| 3.5. | Makroskopisch morphologische Beurteilung .....                       | 47 |
| 3.6. | Korrelationen .....  | 50 |
| 4.   | Diskussion .....   | 58 |
| 4.1. | Eigenschaften des knöchernen Glenoids .....                          | 58 |
| 4.2. | Knöcherne Veränderungen nach Implantation .....                      | 59 |
| 4.3. | Beeinflussung der Implantatbewegung durch Knocheneigenschaften ..... | 60 |
| 4.4. | Postexperimentelle Bewegungsmessung .....                            | 63 |
| 4.5. | Limitationen .....   | 63 |
| 5.   | Zusammenfassung und Ausblick .....                                   | 64 |
| 6.   | Quellen der Abbildungen .....  | 66 |
| 7.   | Literaturverzeichnis .....   | 67 |
| 8.   | Curriculum vitae .....   | 71 |

## Abbildungsverzeichnis

|   |    |
|---|----|
| Abb. 1.1 Anatomie der Scapula .....                           | 8  |
| Abb. 1.2 Anatomie des Schultergürtels .....                   | 9  |
| Abb. 1.3 Röntgenbilder Omarthrose .....                       | 12 |
| Abb. 1.4 Röntgenbilder einer Hemiprothese .....               | 14 |
| Abb. 1.5 Röntgenbilder einer Totalendoprothese .....          | 15 |
| Abb. 1.6 Glenoidimplantate mit Metallrücken.....              | 16 |
| Abb. 1.7 Glenoidimplantate aus Polyethylen .....              | 17 |
| Abb. 1.8 Der Rocking horse effect .....                       | 19 |
| Abb. 2.1 Initiale Scans.....                                  | 25 |
| Abb. 2.2 Aufteilung des Glenoids.....                         | 26 |
| Abb. 2.3 Bildbearbeitungsschritte .....                       | 28 |
| Abb. 2.4 Testaufbau .....                                     | 29 |
| Abb. 2.5 Bildregistrierung .....                              | 31 |
| Abb. 2.6 Auswertung Registrierung .....                       | 32 |
| Abb. 3.1 Boxplot BV/TV .....                                  | 39 |
| Abb. 3.2 Boxplot Thick.....                                   | 40 |
| Abb. 3.3 Boxplot Ani .....                                    | 40 |
| Abb. 3.4 Boxplot Conn .....                                   | 41 |
| Abb. 3.5 Verschiebung.....                                    | 45 |
| Abb. 3.6 Mittlere Verschiebung .....                          | 46 |
| Abb. 3.7 Röntgenbilder der geschnittenen Glenoidhälften ..... | 47 |
| Abb. 3.8 Fotografien der geschnittenen Glenoidhälften .....   | 48 |
| Abb. 3.9 Korrelationen BV/TV .....                            | 51 |
| Abb. 3.10 Korrelationen tBV/TV.....                           | 52 |

## Tabellenverzeichnis

|  |    |
|--|----|
| Tab. 2.1 Proben .....  | 23 |
| Tab. 3.1 Ergebnisse des ersten HRqCT-Scans .....                               | 36 |
| Tab. 3.2 Mittelwerte erster HRqCT-Scan .....                                   | 36 |
| Tab. 3.3 Signifikanzen der Unterschiede der Designs, erster HRqCT-Scan .....   | 37 |
| Tab. 3.4 Signifikanzen der Unterschiede erster HRqCT-Scans .....               | 38 |
| Tab. 3.5 Ergebnisse zweiter HRqCT-Scan .....                                   | 42 |
| Tab. 3.6 Differenz der Mittelwerte 1. Scan – 2. Scan .....                     | 43 |
| Tab. 3.7 Signifikanzen der Unterschiede zwischen den ersten beiden Scans ..... | 43 |
| Tab. 3.8 Ergebnisse experimentelle Testung .....                               | 44 |
| Tab. 3.9 Signifikanzen der Unterschiede nach Design .....                      | 44 |
| Tab. 3.10 Messung der Verschiebung des Knochens .....                          | 44 |
| Tab. 3.11 Korrelationen BV/TV .....  | 50 |
| Tab. 3.12 Korrelationen tBV/TV .....   | 51 |
| Tab. 3.13 Korrelationen cBV/TV .....   | 52 |
| Tab. 3.14 Korrelationen tThick .....   | 53 |
| Tab. 3.15 Korrelationen cThick .....   | 54 |
| Tab. 3.16 Korrelationen Ani .....  | 54 |
| Tab. 3.17 Korrelationen Conn .....   | 55 |
| Tab. 3.18 Korrelation Bewegung .....   | 56 |

# Einführung

Nur zwei Jahre nach ihrer Implantation, musste 1895 die erste totale Schulterendoprothese wieder entfernt werden. Wieso der vom französischen Chirurgen E. J. Péan erfundene Gelenkersatz explantiert werden musste, ist heute nicht mehr klar (1).

Heutzutage ist der Einbau einer Totalendoprothese der Schulter zu einer der Standardoperation der Orthopädie geworden. Die Indikationen, die zu diesem Eingriff führen sind mannigfaltig. Allen voran ist die Omarthrose als degenerative Veränderung des Schultergelenks zu nennen, gefolgt von Arthritiden und anderen entzündlichen Zerstörungen sowie Frakturen, die das Gelenk miteinbeziehen. Auch degenerative Veränderungen des Bandapparats sowie der Gelenkkapsel können einen operativen Gelenkersatz nötig machen.

Auch wenn diese Operation überwiegend erfolgreich verläuft (2), kann es zu vielfältigen Komplikationen, wie Implantatlockerung, Infektionen, Knochen- und Implantatbrüchen kommen. Als häufigste Komplikation der anatomischen totalen Schulterendoprothese, die in 52% der Fällen auftritt (3), wird die aseptische Lockerung der glenoidalen Komponente beschrieben (4).

Die Gründe für das Versagen des anatomischen Glenoidersatzes sind trotz unterschiedlicher Erklärungsversuche noch nicht vorhersehbar und in vielen Fällen nicht erklärbar. So können Unterschiede im Design des Implantats (5), Zementier- und Implantationstechniken (6) sowie Fehlbelastung seitens des Humeruskopfes (7) zu Grunde liegen.

Da die Verankerung des Implantats im Knochen eine große Rolle spielt, werden sowohl die Qualität des Zements (8) als auch vor allem die Beschaffenheit des implantierten Knochens als wichtige Faktoren angesehen (9) (10) (11) (12).

Die meisten Studien zu diesen Fragestellungen wurden virtuell (9) (6) oder an künstlichen Knochenersatz durchgeföhrt (2) (5).

In Zuge dieser Doktorarbeit wird an menschlichen Knochen getestet, inwiefern mit hochauflösenden CT-Bildern die Beschaffenheit des Glenoids gemessen werden kann und ob es Korrelationen mit experimentell gemessenen Daten zur Lockerung von Implantaten gibt.

## 1.1. Anatomie

Das Schulterblatt (Scapula) ist ein platter Knochen in dreieckiger Form, der den Rippen von hinten aufliegt. Die Cavitas glenoidalis, die mit dem Humeruskopf das Schultergelenk bildet, ist über das Collum scapulae mit dem Korpus des Knochens verbunden. Dieser Knochenfortsatz befindet sich am Angulus lateralis, der äußeren Ecke des Schulterblatts (13) (14).

Abb. 1.1 Anatomie der Scapula

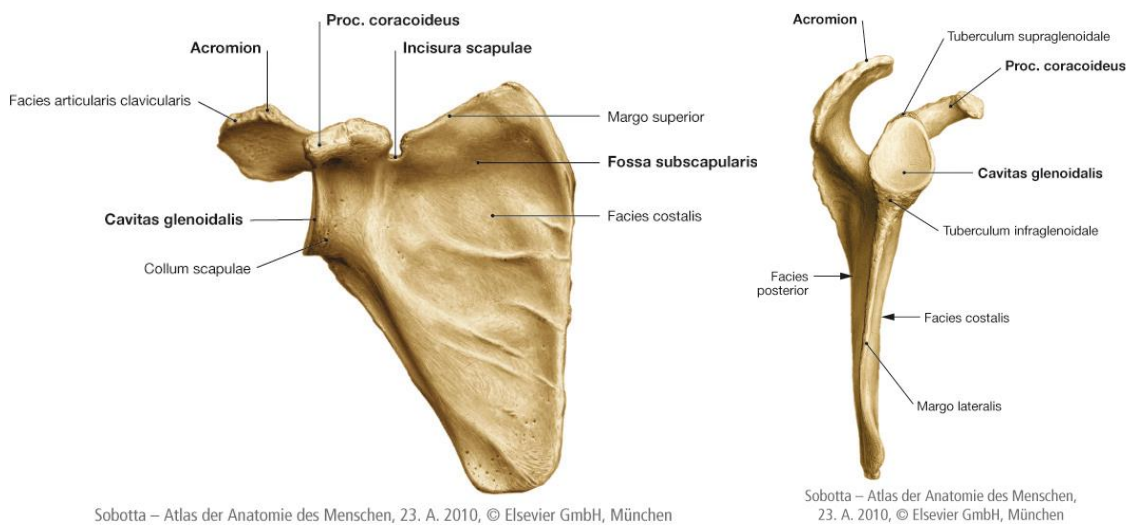


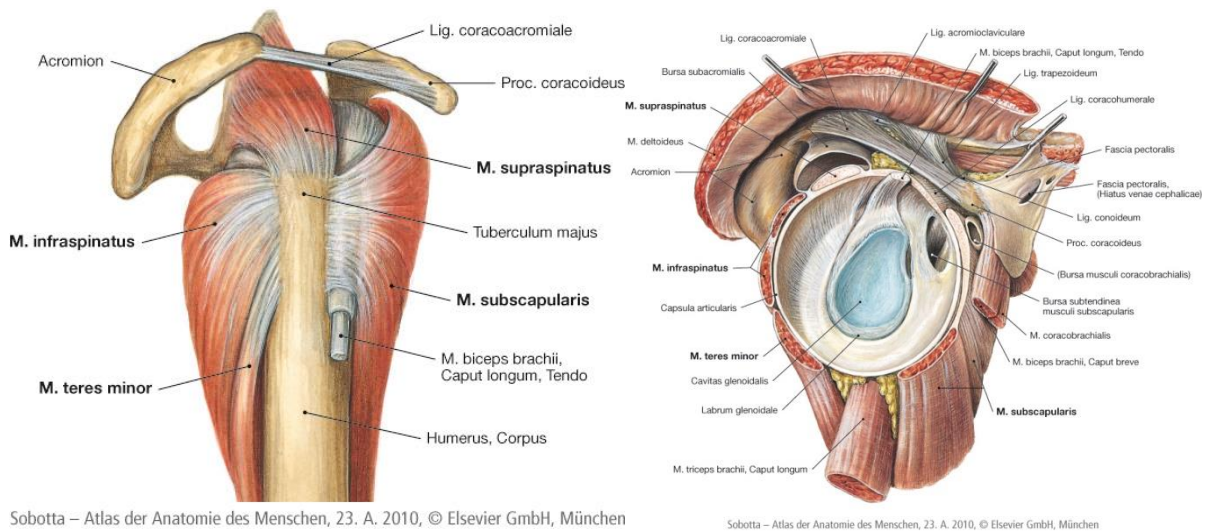
Abb. 1.1 zeigt die Anatomie des knöchernen Schulterblatts. Links Ansicht von ventral, rechts Ansicht von lateral (14).

Um einen über das Gleno-Humeralgelenk hinausgehenden Bewegungsumfang zu gewährleisten, ist die Scapula über zwei hintereinander liegende Gelenke (Acromio-Clavicular- und Sterno-Claviculargelenk) mit dem Brustkorb verbunden. Durch diese Reihe an Gelenken ergeben sich im funktionellen Schultergelenk sehr hohe Bewegungsfreiheiten. So kann in der Abduktion ein Bewegungsumfang von  $220^\circ$  erreicht werden, wohingegen dies allein im gleno-humeralen Gelenk nur bis  $130^\circ$  möglich wäre (15).

Damit ermöglicht das Schultergelenk unter allen Gelenken im menschlichen Körper den größten Umfang an Bewegung. An den Bewegungen des Schultergelenks sind viele Muskeln beteiligt, die wichtigsten in Bezug auf das Schultergelenk werden als Schultergürtel bezeichnet (13). Diese sehr hohe Beweglichkeit stellt einen außergewöhnlich hohen biomechanischen Anspruch an einen Gelenkersatz.



Abb. 1.2 Anatomie des Schultergürtels



Sobotta – Atlas der Anatomie des Menschen, 23. A. 2010, © Elsevier GmbH, München

Sobotta – Atlas der Anatomie des Menschen, 23. A. 2010, © Elsevier GmbH, München

Abb. 1.2 zeigt das Schultergelenk von lateral mit den angrenzenden Muskeln, rechts die Aufsicht auf die glenoidale Gelenkfläche mit entferntem Humerus. Die Muskeln des Schultergürtels sind **fett** hervorgehoben. (14)

Die beiden Gelenkpartner des Schultergelenks sind inkongruent ausgebildet. So besitzt der Humeruskopf eine annähernd sphäroidale Form, wohingegen die glenoidale Gelenkfläche zwar konkav ist, jedoch einen geringeren Radius aufweist als das humerale Gegenstück. Des Weiteren ist die glenoidale Gelenkfläche um ein Vielfaches kleiner als die des Humerus (13). Diese Unterschiede ermöglichen einerseits eine hohe Beweglichkeit, andererseits wird das Gelenk dadurch sehr instabil und muss durch verschiedene weitere Mechanismen verstärkt werden

Unter den vielen, das Schultergelenk überspannenden, Muskeln bilden vier (Mm. supraspinatus, infraspinatus, subscapularis und teres minor) den Schultergürtel (14). Die Besonderheit der Muskeln des Schultergürtels liegt in ihrer zusätzlichen Funktion, die über reine Bewegung der Schulterknochen hinaus geht. Sie zentrieren den Humeruskopf in der Gelenkpfanne und erhöhen durch ihren Zug den Druck der Gelenkflächen aufeinander. Dieser Mechanismus verstärkt die Stabilität des Gelenkes trotz der geringen Kongruenz der Gelenkpartner (16) (17) (18). In diesem Zusammenhang muss außerdem die lange Ursprungssehne des M. biceps brachii genannt werden, die sich durch das Gelenk zieht (s. Abb. 1.2) und den Humeruskopf gegen ein Abrutschen nach kranial sichert (19).

Neben den Muskeln des Schultergürtels spielen ebenso die Bänder des Schultergelenks eine wesentliche Rolle in dessen Stabilisierung. Die auf Grund des großen Bewegungsumfangs relativ laxe Gelenkkapsel bietet [dem Knochen] zwar nur wenig Halt, jedoch erzeugt sie einen negativen Druck im Vergleich zur Umgebung innerhalb des Gelenkes, was die Stabilität

erhöht (18). Die vom Schulterblatt zum Oberarmknochen ziehenden Bänder (Lig. coracohumerale, Lig. glenohumerale) halten den Humeruskopf bei verschiedenen Bewegungen in der Gelenkpfanne (20) (13). Zuletzt muss die glenoidale Gelenkklippe genannt werden, die die funktionale Gelenkfläche des Glenoids vergrößert und so die Kongruenz zum Humeruskopf verbessert (13) (15).

## 1.2. Omarthrose

Als Arthrose wird der Verbrauch von Knorpel über das physiologische Maß hinaus bezeichnet (21).

Auch wenn seltenere Erkrankungen wie Knochennekrosen, Arthritis oder Frakturen des Oberarmkopfes eine Prothesenimplantation nötig machen können, stellt die Arthrose des Schultergelenks die häufigste Indikation zur totalen Schulterendoprothesenversorgung dar (22).

Die Arthrose wird anhand ihrer Ätiologie in zwei große Gruppen unterteilt: Bei der primären oder idiopathischen Arthrose lässt sich kein Grund für die übermäßige Degeneration finden, bei der sekundären Arthrose kommt es auf Grund anderer vorhergehenden Erkrankungen zum vorzeitigen Gelenkverschleiß (23). Die Gründe für eine sekundäre Arthrose sind vielfältig, zu den häufigsten Zählen Frakturen des Humeruskopfes, glenoidale Läsionen, Arthritis und Fehlbelastungen nach Pathologien des Schultergürtels (24) (25).

Die Hauptsymptome der Arthrose sind zu Beginn bewegungsabhängiger Schmerz, der sich im Ruhezustand des Gelenkes verbessert, außerdem Anlaufschmerzen. Durch Minderbewegung kommt es zur Schrumpfung der Gelenkkapsel und damit zur Verringerung des Bewegungsumfangs bis zu kompletten Versteifung des Gelenks. Im weiteren Verlauf stellt sich ein Dauerschmerz ein, der erst nach Versteifung des betroffenen Gelenks wieder verschwindet (21).

Die Arthrose wird anhand verschiedener Zeichen meist im nativen Röntgenbild diagnostiziert (s. Abb. 1.3). Zu den radiologischen Zeichen gehört allen voran die Verschmälerung des Gelenkspaltes, der wiederum auf Verschmälerung des Knorpels schließen lässt. Durch die veränderte Belastung des Knochens bilden sich röntgenologisch sichtbare Osteophyten an den Rändern des Gelenks. Die Mitbeteiligung des Knochens lässt sich anhand subchondraler Sklerosierung, Entrundung der subchondralen Gelenkflächen und Bildung von Geröllzysten erkennen (15).

Abb. 1.3 Röntgenbilder Omarthrose



Abb. 1.3 zeigt zwei Röntgenbilder von Schultern mit arthrotischen Veränderungen. Auf beiden Bildern lassen sich kaudal am Humeruskopf Osteophyten erkennen, außerdem sind die Gelenkspalte verschmälert. Besonders im rechten Bild zeigt sich eine starke Entrundung des Humeruskopfes. Die Bilder wurden von der Klinik und Poliklinik für Radiologie des Klinikums der Universität München bereit gestellt.

Besonders bei jungen Patienten und in frühen Phasen der Krankheit ist eine CT- und MRT-Bildgebung hilfreich zur Diagnosestellung (26).

Die Behandlung der Omarthrose teilt sich in konservative und operative Therapiemethoden, wobei die Implantation eines künstlichen Schultergelenkes die ultima ratio darstellt (15).

Die operative Therapie beinhaltet vor allem bei jungen Patienten und Patienten mit hoher Beanspruchung arthroskopische Vorgehensweisen, wie Debridement, Kapselreleases, Synevektomien sowie die Entfernungen von Osteophyten (27). Auf diese Weise kann auch der Entstehung von sekundären Arthrosen durch Behandlung der Grunderkrankung vorgebeugt werden (28). Wenn diese nicht oder nur wenig invasiven Behandlungen keine ausreichende Beschwerdelinderung leisten wird die Indikation zum Gelenkersatz gestellt (28).

### 1.3. Gelenkersatzverfahren

Seit dem ersten künstlichen Schultergelenk 1893 (1) haben sich bis zur heutigen Zeit in der Orthopädie vier Arten des Gelenkersatzes der Schulter etabliert.

Die einfachste und am wenigsten invasive Methode ist die Erneuerung der humeralen Gelenkfläche (s. Abb. 1.4L). Dabei wird eine metallene Kappe über dem abgeschliffenen Oberarmkopf eingepasst. Die kurze Operationszeit und geringe Invasivität sind Vorteile dieses Verfahrens. Es wird heute nur bei rheumatoider Arthritis angewendet, wenn das Glenoid noch nicht betroffen ist (29).

Die nächste Eskalationsstufe der Behandlung stellt eine Teilprothese dar, bei der nur der Humeruskopf ersetzt wird (s. Abb. 1.4R). Im Gegensatz zum erstgenannten Fall ist die Gelenkfläche hierbei auf einem Schaft im Humerus aufgebracht, was ein invasiverer Eingriff, jedoch stabiler ist (30). Zu den Indikationen dieser Operation zählen die rheumatoide Arthritis sowie Frakturen des Humeruskopfes mit Gelenkbeteiligung. Vor der Einführung der totalen Endoprothese wurde dieses Verfahren auch zur Behandlung der Arthrose eingesetzt. Dabei zeigten sich zwar Schmerzlinderungen und eine Verbesserung der Beweglichkeit, die Hemiprothese ist der totalen jedoch in beidem unterlegen (31) (32).

Abb. 1.4 Röntgenbilder einer Hemiprothese



Abb. 1.4 zeigt zwei Röntgenbilder von Schultern nach teilprothetischer Versorgung. Das linke Bild zeigt einen Ersatz der humeralen Gelenkfläche. Im rechten Bild ist eine Teilendoprothese mit Schaft im Humerus zu erkennen. Die Bilder wurden von der Klinik und Poliklinik für Radiologie des Klinikums der Universität München bereitgestellt.

Heute gibt es zwei verschiedene Arten der totalen Schulterendoprothese (33). Die moderne anatomische Prothese nutzt einen konvexen Humeruskopf aus einer Metalllegierung, der in verschiedenen Größen auf einen meist unzementierten Schaft im Humerus aufgebracht wird. Das glenoidale Gegenlager wird aus einem konkaven, aus Polyethylen bestehenden und einzementierten Oberflächenersatz gebildet (s. Abb. 1.5L). Im Gegensatz dazu steht die inverse Schulterprothese, bei der die konkaven und konvexen Teile vertauscht sind (s. Abb. 1.5R). So wird auf den Schaft der humeralen Komponente ein konkaves Gleitlager aus Polyethylen befestigt und im Glenoid ein konvexes Gegenstück verschraubt (34). Auf Grund der veränderten Biomechanik eignet sich die inverse Prothese bei Patienten, die irreparable Schäden im Schultergürtel davongetragen haben (35) und sollte vor allem bei

Patienten über 70 Jahre verwendet werden (36). Bei jungen Patienten mit intakter Weichteil Anatomie ist weiterhin die anatomische Prothese die beste Wahl für einen Gelenkersatz und zeigt sehr gute Langzeitergebnisse (37).

Abb. 1.5 Röntgenbilder einer Totalendoprothese

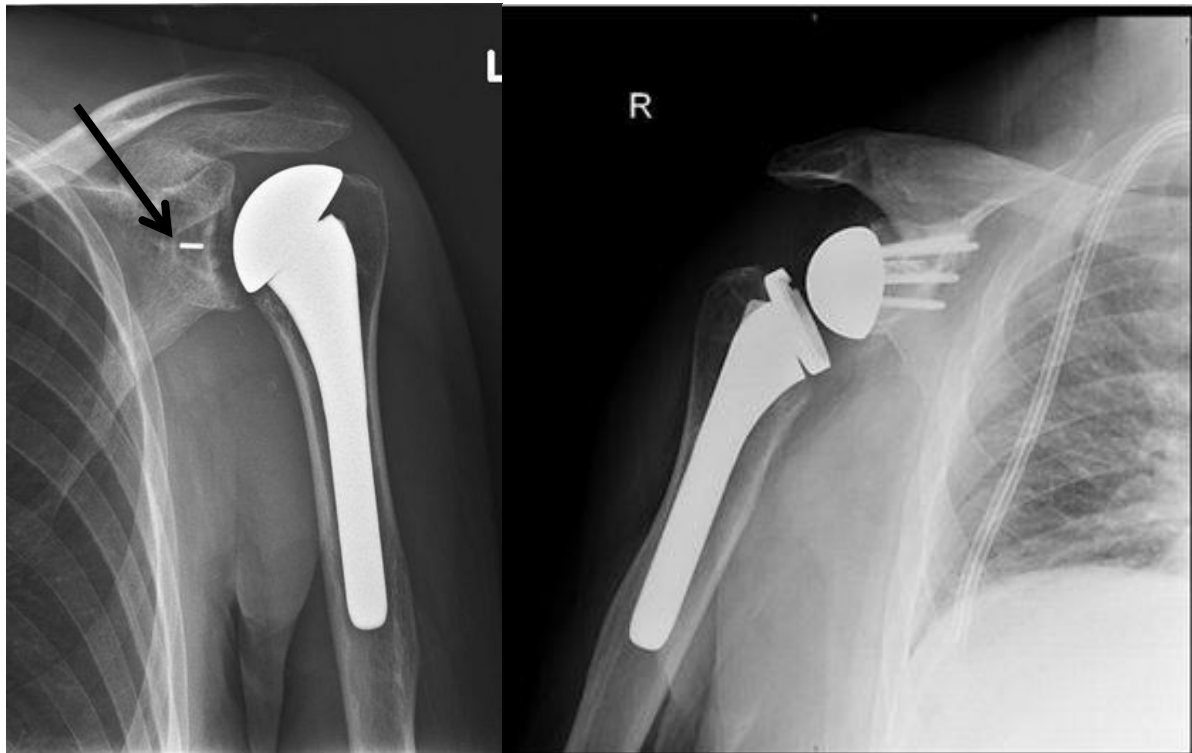


Abb. 1.5 zeigt zwei Röntgenbilder von Schultern nach totalendoprothetischer Versorgung. Im linken Bild ist ein anatomischer Gelenkersatz zu erkennen. Die glenoidale Komponente kann auf Grund der geringen Röntgendichte nur erahnt werden, jedoch ist ein Metallstift im Kiel des Glenoids gut erkennbar (Pfeil). Das rechte Bild zeigt eine inverse Prothese. Die Bilder wurden von der Klinik und Poliklinik für Radiologie des Klinikums der Universität München bereitgestellt.

## 1.4. Glenoidersatz bei anatomischen Prothesen

Die Lockerung der glenoidalen Komponente, mit der sich diese Studie beschäftigt, stellt mit 52% den häufigsten Versagensmechanismus bei anatomischen Schulterendoprothesen dar (3). Es werden zwei verschiedene Arten von Glenoidimplantaten unterschieden (s. Abb. 1.6 vs. Abb. 1.7). Die Implantate mit einer Grundplatte aus Metall werden per Press-Fit-Technik und mit Schrauben zementfrei eingebracht (s. Abb. 1.6). Studien belegen jedoch, dass diese Art von Implantaten solchen ohne Metallanteil deutlich unterlegen sind (38) (39). Wegen dieser Erkenntnis werden heute fast nur noch Implantate genutzt die, wie die in dieser Studie untersuchte, vollständig aus Polyethylen gefertigt sind.

Abb. 1.6 Glenoidimplantate mit Metallrücken

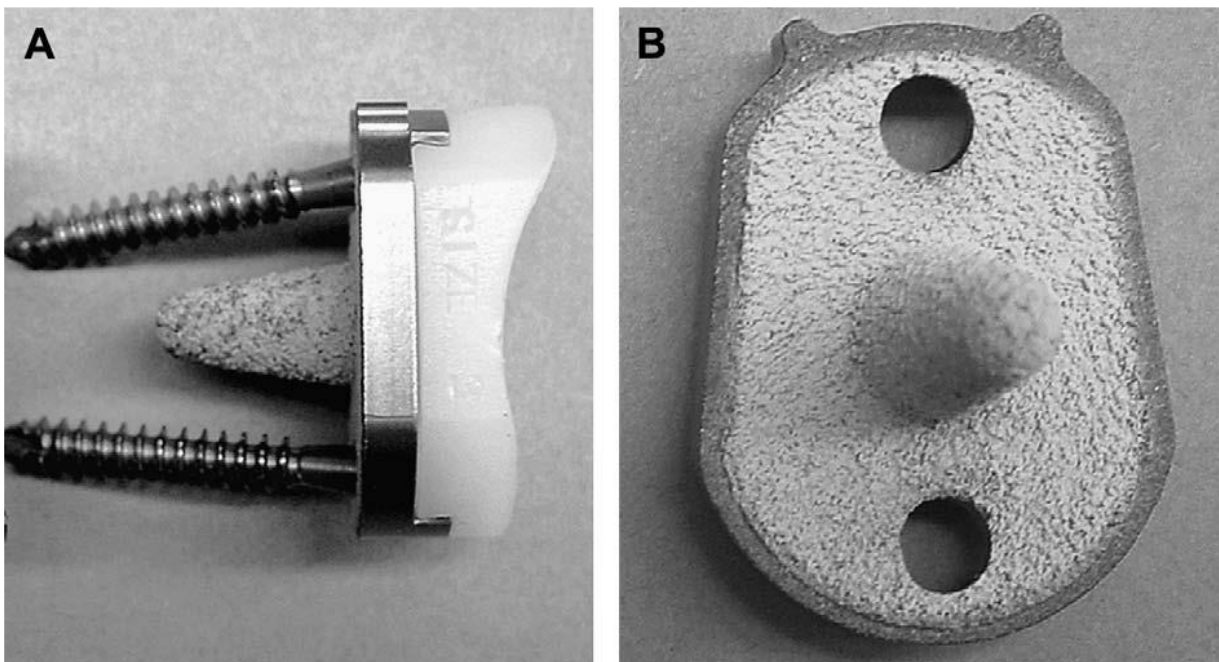


Abb. 1.6 zeigt Glenoidimplantate mit Grundplatten aus Metall. Bild aus Strauss et al.: *The glenoid in shoulder arthroplasty*, 2009 (40).

Unter den Kunststoffimplantaten gibt es zwei Gruppen, die sich im Design der Rückseiten unterscheiden (s. Abb. 1.7). Es handelt sich hierbei um Verankerungen, die entweder einen Kiel in der Mitte der Längsrichtung oder mehrere Pegs aufweisen. Beide Designs können mit Metallstiften versteift werden. Zur Implantation wird in beiden Fällen Knochenzement verwendet (40).



Abb. 1.7 Glenoidimplantate aus Polyethylen

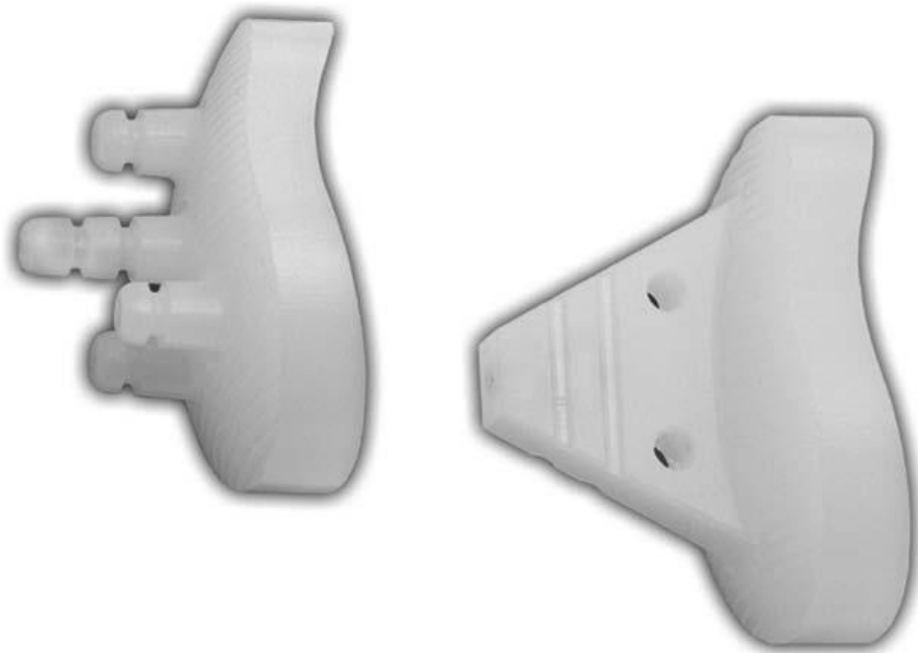


Abb. 1.7 zeigt Glenoidimplantate aus Polyethylen. Links im Peg- und rechts im Kiel-Design. Bild aus Strauss et al.: *The glenoid in shoulder arthroplasty*, 2009 (40).

Das Versagen eines Glenoidersatzes kann auf viele Mechanismen zurückgeführt werden. Nach Matsen et al. (7) sind dies vor allem Implantatfehler, Fehler in der Einbettung, Glenoidfrakturen und geringer Halt.

Im Gegensatz zu Hüft- und Knieprothesen spielt Implantatabnutzung eine eher untergeordnete Rolle (41). Um diese dennoch zu verringern, besitzen moderne Implantate ein exzentrisches Oberflächendesign das asymmetrisch den Humeruskopf aufnimmt (42). Eine bessere Einbettung kann durch konvexe und raue Rückseiten der Implantate erreicht werden (43). Um Glenoidfrakturen vorzubeugen, kann relativ wenig getan werden, jedoch zeigt sich ein Ausfräßen des Glenoids von Vorteil gegenüber dem Auskürettieren der Gelenkfläche (44). Die Beschaffenheit des Knochens unter dem Implantat ist maßgeblich für den Halt des Implantats. Da Implantatlockerung das größte Problem bei Schulterprothesen darstellt (3), entschieden wir, unser Augenmerk in dieser Studie auf die Qualität des glenoidalen Knochens zu richten.

## 1.5. Implantatlockerung

Die wichtigsten Gründe für eine Lockerung von Implantaten nach Gelenkersatz sind zum einen die septische Lockerung auf Grund von bakterieller Besiedelung (45) und zum andern die aseptische Lockerung (46). Es wird davon ausgegangen, dass die aseptische Lockerung vor allem durch Immunreaktionen auf Abrieb des Implantats verursacht wird (47). Mechanisch lassen sich hauptsächlich zwei Ursachen der Lockerung identifizieren (7). Erstens spielt der Radius des implantierten Humeruskopfes (sog. Mismatch) eine große Rolle (48). Verschiedene Experimente kamen zu unterschiedlichen Ergebnissen bezüglich der idealen Größe des Radius (49) (50). Die Experimente zeigen jedoch, dass die Radien nicht perfekt ineinandergreifen, sondern ein Mismatch von einigen Millimetern gegeben sein sollte (5). Zweitens ist die Dezentrierung des Humeruskopfes, wie sie zum Beispiel bei Schultergürtelinsuffizienzen auftritt, ein großes Problem (51).

Beide mechanischen Phänomene führen zu erhöhter Belastung, vor allem am Rand des Glenoidimplantats (52) (53). Dies resultiert in einer schaukelnden Bewegung des Implantats (s. Abb. 1.8), welche als Schaukelpferdeffekt (rocking horse effect, RHE) bezeichnet wird (54). Die Belastung der Implantate während unserer Tests begründet sich auf diesem Effekt.

Abb. 1.8 Der Rocking horse effect

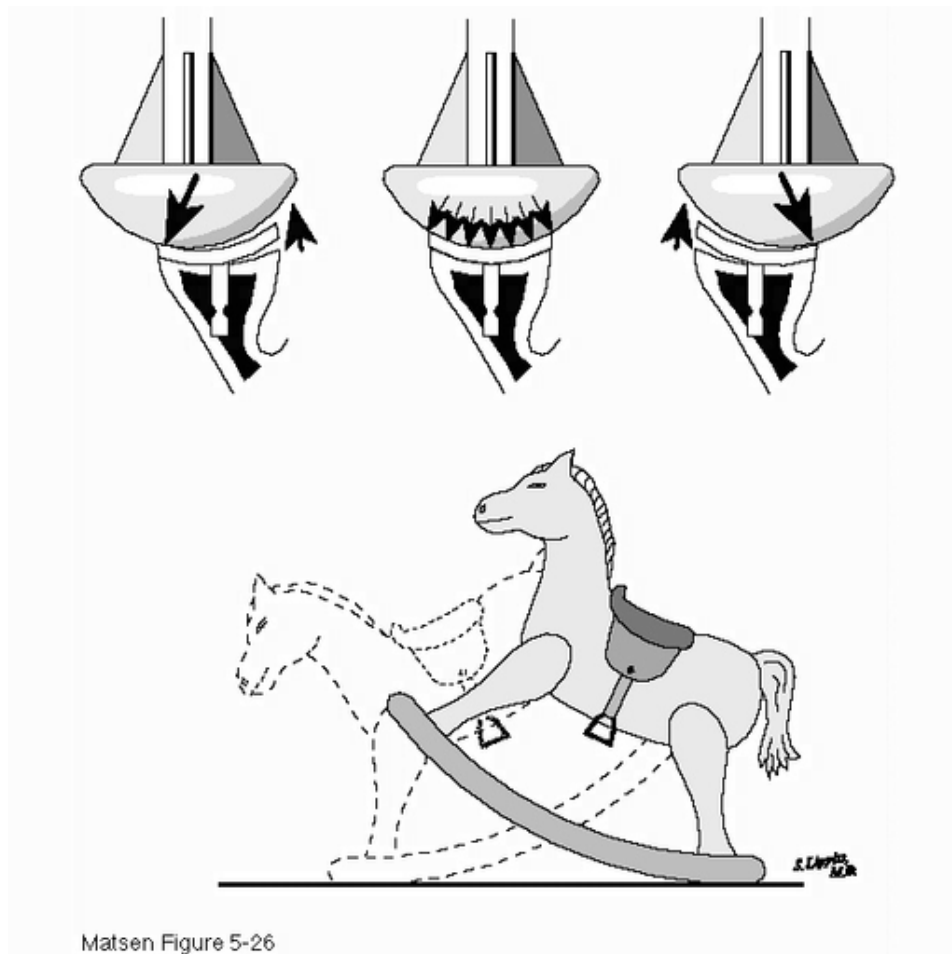


Abb. 1.8 Veranschaulichung des Rocking Horse Effects. (80)

Bezüglich der beiden Designs gibt es keinen klaren Vorteil für eines der beiden, sie zeigen im kurzfristigen Vergleich keine Unterschiede (55). In einigen Veröffentlichungen werden die Pegs als sicherere Verankerung beschrieben (56) (57). Diesen Experimenten liegen radiologische Beurteilungen zu Grunde, die zeigen sollen, dass sich Implantate mit Kiel mehr bewegen. Makroskopisch ließ sich dies jedoch nicht beweisen (58). Ein weiterer Vorteil der Pegs könnte die geringere Masse an zu entfernendem Knochen im Glenoid sein (59). Beim Kiel soll der Vorteil in der physiologischeren Kraftübertragung liegen und einige Studien kommen (tatsächlich) zu dem Ergebnis, dass dieses Design bessere Ergebnisse liefert (60). Zum heutigen Stand werden noch beide Designs im klinischen Alltag verwendet, wir entschieden uns deshalb, beide in unseren Experimenten zu verwenden.

## 1.6. Knochenparameter

Unter den unzähligen Parametern, die einen Knochen beschreiben können, entschieden wir uns an Hand von CT-Bildern für einige aussagekräftige Kennzahlen.

Die Dichte des Knochens wurde durch den Anteil von Knochen am Gesamtvolumen abgeschätzt (BV/TV), dieser Wert verhält sich ähnlich dem durch klinische CT-Bildgebung ermittelten mineralischen Knochendichte (Bone Mineral Density, BMD) (61). In der vorhergehenden Studie ermittelten wir diesen Quotienten für den gesamten Knochen, die Kortikalis und den trabekulären Anteil des Glenoids. Frich et al. zeigten, dass im Vergleich der trabekulären Knochen der posteriore Teil des Glenoids deutlich höhere Dichten aufweist (62), dies konnte von Lehtinen et al. zusätzlich auch für die gesamte Knochenstruktur und den kortikalen Knochen gezeigt werden (63). Lehtinen et al. zeigten außerdem eine höhere Dichte des superioren Knochens im Vergleich zum inferioren (63). Mimar et al. konnten hingegen keine statistisch signifikanten Unterschiede des BV/TV in ihrem Experiment finden (64). Bei Messungen des BMD mittels klinischer CT-Bilder, ließen sich für unsere Proben keine signifikanten Unterschiede zeigen (10).

Auch bezüglich des trabekulären Durchmessers (trabecular thickness,  $tThick$ ) und der kortikalen Dicke (cortical thickness,  $cThick$ ) zeigen die Studien dickere Knochen im posterioren Anteil des Glenoids. So zeigten schon Frich et al. eine dickere Kortikalis in den hinteren Bereichen des Gelenks (62), dies wurde von späteren Studien bestätigt (65) (66). Li et al zeigten, dass im hinteren Teil des Glenoids dickere Trabekel vorherrschen als im vorderen Bereich (67).

Auch die Anisotropie (Ani) der Trabekel scheint einen antero-posterioren Gradienten zu besitzen (68).

Die oben vorgestellten Studien lassen darauf schließen, dass der posteriore und superioren Knochen auf Grund höherer Belastungen kräftiger ausgebildet ist als der Rest des Glenoids, Studien zur allgemeinen Stärke des Knochens belegen dies (69) (70).

Keine Studien wurden bisher zur Korrelation zwischen Implantatlockerung und Knochenparametern, die durch hochauflösende CT-Scans gewonnen wurden, veröffentlicht. Lediglich eine Studie im Mausmodell wurde veröffentlicht. Liu et al. berichteten, dass höherer BV/TV mit stärkerer Verankerung der Implantate signifikant korrelierte (71). Unsere Gruppe konnte an den hier verwendeten Proben zeigen, dass der klinisch gemessene BMD des Glenoids signifikant mit den Bewegungen der Implantate korreliert (10). Auch klinische CT-Studien konnten Zusammenhänge zwischen Knochendichte und Implantatversagen feststellen (12).

## 1.7. Implantatbewegung im CT-Bild

Der Versuch, Bewegungen des Implantats mit postexperimentellen hochauflösenden CT-Bildern zu detektieren macht einen Teil dieser Arbeit aus. In der aktuellen Literatur ist kein ähnliches Verfahren beschrieben, jedoch gab es einige Studien, die verschiedene Arten des Implantatversagens mit Hilfe von CT-Scans evaluiert haben (72) (73). Eine klinische Studie zeigte, dass CT-Bilder besser als konventionelles Röntgen geeignet sind um Implantatlockerungen im Initialstadium zu entdecken (74). Wir hingegen versuchen, Bewegungen im Knochen unter dem Implantat postexperimentell im Labor zu zeigen.

## 1.8. Ziel dieser Arbeit

Diese Arbeit befasst sich mit der Evaluation des Knochenmaterials des Glenoids mittels hochauflösender CT-Bilder und dessen Auswirkungen auf den Halt von Implantaten. In diesem Rahmen beantworte ich folgende Fragen:

- Wie stellt sich die Verteilung der trabekulären und kortikalen sowie der Gesamtknochendichte, der trabekulären und kortikalen Dicke, sowie Anisotropie und Verbundenheit der Trabekel im Glenoid dar?
- Wie werden diese Parameter durch die Implantation eines zementierten Glenoidersatzes verändert?
- Beeinflussen diese Parameter die Implantatbewegung während der experimentellen Tests?
- Lässt sich die im Experiment verursachte Bewegung mit hochauflösenden CT-Bildern messen?



## 2. Material und Methoden

### 2.1. Probenvorbereitung

Die für die Experimente benötigten, menschlichen Schulterblätter wurden vom Institut für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität München bereitgestellt. Alle Spender\*innen willigten zu Lebzeiten einer Körperspende zu wissenschaftlichen Zwecken ein, oder die Erlaubnis wurde post mortem von den nächsten Angehörigen erteilt (Entsprechend der ethischen Leitlinien für Post-Mortem-Studien der Ludwig-Maximilians-Universität). Es handelte sich um sechs Personen (durchschnittliches Alter:  $69 \pm 13$  Jahre, vier männliche und zwei weibliche Spender\*innen, siehe Tab. 2.1), von welchen jeweils beide Schulterblätter entnommen wurden.

Tab. 2.1 Proben

| Probe | Geschlecht | Alter des Spenders | Probennummer  | Implantat     | Glenoiddurchmesser |            | Implantatgröße |
|-------|------------|--------------------|---------------|---------------|--------------------|------------|----------------|
|       |            |                    |               |               | SI                 | AP         |                |
| 1*    | Weiblich   | 84                 | S01B          | Keeled        | 3,7                | 2,7        | Medium         |
|       |            |                    | S01A          | Pegged        | 3,7                | 2,5        | Medium         |
| 2     | Männlich   | 79                 | <b>169B</b>   | <b>Keeled</b> | <b>4,2</b>         | <b>3,3</b> | <b>Large</b>   |
|       |            |                    | <b>169A'</b>  | <b>Pegged</b> | <b>4,0</b>         | <b>3,0</b> | <b>Large</b>   |
| 3     | Männlich   | 69                 | <b>S02B</b>   | <b>Keeled</b> | <b>4,0</b>         | <b>3,0</b> | <b>Large</b>   |
|       |            |                    | <b>S02A</b>   | <b>Pegged</b> | <b>4,0</b>         | <b>3,0</b> | <b>Large</b>   |
| 4     | Männlich   | 51                 | <b>2073 R</b> | <b>Keeled</b> | <b>4,0</b>         | <b>3,0</b> | <b>Large</b>   |
|       |            |                    | <b>2073 L</b> | <b>Pegged</b> | <b>4,3</b>         | <b>2,8</b> | <b>Large</b>   |
| 5     | Männlich   | 55                 | K3B           | Keeled        | 4,0                | 2,5        | Medium         |
|       |            |                    | K3A           | Pegged        | 4,0                | 2,6        | Medium         |
| 6     | Weiblich   | 78                 | K4B           | Keeled        | 3,6                | 2,4        | Medium         |
|       |            |                    | K4A           | Pegged        | 3,5                | 2,5        | Medium         |

Tab. 2.1 zeigt die in den Experimenten verwendeten Proben. Probe 1 (\*) wurde auf Grund eines Knochenbruchs vor Beginn der Tests aussortiert. Die für die hochauflösenden Scans verwendeten Proben sind **fett** gekennzeichnet. Das Schulterblatt mit der Nummer 169A (°) wurde wegen makroskopischen Knochenbruchs frühzeitig aus den Tests entfernt (die Schwesterprobe 169B ebenso). Die Tabelle enthält außerdem das Alter und Geschlecht der Spender sowie Angaben zum Glenoid und den Verwendeten Implantaten.

Die Proben zeigten bei der ersten visuellen Untersuchung keine groben anatomischen Fehlbildungen, Osteoarthrose, knöcherne oder knorpelige Pathologien. Auch eine klinische CT-Untersuchung zeigte keine makroskopischen Abweichungen. Die Schulterblätter wurden vom umgebenden Weichgewebe gesäubert, das Acromion wurde entfernt und der inferiore Teil der Scapula 10cm unter dem tiefsten Punkt der Glenoidfläche abgetrennt. Nach der Säuberung wurden die Proben mit Hilfe von Polymethylenacrylat (Technovit; Heraeus Kulzer, Wehrheim, Deutschland) in einem Aluminiumring eingebettet, sodass die glenoidale

Gelenkfläche orthogonal zur Längsachse des Aluminiumrohrs stand. Die Entscheidung für die Einbettung 5cm unter der Gelenkfläche wurde getroffen, um dem Knochen ein beschränktes Mitschwingen während der Experimente zu ermöglichen. Dies sollte wiederum zu einer physiologischeren Belastung führen.

Nach anfänglicher Vermessung (s. Tab. 2.1) wurden die Proben tiefgefroren, bei  $-20^{\circ}\text{C}$  gelagert und jeweils 24 Stunden vor Beginn der Experimente aufgetaut.

Dieselben Proben wurden im Rahmen der Doktorarbeit von Mohamad Chamseddine, der die Versuche leitete, benutzt.



## 2.2. CT-Scans

Alle hochauflösenden CT-Scans wurden von und bei der AO Foundation in Davos, Schweiz, durchgeführt.

Um Strahlentransparenz zu gewährleisten wurden zur Vorbereitung die Aluminiumhalterungen der Proben durch Plexiglasröhren ersetzt. Die Bilder wurden mit Hilfe eines „high-resolution peripheral quantitative computed tomography (HRpQCT) scanner“ (82µm Voxel Auflösung) (Xtreme-CT II, Scanco, Winterthur, Switzerland) durchgeführt. Anschließend wurden die Daten in unser Labor gesendet und verwertet (s. Abb. 2.1).

Abb. 2.1 Initiale Scans

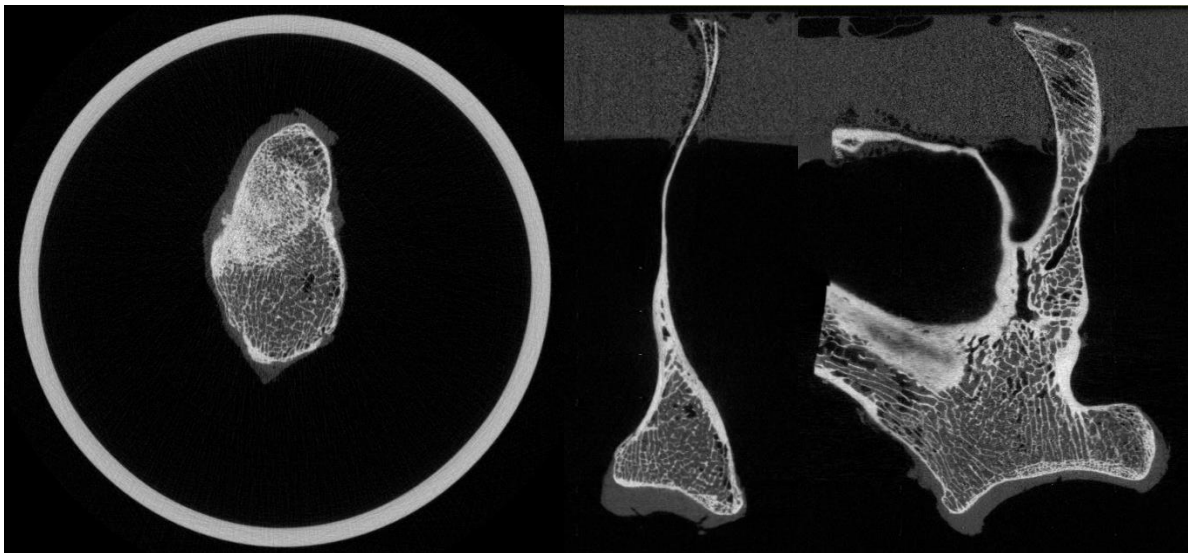


Abb. 2.2 zeigt drei CT-Schnitte in verschiedenen Ebenen durch eine initiale Probe (169b).

Wir entschieden uns auf Grund der schwierigen Logistik und hoher Kosten, eine Untergruppe von sechs Proben für die hochauflösende CT-Bildgebung auszuwählen. Dafür wurden drei Paare per Zufall bestimmt (s. Tab. 2.1). Insgesamt wurden drei Serien von HRqCT-Bildern angefertigt. Alle Schulterblätter der Untergruppe wurden zu drei Zeitpunkten gescannt (initial nach der Einbettung, nach der Implantation der artifiziellen Gelenkflächen und nach Beendigung der Tests).

### 2.3. Bildbearbeitung der initialen HRqCT-Scans

Nach dem ersten CT-Durchlauf wurden die erstellten Bilder halbautomatisch mit eigens entwickelten Python- und Fortrancodes bearbeitet (75). Um nur ein Abbild der knöchernen Scapulae zu bekommen, wurden die Bilder zuerst segmentiert. Auf diese Weise wurden Darstellungen verbliebenen Weichteilgewebes und Knochenmarks entfernt (s. Abb. 2.3b). Im zweiten Schritt wurden die Bildserien zugeschnitten, um einen kleineren Bildausschnitt zu erhalten und die zur Verfügung stehende Rechenleistung nicht zu überschreiten (s. Abb. 2.3c). Dazu wurde nur das Glenoid ausgewählt und der Rest der Scapula am Hals, 40mm vom tiefsten Punkt der Gelenkfläche, digital entfernt.

Das Glenoid wurde danach in sieben Segmente unterteilt: gesamtes Glenoid (G), zentraler Zylinder (zZ), Außenzone (AZ), superior-anteriorer Quadrant (saQ), superior-posteriorer Quadrant (spQ), inferior-anteriorer Quadrant (iaQ) sowie inferior posteriorer Quadrant (ipQ) (s. Abb. 2.2). Der zentrale Zylinder wurde erstellt indem um den tiefsten Punkt und orthogonal zur Gelenkfläche ein Zylinder mit dem Radius eines Viertels des anterior-posterioren Durchmessers des Glenoids an dieser Stelle geschaffen wurde. Die Außenzone stellt das gesamte Glenoid ohne den zentralen Zylinder dar. Die vier Quadranten wurden so gewählt, dass ihre Grenzen vertikal und horizontal zum Glenoid durch den Mittelpunkt des zentralen Zylinders verlaufen.

Abb. 2.2 Aufteilung des Glenoids

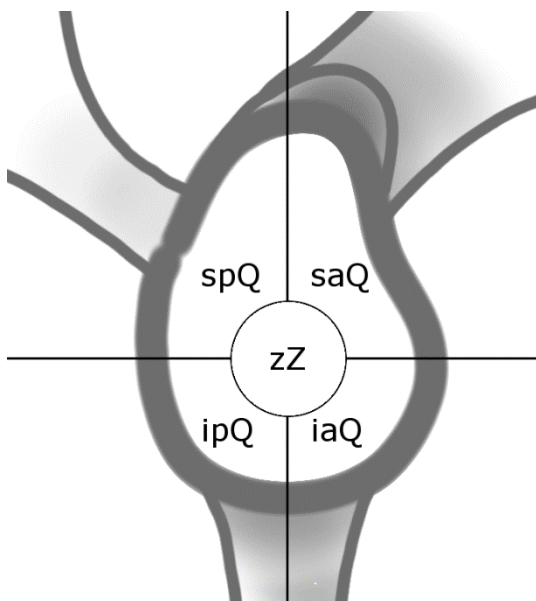


Abb. 2.2 zeigt die Aufteilung des Glenoids in Segmente. zZ=zentraler Zylinder, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant.

## 2.4. Berechnung der einzelnen Parameter

Die folgenden Berechnungen wurden für alle Proben und für alle Segmente durchgeführt, die Ergebnisse sind in Tab 3.1 aufgeführt.

Das Knochenvolumen (bone volume (BV)) jedes Segmentes wurde berechnet indem die Anzahl der Voxel, die den Knochen darstellen addiert wurden. Ein von unserem Labor entwickelter Algorithmus wurde verwendet, um die trabekulären Strukturen im Bild innerhalb der Corticalis aufzufüllen (s. Abb. 2.3d). Anhand dieser Bilder konnte das gesamte Volumen (total volume (TV)) des jeweiligen Abschnitts wie zuvor berechnet werden. Der Quotient dieser beiden Werte beschreibt den Anteil des festen Knochens am Gesamtvolumen (BV/TV) und kann zur Abschätzung der Knochendichte herangezogen werden.

Zur Trennung von Corticalis und Trabekelwerk wurde wiederum ein eigenes Verfahren benutzt (76) (s. Abb. 2.3e). In den so generierten Bildern konnten erneut die eben genannten Parameter bestimmt werden und somit Volumenanteile im corticalen und im trabekulären Knochen bestimmt werden (cBV/TV und tBV/TV).

Abb. 2.3 Bildbearbeitungsschritte

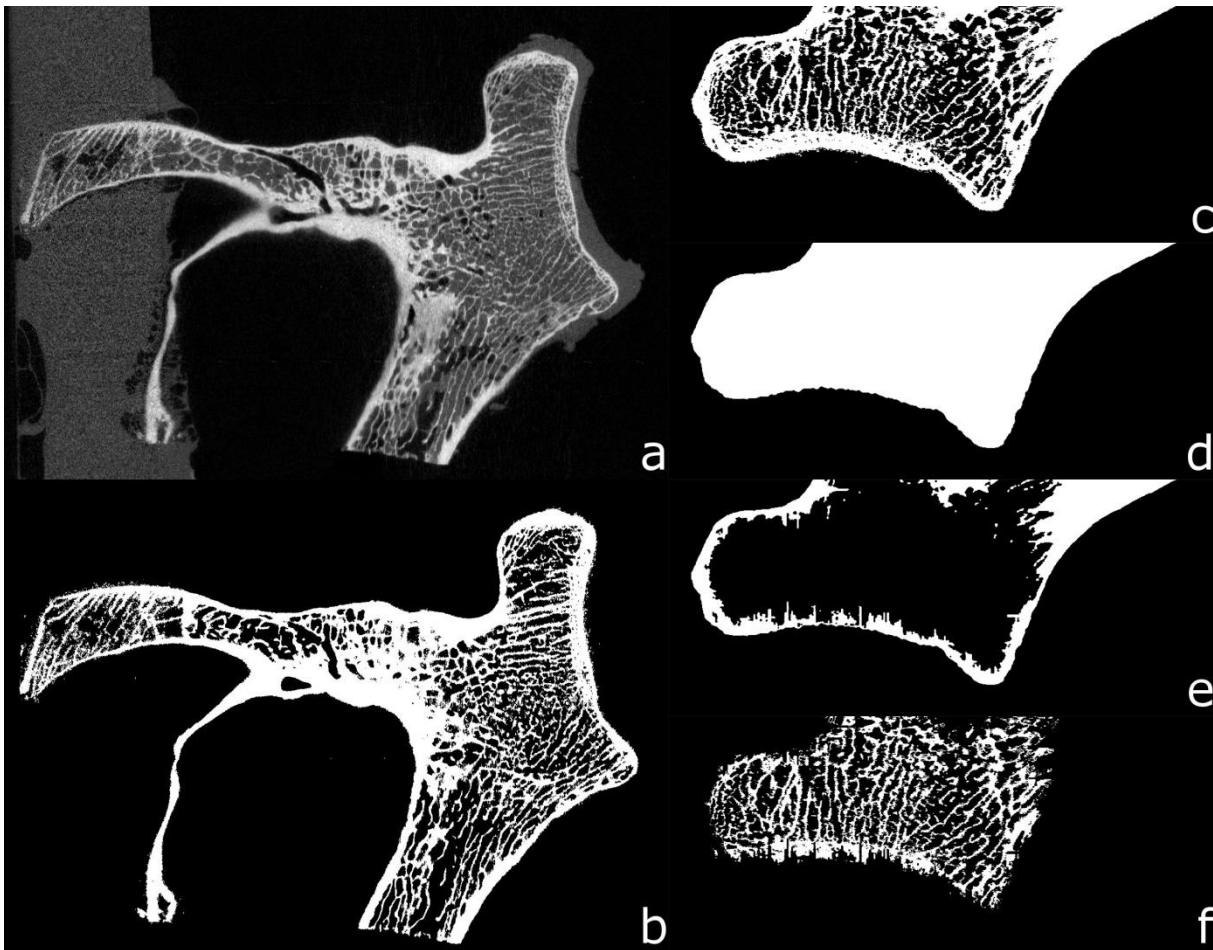


Abb. 2.3 zeigt die einzelnen Schritte der Bildbearbeitung. Bild a stellt den initialen CT-Scan dar. Bild b ist derselbe Scan nach Segmentierung, Bild c zeigt das abgeschnittene Glenoid, Bild d den aufgefüllten Knochen zur Berechnung des Gesamtvolumens. Bild e und f zeigen die abgetrennten kortikalen und trabekulären Knochenanteile.

Um weitere Messwerte zu generieren, wurde ein frei verfügbares Programm verwendet (ImageJ 1.50b, Wayne Rasband, National Institutes of Health, USA). Mit dessen Hilfe wurden die durchschnittliche corticale sowie trabekuläre Knochendicke ( $cThick$ ,  $tThick$ ) der jeweiligen Segmente berechnet sowie die Anisotropie ( $Ani$ ) und der Grad der Vernetzung ( $Conn$ ) der Trabekel bestimmt.

## 2.5. Implantation

Bei jedem Probenpaar wurde jeweils ein Schulterblatt mit einem Implantat im Peg- und das andere mit einem im Kiel-Design versehen.

Die anatomischen ultradichten Polyethylenimplantate (alpha curvature medium models; Exactech, Gainesville, FL, USA) wurden von einem erfahrenen Chirurgen (Prof. Dr. med. M. Pietschmann, Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Physikalische Medizin und Rehabilitation, Klinikum der Universität München) nach aktuellem klinischen Standard in zementierter Technik eingebracht (Zement: PALACOS MV+G; Heraeus Medical, Wehrheim, Deutschland). Nach der Implantation wurde die Subgruppe von sechs Proben erneut nach Davos geschickt. Dort erstellten Bilder wurden wiederum segmentiert. Bei der zweiten Serie wurde insbesondere daran gearbeitet, die Implantate digital zu entfernen. Dies gelang gut, jedoch war der verwendete Knochenzement optisch / auf den Bildern nicht vom umgebenden Knochen zu unterscheiden. Nach der Segmentierung wurden die zweiten Bilder jeweils an ihren initialen Gegenstücken ausgerichtet, dies geschah mit einem frei verfügbaren 3D-Rendering Programm (Paraview, Sandia National Laboratory, Kitware Inc, Los Alamos National Laboratory, USA). Es wurden anschließend dieselben Verfahren wie oben beschrieben verwendet, um die Bilder zuzuschneiden und die Werte zu generieren (Tab 3.5).

## 2.6. Testaufbau und Durchführung

Für den Aufbau und die Durchführung der Tests war Mohamad Chamseddine im Rahmen seiner Doktorarbeit zuständig.

Abb. 2.4 Testaufbau

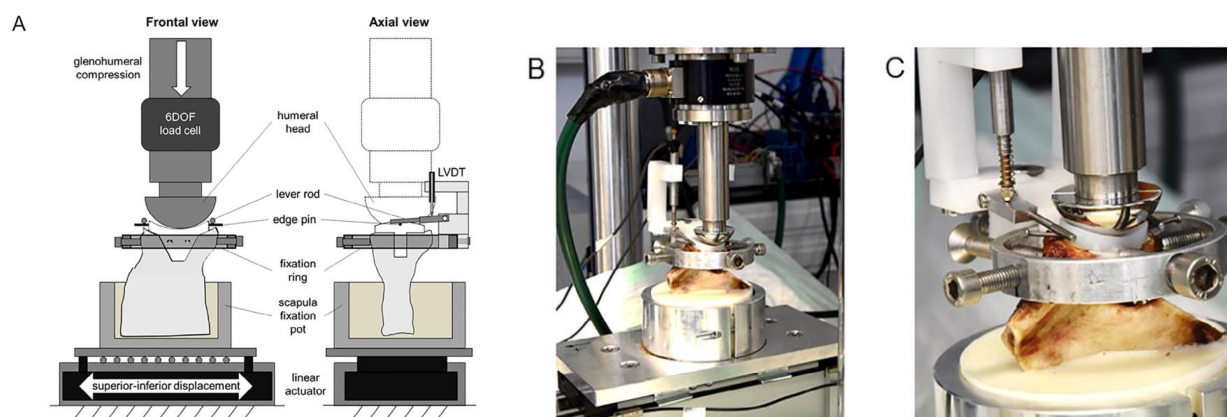


Abb. 2.4 zeigt schematische Bilder und Fotografien des Testaufbaus. Bild aus Chamseddine et al. 2019 (10).

Um die Bewegung des Implantats während der Testreihen zu messen, wurden wie von Anglin et al. (77) gezeigt, eine Schraube an der superioren Kante und eine zweite am inferioren Pol in das Implantat gedreht. Um die Bewegung aufzunehmen wurden die Schrauben an je einem Messgerät für lineare Strecke angeschlossen (Linear Variable Differential Transformer LVDT (WI/10 mm-T, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Deutschland).

Der Testaufbau basiert auf dem von der amerikanischen Gesellschaft für Test und Materialien entwickelten Standardtest (78) für die Simulation des Schaukelpferdeeffekts (RHE).

In unserem Testaufbau wurde die axiale Kraft durch einen Humeruskopf erreicht, der vertikal von oben drückend in den Testapparat eingespannt wurde (Instron E 10000 (Instron, Norwood, USA)).

Das Glenoid wurde auf einem horizontal beweglichen Schlitten montiert (RK DuoLine S with ball screw Rose+Krieger (RK DuoLine S 80, Phoenix Mecano AG, Stein am Rhein, Schweiz)).

In einem vorangegangenen Test zeigte sich, dass wir die Vorgabe von 750 N axialer Kraft – die durch die ASTM gefordert wird – nicht aufbringen konnten, da eine der Testscapulae nach wenigen Bewegungen brach. Wir führen das darauf zurück, dass in unserem Testaufbau die Schulterblätter sehr viel weniger eingebettet werden. Von der ASTM vorgesehen ist eine Einbettung, die das komplette Glenoid bis an das Implantat heran miteinbezieht. Da unser Testaufbau ein Mitschwingen des Knochens ermöglichen sollte und die genauere lineare Messung mehr Platz um das Glenoid herum benötigte, entschieden wir, die Scapulae erst ab 5cm unter der glenoidalen Gelenkfläche einzubetten. Daher wurde in unseren Tests eine Kraft von nur 325N aufgewandt. Die Scapula wurde in superior-inferiorer Richtung bis zum 90% Subluxationspunkt mit einer Frequenz von 0,25 Hz bewegt. Mit Hilfe der oben beschriebenen Messfühler wurde die axiale Auslenkung der Implantate am superioren und inferioren Pol nach 4000 und 23000 Zyklen gemessen. Dazu wurde der Humeruskopf in 90% Subluxionsstellung gebracht und die Auslenkung als „compression“ am humeruskopfnahen Pol und als „distraction“ am gegenüberliegenden gemessen. Die Ergebnisse der Test sind in Tab 3.8. abgebildete. Die Proben wurden nach Beendigung der Testläufe ein drittes Mal gescannt.

## 2.7. Bildregistrierung

Um die Veränderung der Knochenstruktur nach den Tests sichtbar zu machen, mussten die Bilder vor und nach den Experimenten möglichst genau übereinander gelegt werden (s. Abb 2.5). Auf Grund fehlender Rechenleistung, entschieden wir uns die Bildregistrierung in Davos bei der AO Foundation durchzuführen. Das dazu verwendete Programm (Amira, Thermo Fischer Scientific, Waltham, MA, USA) bietet die Möglichkeit, große Datensätze zu verarbeiten. Während der Registrierung wurden die prä- und postexperimentellen Bilder derart übereinander gelegt, dass die Schulterblattkörper angeglichen wurden. Die Glenoide wurden jeweils von der Registrierung ausgespart um Bewegungen Nahe der Gelenkfläche sichtbar machen zu können. Die so angeglichenen Bilder wurden wiederum segmentiert und die Implantate digital subtrahiert.

Abb. 2.5 Bildregistrierung

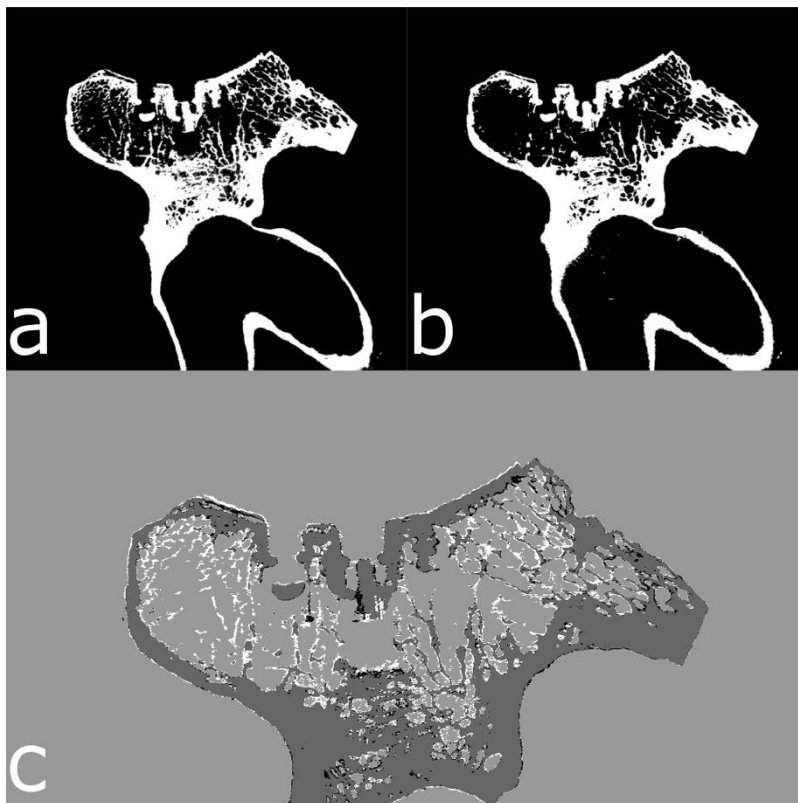


Abb. 2.5 zeigt die Registrierung der CT-Bilder. Bild a und b beinhalten die gleichen Schnitte der prä- und postexperimentellen Scans nach Registrierung. Bild c zeigt die beiden Bilder addiert. In Dunkelgrau sind die überlappenden Anteile angezeigt. Weiße und schwarze Anteile visualisieren die Unterschiede und damit Veränderungen der Knochenstruktur.

## 2.8. Visuelle Evaluation der Verschiebung

Aus der Addition der registrierten prä- und postexperimentellen Bilder resultierten Bilderserien in vier Graustufen, auf denen der Versatz von kortikalen und trabekulären Strukturen sichtbar wurde. Mittels eines auf die Fläche unter den Implantaten projizierten Zifferblatts, wurde die Verschiebung des unmittelbar unter den Implantaten liegenden Knochens und Zements quantifiziert. Drei Uhr wurde dabei immer als anterior definiert, sodass linke Scapulae gegen den Uhrzeigersinn ausgewertet wurden. Es wurden die Strecken des Versatzes in der Ebene der Gelenkfläche und in axialer Richtung erhoben. Die Ergebnisse dieser Messung zeigt Tab 3.10.

Abb. 2.6 Auswertung Registrierung

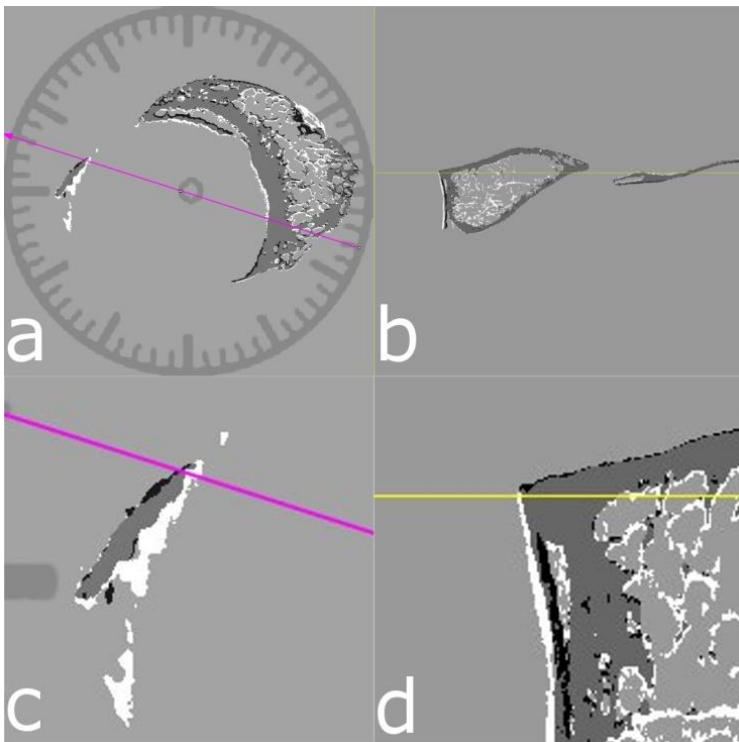


Abb. 2.6 zeigt die Auswertung eines Messpunktes. Bild a zeigt die aufgelegte Uhr als Hilfsmittel in Gelenkebene (Rosa Strecke). Bild b zeigt den Schnittpunkt der rosa Hilfslinie in axialer Ebene (Gelbe Strecke). Die Bilder c und d sind Vergrößerungen der ersten Bilder, um den Versatz (Weiße Pixel) zu messen.



## 2.9. Makroskopisch morphologische Untersuchung

Nach Beendigung aller Tests entschlossen wir uns dazu, die Proben auf morphologische Zeichen einer Implantatlockerung zu untersuchen und zu evaluieren, ob makroskopische Veränderungen in der Struktur des Knochens und der Grenzschichten erkennbar sind. Dazu wurde das Glenoid von der Scapula getrennt und anschließend mit Hilfe einer Diamantbandsäge (Diamant-Trennschleifsystem cut-grinder; Patho-Service, Oststeinbek, Deutschland) in zwei Hälften geschnitten. Als Schnittlinie wurde eine Verbindung der oberen und unteren Pole gewählt, dadurch entstand eine anteriore und eine posteriore Hälfte des Glenoids resultierte. Die Hälften wurden zunächst kontaktradiographisch (Faxitron; Hewlett-Packard, Wilmington, DE, USA) durchleuchtet und die Bilder auf Radiolumineszenz, welche auf eine Implantatlockerung hinweist, untersucht. Die Schnittflächen wurden fotografiert und makroskopisch auf gebrochene Trabekel und Auffälligkeiten an Implantat-Zement- und Zement-Knochengrenze untersucht. Die Ergebnisse sind dargestellt in Abb .3.1 und 3.2.



### 3. Ergebnisse

Auf Grund von Knochenbruch musste ein Paar Schulterblätter gleich zu Beginn der Studie ausgeschlossen werden. Eine makroskopische Fraktur ereignete sich in der Gruppe der HRqCT-Proben nach 4000 Versuchswiederholungen, weshalb diese Probe keiner weiteren Testung unterzogen wurde (s. Tab 2.1).

### 3.1. Erster Scan

Tab. 3.1 Ergebnisse des ersten HRqCT-Scans

| Probe | Segment | BV/TV | tBV/TV | cBV/TV | tThick | cThick | Ani   | Conn  |
|-------|---------|-------|--------|--------|--------|--------|-------|-------|
| S02B  | zZ      | 0,493 | 0,340  | 0,963  | 358,59 | 1462   | 0,23  | 34148 |
|       | G       | 0,546 | 0,292  | 0,954  | 387,04 | 1251   | 0,351 | 11922 |
|       | AZ      | 0,559 | 0,275  | 0,952  | 344,81 | 1473   | 0,268 | 21738 |
|       | iaQ     | 0,550 | 0,255  | 0,966  | 330,79 | 1932   | 0,422 | 4922  |
|       | ipQ     | 0,626 | 0,261  | 0,962  | 322,10 | 1799   | 0,517 | 2363  |
|       | saQ     | 0,506 | 0,260  | 0,925  | 343,50 | 1188   | 0,251 | 6559  |
|       | spQ     | 0,587 | 0,317  | 0,959  | 366,29 | 1248   | 0,482 | 7903  |
| S02A  | zZ      | 0,549 | 0,378  | 0,962  | 369,74 | 1864   | 0,195 | 55532 |
|       | G       | 0,602 | 0,335  | 0,953  | 390,57 | 1347   | 0,306 | 18860 |
|       | AZ      | 0,618 | 0,318  | 0,951  | 357,03 | 1926   | 0,187 | 36031 |
|       | iaQ     | 0,793 | 0,325  | 0,977  | 312,50 | 2708   | 0,643 | 8670  |
|       | ipQ     | 0,604 | 0,254  | 0,968  | 297,91 | 2363   | 0,493 | 6505  |
|       | saQ     | 0,503 | 0,280  | 0,921  | 363,18 | 1360   | 0,197 | 12462 |
|       | spQ     | 0,689 | 0,479  | 0,931  | 417,30 | 1122   | 0,33  | 8403  |
| 2073R | zZ      | 0,463 | 0,393  | 0,917  | 366,29 | 1250   | 0,175 | 51625 |
|       | G       | 0,544 | 0,362  | 0,944  | 379,99 | 994    | 0,23  | 15295 |
|       | AZ      | 0,562 | 0,352  | 0,946  | 359,24 | 1250   | 0,255 | 35868 |
|       | iaQ     | 0,550 | 0,361  | 0,967  | 364,57 | 1485   | 0,404 | 5120  |
|       | ipQ     | 0,646 | 0,401  | 0,953  | 360,47 | 1193   | 0,517 | 6608  |
|       | saQ     | 0,491 | 0,288  | 0,939  | 338,09 | 1237   | 0,147 | 14592 |
|       | spQ     | 0,656 | 0,459  | 0,938  | 390,24 | 1138   | 0,381 | 9560  |
| 2073L | zZ      | 0,517 | 0,404  | 0,955  | 374,25 | 1547   | 0,164 | 56645 |
|       | G       | 0,600 | 0,384  | 0,960  | 376,87 | 1229   | 0,228 | 19408 |
|       | AZ      | 0,623 | 0,376  | 0,961  | 370,39 | 1568   | 0,268 | 36702 |
|       | iaQ     | 0,599 | 0,366  | 0,980  | 372,28 | 2062   | 0,445 | 6200  |
|       | ipQ     | 0,775 | 0,443  | 0,974  | 372,77 | 1667   | 0,607 | 6774  |
|       | saQ     | 0,523 | 0,319  | 0,947  | 355,88 | 1304   | 0,066 | 15866 |
|       | spQ     | 0,738 | 0,522  | 0,943  | 403,60 | 1250   | 0,455 | 7871  |
| 169a  | zZ      | 0,411 | 0,303  | 0,945  | 374,90 | 1197   | 0,281 | 49592 |
|       | G       | 0,501 | 0,315  | 0,948  | 370,31 | 1123   | 0,376 | 12976 |
|       | AZ      | 0,523 | 0,318  | 0,949  | 373,26 | 1187   | 0,257 | 36224 |
|       | iaQ     | 0,581 | 0,326  | 0,964  | 356,29 | 1333   | 0,483 | 2387  |
|       | ipQ     | 0,581 | 0,365  | 0,962  | 386,71 | 1309   | 0,409 | 9504  |
|       | saQ     | 0,459 | 0,264  | 0,948  | 353,17 | 1154   | 0,245 | 15047 |
|       | spQ     | 0,573 | 0,403  | 0,918  | 405,08 | 963    | 0,511 | 9297  |
| 169b  | zZ      | 0,449 | 0,330  | 0,949  | 366,13 | 1537   | 0,389 | 50318 |
|       | G       | 0,537 | 0,327  | 0,942  | 372,53 | 1076   | 0,304 | 14380 |
|       | AZ      | 0,562 | 0,326  | 0,941  | 360,80 | 1582   | 0,309 | 35593 |
|       | iaQ     | 0,623 | 0,327  | 0,975  | 351,21 | 2382   | 0,518 | 3686  |
|       | ipQ     | 0,583 | 0,345  | 0,966  | 378,68 | 1781   | 0,424 | 12615 |
|       | saQ     | 0,476 | 0,266  | 0,885  | 337,92 | 1206   | 0,357 | 9948  |
|       | spQ     | 0,605 | 0,394  | 0,935  | 364,16 | 1041   | 0,355 | 9351  |

Tab 3.1 zeigt die aus den ersten HRqCT-Scans gewonnenen Werte. zZ=zentraler Zylinder, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, sp=superior-posteriorer Quadrant, BV=Knochenvolumen (bone volume), TV=Gesamtvolumen (total volume), Thick=Dicke (thickness), Ani=Anisotropie, Conn=Verbindungen (Connectivity).

|     | BV/TV         | tBV/TV        | cBV/TV        | tThick     | cThick     | Ani           | Conn         |
|-----|---------------|---------------|---------------|------------|------------|---------------|--------------|
| zZ  | 0,48 ± 0,045  | 0,358 ± 0,036 | 0,949 ± 0,015 | 368 ± 5,54 | 1476 ± 219 | 0,239 ± 0,077 | 49643 ± 7396 |
| G   | 0,555 ± 0,036 | 0,336 ± 0,030 | 0,95 ± 0,006  | 380 ± 7,30 | 1170 ± 118 | 0,299 ± 0,056 | 15474 ± 2800 |
| AZ  | 0,575 ± 0,035 | 0,328 ± 0,031 | 0,95 ± 0,006  | 361 ± 9,31 | 1498 ± 243 | 0,257 ± 0,036 | 33692 ± 5357 |
| iaQ | 0,616 ± 0,083 | 0,327 ± 0,036 | 0,972 ± 0,006 | 348 ± 20,4 | 1984 ± 477 | 0,486 ± 0,080 | 5164 ± 1971  |
| ipQ | 0,636 ± 0,067 | 0,345 ± 0,069 | 0,964 ± 0,006 | 353 ± 32,2 | 1685 ± 380 | 0,495 ± 0,066 | 7395 ± 3131  |
| saQ | 0,493 ± 0,021 | 0,28 ± 0,020  | 0,927 ± 0,022 | 349 ± 9,46 | 1242 ± 70  | 0,211 ± 0,091 | 12412 ± 3265 |
| spQ | 0,641 ± 0,059 | 0,429 ± 0,066 | 0,938 ± 0,012 | 391 ± 19,9 | 1127 ± 103 | 0,419 ± 0,067 | 8731 ± 698   |

Tab 3.2 zeigt die gemittelten Werte mit Standardabweichungen über alle Proben. zZ=zentraler Zyliner, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferoir-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant, BV=Knochenvolumen (bone volume), TV=Gesamtvolumen (total volume), Thick=Dicke (thickness), Ani=Anisotropie, Conn= Verbundenheit.

Tab. 3.3 Signifikanzen der Unterschiede der Designs, erster HRqCT-Scan

| K v P | BV/TV | tBV/TV | cBV/TV | tThick | cThick | Ani   | Conn  |
|-------|-------|--------|--------|--------|--------|-------|-------|
| zZ    | 0,911 | 0,902  | 0,509  | 0,026  | 0,932  | 0,674 | 0,657 |
| G     | 0,869 | 0,924  | 0,312  | 0,645  | 0,170  | 0,745 | 0,749 |
| AZ    | 0,861 | 0,843  | 0,340  | 0,019  | 0,892  | 0,608 | 0,117 |
| iaQ   | 0,945 | 0,948  | 0,913  | 0,602  | 0,723  | 0,968 | 0,966 |
| ipQ   | 0,645 | 0,582  | 0,438  | 0,469  | 0,998  | 0,790 | 0,733 |
| saQ   | 0,850 | 0,712  | 0,415  | 0,052  | 0,934  | 0,557 | 0,406 |
| spQ   | 0,821 | 0,646  | 0,711  | 0,285  | 0,928  | 0,167 | 0,440 |

Tab 3.3 zeigt die mittels T-Test ermittelten Signifikanzen der Unterschiede zwischen den beiden Implantatdesigns für die gemessenen Knochenparameter. zZ=zentraler Zyliner, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferoir-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant, BV=Knochenvolumen (bone volume), TV=Gesamtvolumen (total volume), Thick=Dicke (thickness), Ani=Anisotropie, Conn= Verbundenheit.

Da sich keine signifikanten Unterschiede (s. Tab. 3.3) zwischen den beiden Implantatdesigns zeigten, entschlossen wir uns im Folgenden auf Grund der geringen Anzahl der Proben, die beiden Gruppen zusammenzuführen.

Tab. 3.4 Signifikanzen der Unterschiede erster HRqCT-Scans

|          | BV/TV           | tBV/TV       | cBV/TV        | tThick       | cThick       | Ani          |
|----------|-----------------|--------------|---------------|--------------|--------------|--------------|
| A vs P   | <b>7,82E-07</b> | <b>0,003</b> | 0,854         | <b>0,026</b> | 0,312        | 0,081        |
| I vs S   | 0,117           | 0,554        | <b>0,0001</b> | 0,113        | <b>0,002</b> | <b>0,003</b> |
| zZ vs AZ | <b>0,015</b>    | 0,331        | 0,671         | 0,152        | 0,899        | 0,768        |
| zZ vs G  | <b>0,036</b>    | 0,481        | 0,680         | 0,101        | 0,052        | 0,374        |
| IA vs G  | 0,172           | 0,835        | <b>0,001</b>  | 0,059        | <b>0,035</b> | <b>0,004</b> |
| IP vs G  | 0,097           | 0,637        | <b>0,012</b>  | 0,315        | 0,064        | <b>0,002</b> |
| SA vs G  | <b>0,025</b>    | <b>0,005</b> | 0,136         | <b>0,002</b> | 0,217        | 0,174        |
| SP vs G  | <b>0,030</b>    | <b>0,007</b> | <b>0,015</b>  | 0,123        | 0,530        | <b>0,027</b> |

Tab 3.4 zeigt die mittels T-Test ermittelten Signifikanzen der Unterschiede zwischen verschiedenen Parametern des ersten HRqCT-Scans. Alle signifikanten ( $p < 0,05$ ) Werte sind **fett** hervorgehoben. zZ=zentraler Zyliner, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant, BV=Knochenvolumen (bone volume), TV=Gesamtvolumen (total volume), Thick=Dicke (thickness), Ani=Anisotropie, A=anterior, P=posterior, I=inferior, S=superior.

Die Knochendichte der Kortikalis zeigt sich erwartungsgemäß deutlich höher als die des trabekulären Knochens.

Die Gesamtdichte (BV/TV) ist im zentralen Segment signifikant ( $p=0,014$ ) geringer als die des umgebenden Knochens. Signifikante Abweichungen der Gesamtdichte zeigten sich im Vergleich zum gesamten Glenoid auch in den beiden unteren Quadranten. Dabei weist der vordere untere Quadrant bei allen Proben geringere Werte im Gesamtvergleich auf, was über alle Proben eine Signifikanz von  $p=0,024$  ergibt. Im Gegensatz dazu ist im hinteren unteren Quadrant eine signifikant ( $p=0,029$ ) höhere Dichte zu sehen. In den restlichen Segmenten zeigen sich keine signifikanten Abweichungen der Gesamtdichte (s. Tab 3.4). Kombiniert man die beiden oberen Segmente und die beiden unteren, ergibt sich kein signifikanter Unterschied der Gesamtdichten ( $p=0,116$ ). Jedoch entsteht ein hochsignifikanter Unterschied ( $p < 0,001$ ) zwischen den vorderen und hinteren Quadranten, wobei die Gesamtdichte in der posterioren Hälfte höher ist.

Die Streuung der trabekulären Dichte (tBV/TV) ist zwischen den einzelnen Proben sehr groß ( $SD > 10\%$ ). Auch hier zeigt sich ein signifikanter ( $p=0,003$ ) Unterschied zwischen der vorderen und der hinteren Hälfte des Glenoids. Die trabekulären Dichten der beiden oberen Segmente zeigen sich im Vergleich zur durchschnittlichen trabekulären Dichte des gesamten Glenoids signifikant unterschiedlich. Im vorderen, oberen Teil waren die Trabekel nicht so dicht ( $p=0,005$ ) im hinteren Teil dichter (s. Tab. 3.4).

Die durchgehend hohen kortikalen Dichten (cBV/TV) zeigen eine deutlich geringere Streuung zwischen den Proben ( $SD < 1\%$ ). In zwei unteren Quadranten ergeben sich

signifikant höhere kortikale Dichten als das Gesamtglenoid (s. Tab. 3.4), wohingegen die zwei oberen durchschnittlich niedrigere Werte erreichen (s. Abb. 3.1). Zwischen den vorderen und hinteren Hälften zeigen sich keine signifikanten Unterschiede ( $p=0,853$ ), dahingegen weisen die unteren Quadranten signifikant ( $p<0,01$ ) höhere kortikale Dichten auf, als die Quadranten der oberen Hälfte des Glenoids.

Abb. 3.1 Boxplot BV/TV

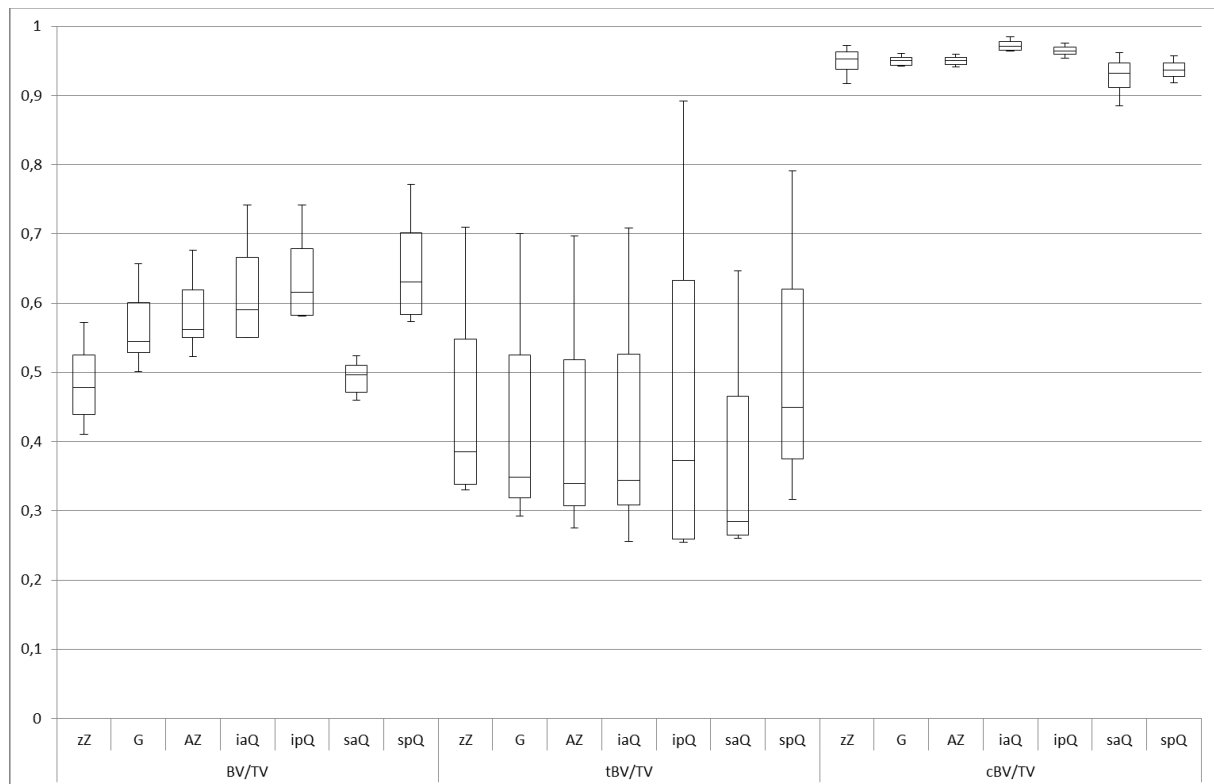
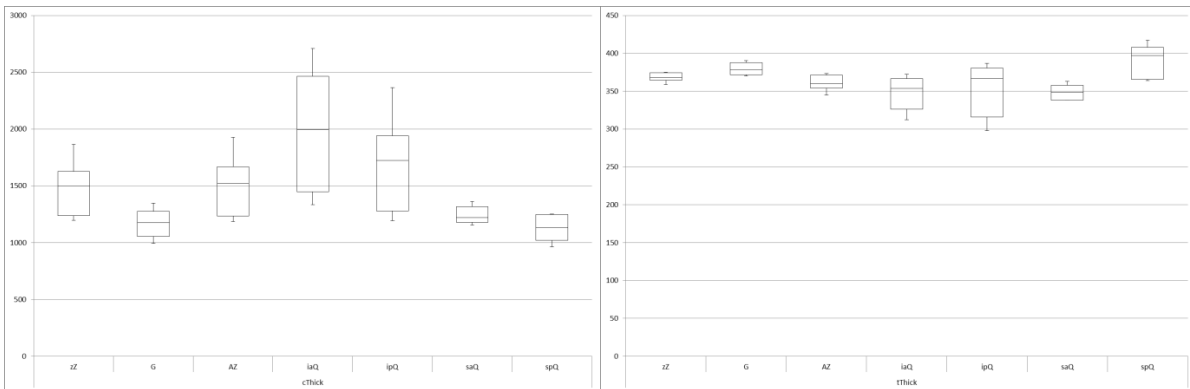


Abb. 3.1 Boxplot der Knochendichten. zZ=zentraler Zyliner, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant.

Die trabekuläre Dicke (tThick) schwankt geringfügig (s. Tab. 3.2). Nur der obere vordere Quadrant weicht signifikant nach unten ( $p=0,035$ ) vom Gesamtdurchschnitt ab, die restlichen Segmente zeigen keine signifikanten Abweichungen (s. Tab. 3.3). Die vordere Hälfte des Glenoids weist signifikant ( $p=0,026$ ) dünnere Trabekel auf als der hintere Teil. Es zeigte sich kein signifikanter ( $p=0,113$ ) Unterschied zwischen der oberen und unteren Hälfte.

Die kortikale Dicke (cThick) weist höhere Schwankungen auf ( $SD>5\%$ ). Hier zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen dem vorderen unteren Quadranten und der Gesamtdicke ( $p=0,035$ ) sowie zwischen den oberen und unteren Hälften ( $p=0,002$ ) des Glenoids. Sonstige Signifikanzen wurden nicht beobachtet (s. Tab. 3.4).

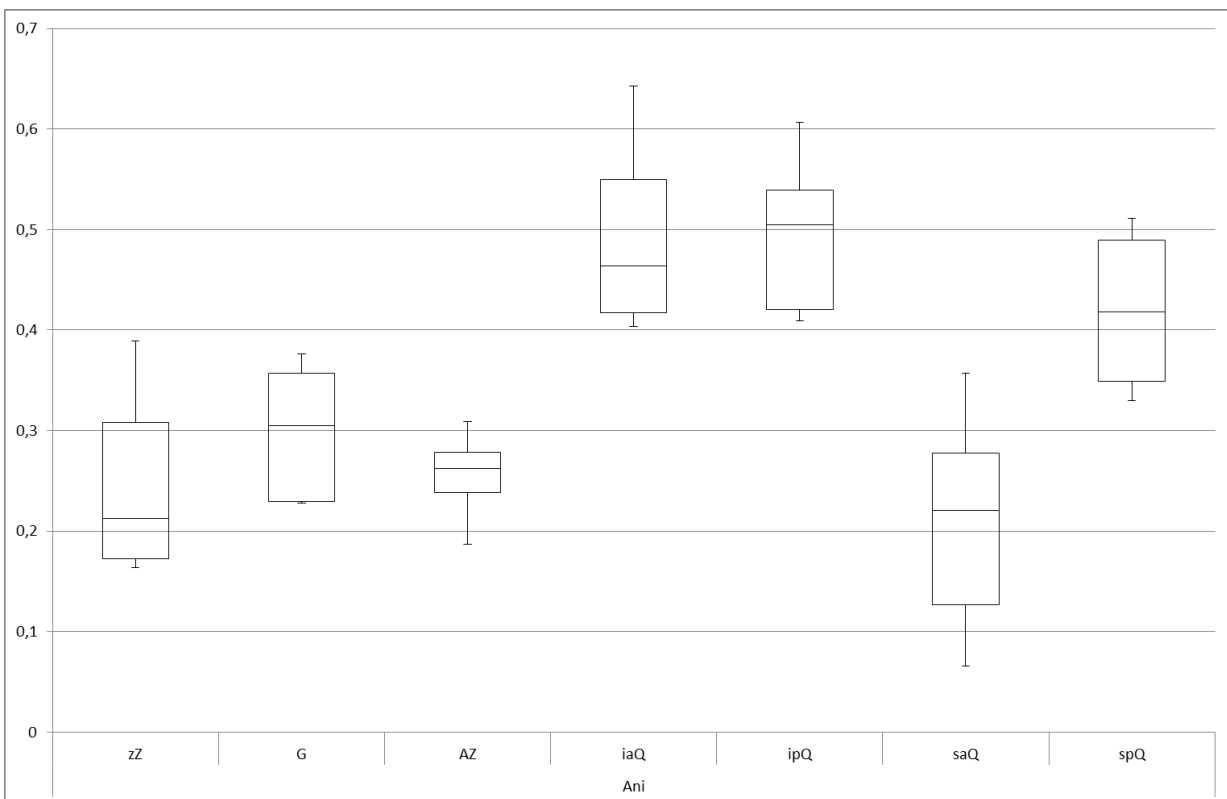
Abb. 3.2 Boxplot Thick



Dia 3.2 Boxplot der trabekulären und corticalen Dicke. zZ=zentraler Zylinder, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant.

Bezüglich der Anisotropie (Ani) zeigt sich, dass die untere Hälfte des Glenoids signifikant ( $p=0,003$ ) höhere Werte beinhaltet, als der obere Teil. Auch ist die Anisotropie in beiden unteren Quadranten signifikant höher als im Gesamtvergleich, ebenso im oberen hinteren Quadranten (s. Tab. 3.3).

Abb. 3.3 Boxplot Ani



Dia 3.3 Boxplot der Anisotropie. zZ=zentraler Zylinder, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant.



Da die Verbundenheit der Trabekel (Conn) als absoluter Wert dargestellt wird, lässt sie sich nicht zwischen den einzelnen Segmenten vergleichen. Erstaunlich ist jedoch die über alle Proben durchgehend sehr hohe Verbundenheit im zentralen Segment – trotz der geringen Größe desselben.

Abb. 3.4 Boxplot Conn

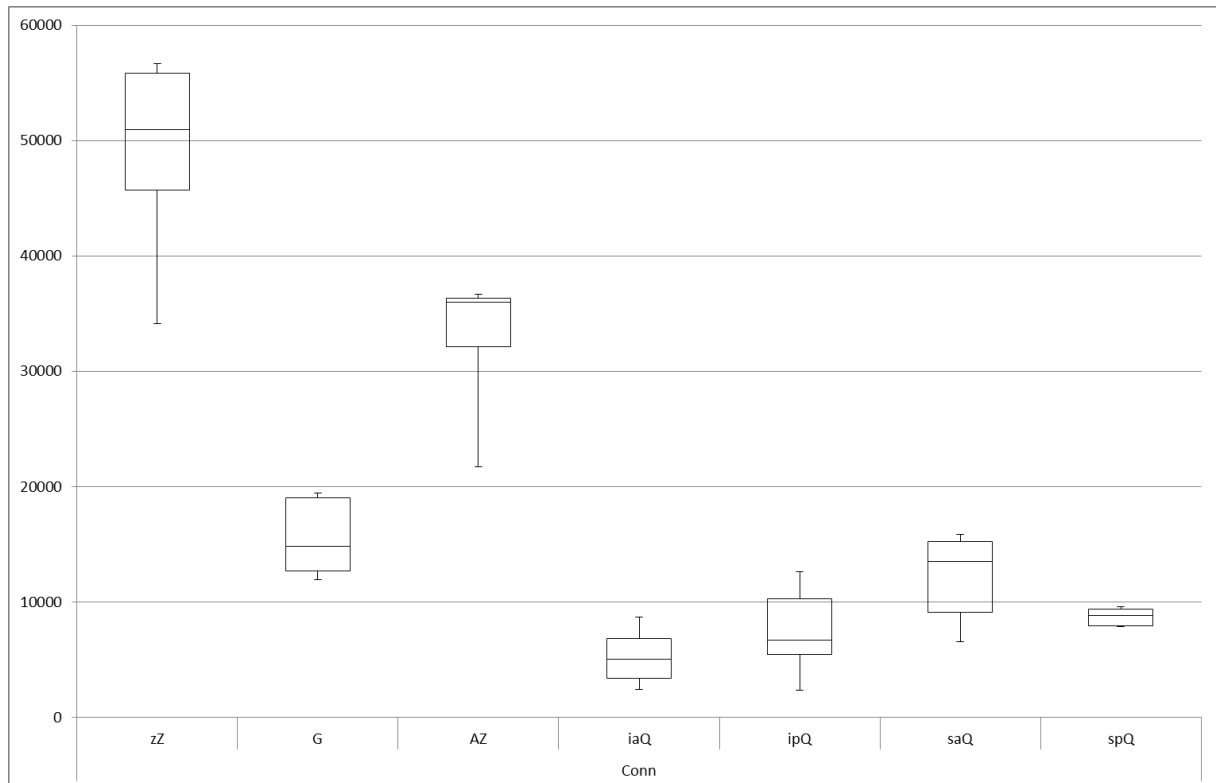


Abb. 3.4 Boxplot der trabekulären Verbundenheit. zZ=zentraler Zylinder, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant.

### Zusammenfassung

Es ergab sich kein Unterschied in der Knochenbeschaffenheit zwischen den beiden Testgruppen.

Es stellte sich ein signifikant dichter Gesamt- und trabekulärer Knochen in den hinteren Bereichen des Glenoids dar, ein signifikanter Unterschied in der vertikalen Richtung konnte nur in der corticalen Dichte, mit niedrigeren Werten in den unteren Glenoidanteilen gezeigt werden.

Es zeigten sich signifikant dickere Trabekel in den hinteren Anteilen und eine signifikant dickere Corticalis im oberen Bereich des Glenoids.

Die Anisotropie der Trabekel war in unseren Proben in der unteren Hälfte des Glenoids signifikant höher als in der Oberen. Im zentralen Bereich ließ sich eine erhöhte Konnektivität zwischen den Trabekeln nachweisen.

### 3.2. Zweiter Scan

Tab. 3.5 Ergebnisse zweiter HRqCT-Scan

| Probe | Segment | BV/TV | tBV/TV | cBV/TV | tThick | cThick | Ani   | Conn  |
|-------|---------|-------|--------|--------|--------|--------|-------|-------|
| S02B  | zZ      | 0,465 | 0,375  | 0,958  | 491,84 | 1513   | 0,222 | 35834 |
|       | G       | 0,538 | 0,360  | 0,983  | 492,82 | 1400   | 0,347 | 9778  |
|       | AZ      | 0,557 | 0,356  | 0,986  | 484,54 | 1506   | 0,22  | 24879 |
|       | iaQ     | 0,550 | 0,319  | 0,964  | 414,51 | 2129   | 0,424 | 7111  |
|       | ipQ     | 0,617 | 0,346  | 0,960  | 418,53 | 1920   | 0,51  | 3601  |
|       | saQ     | 0,502 | 0,345  | 0,936  | 517,42 | 1230   | 0,296 | 7035  |
|       | spQ     | 0,545 | 0,392  | 0,941  | 536,12 | 1212   | 0,389 | 7140  |
| S02A  | zZ      | 0,465 | 0,375  | 0,958  | 520,13 | 1928   | 0,224 | 55363 |
|       | G       | 0,596 | 0,408  | 0,975  | 390,57 | 1347   | 0,304 | 18860 |
|       | AZ      | 0,596 | 0,408  | 0,975  | 520,13 | 1928   | 0,204 | 55363 |
|       | iaQ     | 0,661 | 0,426  | 0,975  | 494,21 | 2687   | 0,642 | 14042 |
|       | ipQ     | 0,632 | 0,372  | 0,965  | 463,79 | 2293   | 0,479 | 11132 |
|       | saQ     | 0,464 | 0,322  | 0,920  | 471,09 | 1277   | 0,173 | 15876 |
|       | spQ     | 0,638 | 0,549  | 0,916  | 675,93 | 1175   | 0,309 | 10309 |
| 2073R | zZ      | 0,452 | 0,408  | 0,933  | 453,30 | 1246   | 0,217 | 52718 |
|       | G       | 0,542 | 0,410  | 0,994  | 429,84 | 1242   | 0,224 | 14299 |
|       | AZ      | 0,563 | 0,410  | 0,999  | 456,08 | 1218   | 0,299 | 37628 |
|       | iaQ     | 0,567 | 0,400  | 0,958  | 420,00 | 1594   | 0,432 | 5874  |
|       | ipQ     | 0,575 | 0,447  | 0,938  | 450,92 | 1248   | 0,543 | 6546  |
|       | saQ     | 0,481 | 0,329  | 0,946  | 407,87 | 1234   | 0,197 | 16023 |
|       | spQ     | 0,646 | 0,548  | 0,931  | 558,09 | 1147   | 0,375 | 8058  |
| 2073L | zZ      | 0,499 | 0,425  | 0,955  | 461,33 | 1620   | 0,234 | 55735 |
|       | G       | 0,599 | 0,430  | 0,988  | 442,23 | 1476   | 0,91  | 17498 |
|       | AZ      | 0,626 | 0,432  | 0,991  | 462,97 | 1611   | 0,275 | 37260 |
|       | iaQ     | 0,647 | 0,413  | 0,977  | 423,20 | 2209   | 0,502 | 6954  |
|       | ipQ     | 0,715 | 0,509  | 0,972  | 442,47 | 1836   | 0,671 | 7031  |
|       | saQ     | 0,508 | 0,359  | 0,952  | 447,23 | 1244   | 0,081 | 16460 |
|       | spQ     | 0,728 | 0,600  | 0,944  | 567,52 | 1337   | 0,419 | 6595  |
| 169a  | zZ      | 0,386 | 0,339  | 0,914  | 485,77 | 1214   | 0,292 | 52180 |
|       | G       | 0,499 | 0,374  | 0,983  | 477,40 | 1195   | 0,364 | 9893  |
|       | AZ      | 0,527 | 0,384  | 0,989  | 481,75 | 1196   | 0,292 | 40398 |
|       | iaQ     | 0,580 | 0,393  | 0,963  | 429,35 | 1478   | 0,454 | 3615  |
|       | ipQ     | 0,562 | 0,421  | 0,955  | 492,90 | 1416   | 0,424 | 9524  |
|       | saQ     | 0,437 | 0,292  | 0,947  | 433,45 | 1203   | 0,241 | 14989 |
|       | spQ     | 0,562 | 0,492  | 0,899  | 629,76 | 880    | 0,419 | 8280  |
| 169b  | zZ      | 0,427 | 0,361  | 0,937  | 475,85 | 1629   | 0,327 | 51229 |
|       | G       | 0,537 | 0,384  | 0,981  | 465,60 | 1212   | 0,289 | 11410 |
|       | AZ      | 0,568 | 0,393  | 0,986  | 473,14 | 1650   | 0,352 | 38552 |
|       | iaQ     | 0,621 | 0,372  | 0,972  | 389,34 | 2599   | 0,476 | 5229  |
|       | ipQ     | 0,583 | 0,397  | 0,964  | 456,25 | 1970   | 0,46  | 14447 |
|       | saQ     | 0,453 | 0,324  | 0,894  | 450,67 | 1118   | 0,363 | 10227 |
|       | spQ     | 0,601 | 0,503  | 0,927  | 582,94 | 1035   | 0,308 | 8672  |

Tab. 3.5 zeigt die aus dem zweiten HRqCT-Scan gewonnenen Werte. zZ=zentraler Zylinder, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, sp=superior-posteriorer Quadrant, BV=Knochenvolumen (bone volume), TV=Gesamtvolumen (total volume), Thick=Dicke (thickness), Ani=Anisotropie, Conn=Verbindungen (Connectivity).

Um den Effekt der Implantation auf die Beschaffenheit des Knochens zu zeigen, wurde die Differenz der Mittelwerte aus beiden Scans berechnet. Die Ergebnisse sind in Tab. 3.6 aufgeführt.

Tab. 3.6 Differenz der Mittelwerte 1. Scan – 2. Scan

|     | BV/TV            | tBV/TV          | cBV/TV           | tThick       | cThick     | Ani              | Conn         |
|-----|------------------|-----------------|------------------|--------------|------------|------------------|--------------|
| zZ  | -0,0315 ± 0,0244 | 0,0225 ± 0,0133 | -0,006 ± 0,0137  | 113,1 ± 23,0 | 49 ± 32,7  | 0,0137 ± 0,0417  | 866 ± 1149   |
| G   | -0,0029 ± 0,0026 | 0,0587 ± 0,0097 | 0,0339 ± 0,0089  | 70,2 ± 37,7  | 142 ± 89,1 | 0,1072 ± 0,2571  | -1850 ± 1081 |
| AZ  | -0,0017 ± 0,0094 | 0,0696 ± 0,0121 | 0,0377 ± 0,0092  | 118,8 ± 24,9 | 21 ± 31,7  | 0,0163 ± 0,0318  | 5321 ± 6368  |
| iaQ | -0,0116 ± 0,0564 | 0,0603 ± 0,0208 | -0,0033 ± 0,0026 | 80,5 ± 47,6  | 132 ± 77,5 | 0,0025 ± 0,0332  | 1973 ± 1598  |
| ipQ | -0,0217 ± 0,0341 | 0,0705 ± 0,0246 | -0,0052 ± 0,0048 | 101 ± 31,4   | 95 ± 85,5  | 0,02 ± 0,0263    | 1319 ± 1630  |
| saQ | -0,0187 ± 0,0108 | 0,0489 ± 0,0181 | 0,0051 ± 0,0043  | 106 ± 33,8   | -24 ± 56,0 | 0,0147 ± 0,0261  | 1023 ± 1161  |
| spQ | -0,0214 ± 0,0181 | 0,085 ± 0,0125  | -0,0111 ± 0,0071 | 200,6 ± 35,7 | 4 ± 55,6   | -0,0492 ± 0,0331 | -555 ± 1136  |

Tab 3.6 zeigt die gemittelten Differenzen (Implantiert – Initial) mit Standardabweichungen der ersten beiden Scans über alle Proben. zZ=zentraler Zylinder, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant, BV=Knochenvolumen (bone volume), TV=Gesamtvolumen (total volume), Thick=Dicke (thickness), Ani=Anisotropie, Conn=Verbundenheit.

Tab. 3.7 Signifikanzen der Unterschiede zwischen den ersten beiden Scans

|     | BV/TV | tBV/TV       | cBV/TV        | tThick        | cThick | Ani   | Conn  |
|-----|-------|--------------|---------------|---------------|--------|-------|-------|
| zZ  | 0,333 | 0,445        | 0,584         | <b>0,001</b>  | 0,794  | 0,718 | 0,687 |
| G   | 0,941 | <b>0,008</b> | <b>0,0001</b> | <b>0,015</b>  | 0,120  | 0,369 | 0,428 |
| AZ  | 0,949 | <b>0,002</b> | <b>0,0001</b> | <b>0,0002</b> | 0,927  | 0,372 | 0,168 |
| iaQ | 0,776 | <b>0,002</b> | 0,468         | <b>0,005</b>  | 0,749  | 0,964 | 0,390 |
| ipQ | 0,614 | 0,129        | 0,415         | <b>0,001</b>  | 0,755  | 0,663 | 0,496 |
| saQ | 0,225 | <b>0,021</b> | 0,808         | <b>0,000</b>  | 0,440  | 0,901 | 0,491 |

Tab 3.7 zeigt die durch T-Test ermittelten Signifikanzen der Unterschiede zwischen den beiden HRqCT-Scans. Alle signifikanten ( $p < 0,05$ ) Werte sind **fett** hervorgehoben. zZ=zentraler Zylinder, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant, BV=Knochenvolumen (bone volume), TV=Gesamtvolumen (total volume), Thick=Dicke (thickness), Ani=Anisotropie.

Es zeigten sich vor allem signifikante Unterschiede bei den trabekulären Knochen betreffenden Parametern (s. Tab. 3.7). Die Dicke der Trabekel ist nach Implantation in allen Segmenten deutlich erhöht, auch die trabekuläre Dichte ist in einigen Segmenten und insgesamt höher als vor der Implantation. In den peripheren Bereichen und im gesamten Glenoid ist außerdem die kortikale Dichte signifikant erhöht (s. Tab. 3.7).

### 3.3. Experimentelle Testung

Tab. 3.8 Ergebnisse experimentelle Testung

|       | Inferior    |       |        |             |       |        | Superior    |       |        |             |       |        |
|-------|-------------|-------|--------|-------------|-------|--------|-------------|-------|--------|-------------|-------|--------|
|       | Compression |       |        | Distraction |       |        | Compression |       |        | Distraction |       |        |
|       | 1000        | 4000  | >23000 | 1000        | 4000  | >23000 | 1000        | 4000  | >23000 | 1000        | 4000  | >23000 |
| K3B   | 25,4        | 29,6  | 63,5   | 16,9        | 40,2  | 118,6  | 20,6        | 43,6  | 4,6    | 39,0        | 167,5 | 110,1  |
| K3A   | 24,5        | 103,5 | 103,5  | 38,1        | 38,1  | 59,9   | 43,6        | 25,2  | 50,5   | 36,7        | 48,2  | 50,5   |
| K4A   | 0,0         | 29,5  | 246,6  | 10,1        | 195,5 | 204,5  | 327,8       | 247,7 | 997,3  | 353,2       | 175,3 | 904,6  |
| K4B   | 129,8       | 81,9  | 55,9   | 73,9        | 181,7 | 650,9  | 153,5       | 364,2 | 975,9  | 49,1        | 188,9 | 196,2  |
| S02B  | 172,8       | 231,2 | 378,6  | 165,2       | 318,5 | 640,5  | 37,3        | 8,0   | 37,3   | 10,7        | 172,0 | 648,0  |
| S02A  | 220,5       | 239,6 | 179,7  | 136,1       | 168,8 | 219,8  | 24,8        | 35,7  | 122,5  | 31,0        | 188,4 | 249,6  |
| 169A  | 39,7        | 158,8 |        | 79,4        | 549,1 |        | 26,0        | 375,0 |        | 72,9        | 377,6 |        |
| 169B  | 16,0        | 117,1 |        | 71,9        | 247,6 |        | 23,4        | 242,2 |        | 164,1       | 526,0 |        |
| 2073L | 13,3        | 77,2  | 242,2  | 58,6        | 10,6  | 186,3  | 131,4       | 208,3 | 225,7  | 119,0       | 175,8 | 290,2  |
| 2073R | 26,7        | 8,0   | 10,7   | 98,6        | 181,3 | 641,2  | 10,9        | 443,8 | 163,4  | 19,1        | 100,7 | 258,6  |

Tab. 3.8 zeigt die experimentell erhobenen Werte für die Implantatbewegung. Nach dem makroskopischen Bruch von Probe 169a wurden beide Scapulae dieses Spenders von den weiteren Tests ausgeschlossen (10).

Tab. 3.9 Signifikanzen der Unterschiede nach Design

|  | Inferior    |       |              |             |       |        | Superior    |       |        |             |       |        |
|--|-------------|-------|--------------|-------------|-------|--------|-------------|-------|--------|-------------|-------|--------|
|  | Compression |       |              | Distraction |       |        | Compression |       |        | Distraction |       |        |
|  | 1000        | 4000  | >23000       | 1000        | 4000  | >23000 | 1000        | 4000  | >23000 | 1000        | 4000  | >23000 |
|  | 0,528       | 0,855 | <b>0,037</b> | 0,662       | 0,566 | 0,479  | 0,374       | 0,617 | 0,999  | 0,422       | 0,817 | 0,168  |

Tab 3.6 zeigt die Signifikanzen der Unterschiede der experimentellen Ergebnisse zwischen den beiden Designs. Alle signifikanten ( $p < 0,05$ ) Werte sind **fett** hervorgehoben.

Da nur ein Wert einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Designs zeigte, entschlossen wir uns auf Grund der geringen Anzahl von Proben die beiden Arme der Studie zusammenzuführen.

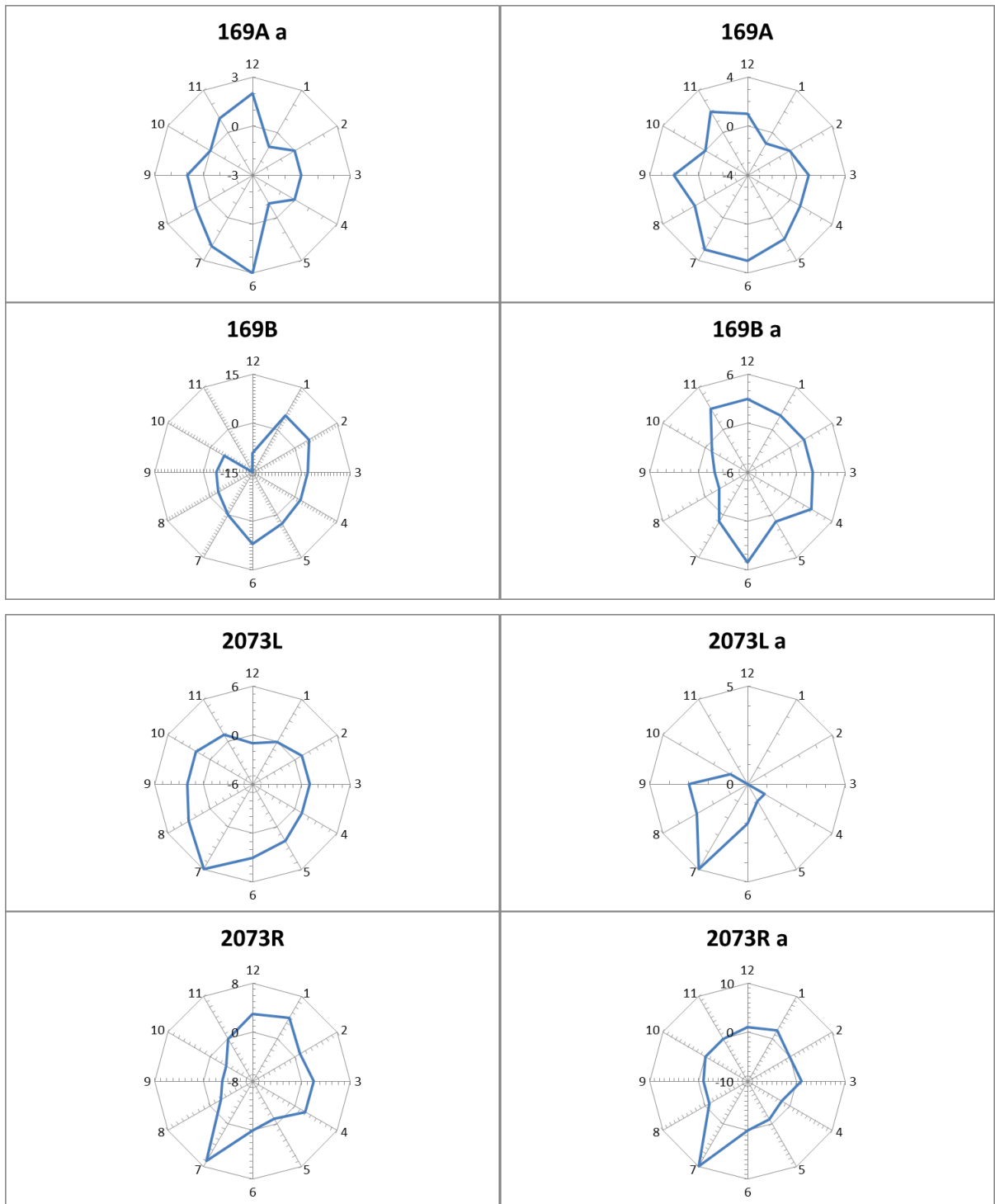
### 3.4. Verschiebung

Tab. 3.10 Messung der Verschiebung des Knochens

| Probe | Ebene       | 1  | 2 | 3 | 4  | 5  | 6  | 7  | 8  | 9  | 10 | 11  | 12 |
|-------|-------------|----|---|---|----|----|----|----|----|----|----|-----|----|
| S02B  | Gelenkebene | -1 | 1 | 1 | 1  | 2  | 2  | 5  | 2  | 2  | 0  | 0   | -1 |
|       | axial       | -1 | 0 | 0 | 0  | 1  | 2  | 1  | 1  | 1  | 0  | 1   | -1 |
| S02A  | Gelenkebene | 2  | 1 | 0 | 1  | 1  | 0  | 0  | -1 | -2 | -3 | -3  | 2  |
|       | axial       | 0  | 1 | 1 | 0  | 0  | -1 | 0  | -1 | -1 | -1 | -1  | 2  |
| 2073R | Gelenkebene | 4  | 1 | 2 | 2  | -1 | 0  | 7  | -2 | -3 | -3 | 0   | 3  |
|       | axial       | 2  | 0 | 1 | -2 | -1 | 0  | 10 | -1 | -1 | 0  | 0   | 1  |
| 2073L | Gelenkebene | 0  | 1 | 1 | 1  | 2  | 3  | 6  | 3  | 2  | 2  | 1   | -1 |
|       | axial       | 0  | 0 | 0 | 1  | 1  | 2  | 5  | 3  | 3  | 1  | 0   | 0  |
| 169a  | Gelenkebene | -1 | 0 | 1 | 1  | 2  | 3  | 3  | 1  | 2  | 0  | 2   | 1  |
|       | axial       | -1 | 0 | 0 | 0  | -1 | 3  | 2  | 1  | 1  | 0  | 1   | 2  |
| 169b  | Gelenkebene | 5  | 5 | 2 | 2  | 3  | 7  | 0  | -3 | -4 | -5 | -15 | -9 |
|       | axial       | 2  | 2 | 2 | 3  | 1  | 5  | 1  | -2 | -2 | -1 | 3   | 3  |

Tab 3.10 zeigt die Verschiebung der Strukturen direkt unter den Implantaten im Vergleich der prä- und postexperimentellen HRqCT-Scans in 12 Messpunkten um die glenoidale Gelenkfläche.

Abb. 3.5 Verschiebung



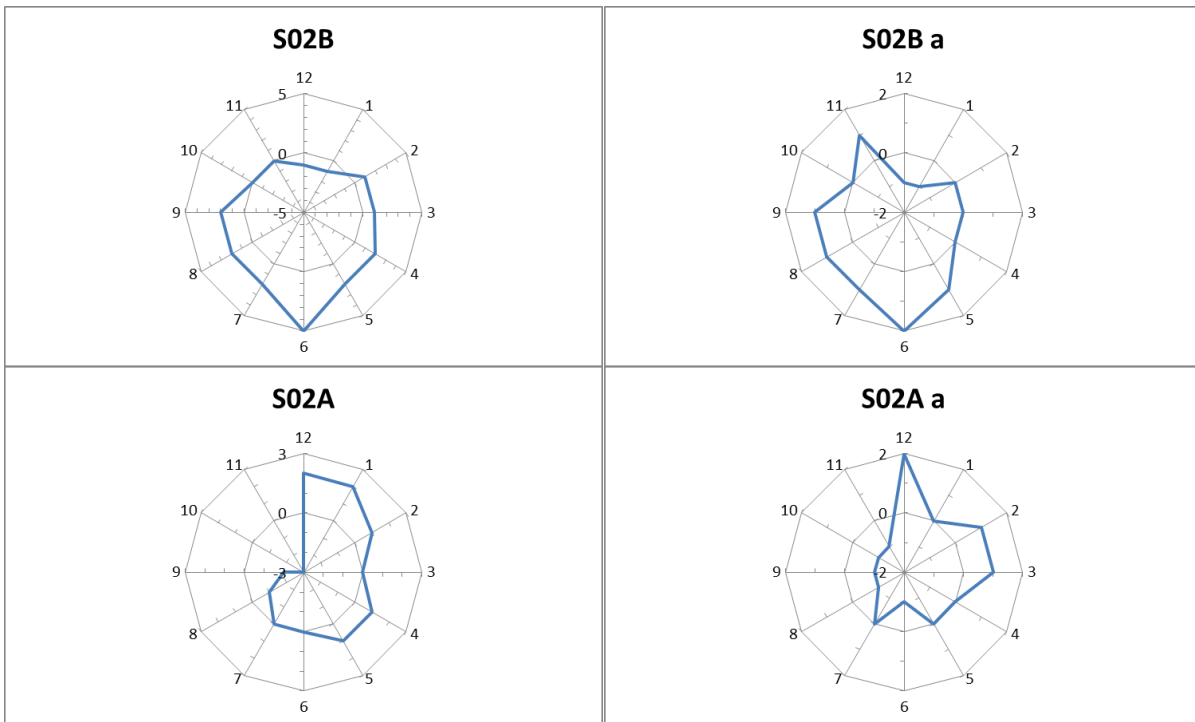


Abb. 3.5 zeigt die Verschiebung der Strukturen direkt unter den Implantaten im Vergleich der prä- und postexperimentellen HRqCT-Scans in 12 Messpunkten um die glenoidale Gelenkfläche.

In Richtung der aufgewandten Kräfte waren die größten Auslenkungen zu beobachten

Abb. 3.6 Mittlere Verschiebung

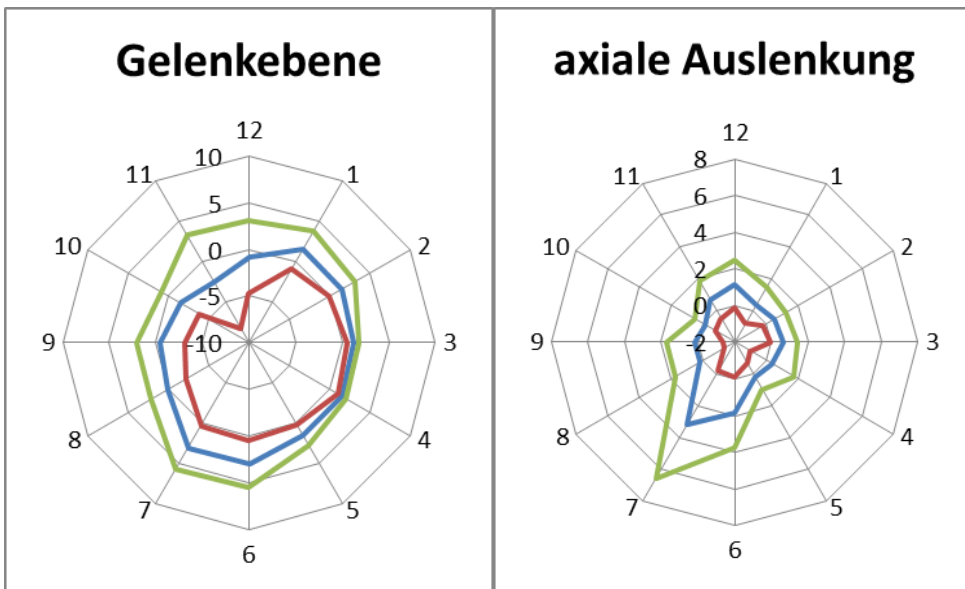
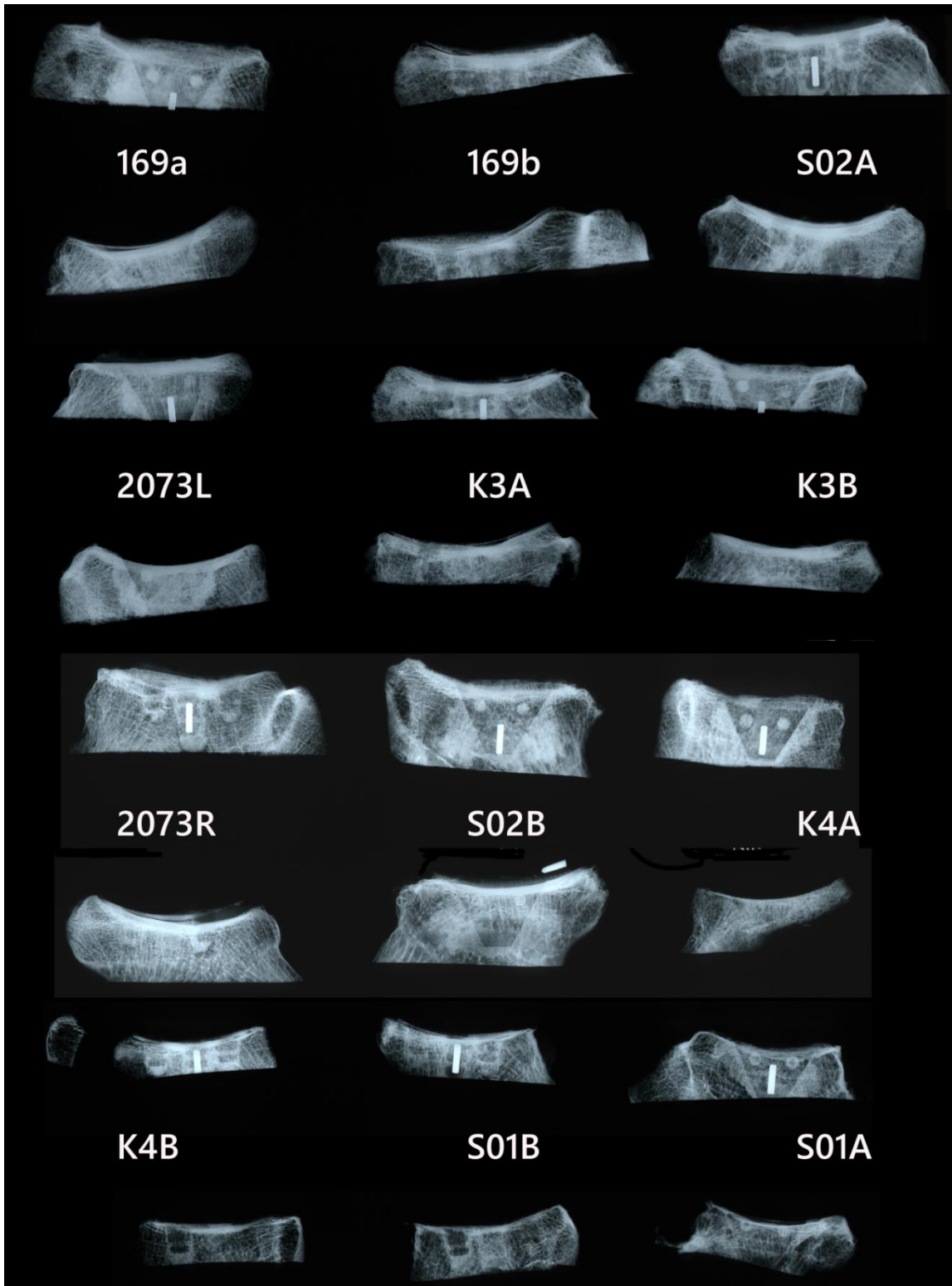


Abb. 3.6 zeigt den Durchschnitt und die Standardabweichung der Verschiebung der Strukturen direkt unter den Implantaten im Vergleich der prä- und postexperimentellen HRqCT-Scans bei 12 Messpunkten um die glenoidale Gelenkfläche.

In Abb. 3.6 kann gesehen werden, dass die größte Auslenkung nicht genau in Krafrichtung, sondern um circa 30° verschoben, von vorne oben nach hinten unten, auftritt.

### 3.5. Makroskopisch morphologische Beurteilung

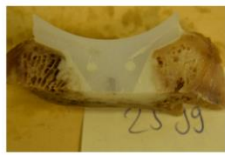
Abb. 3.7 Röntgenbilder der geschnittenen Glenoidhälften



Auf den Röntgenbildern ließen sich keine Hinweise auf Knochenbruch feststellen. Gut sieht man die unterschiedlichen Dicken des unter dem Zement verbleibenden Knorpels.



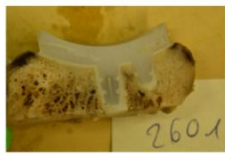
Abb. 3.8 Fotografien der geschnittenen Glenoidhälften



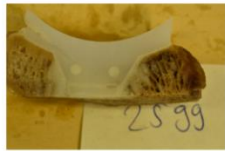
**169a**



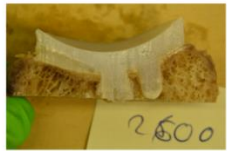
**169b**



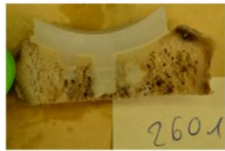
**S02A**



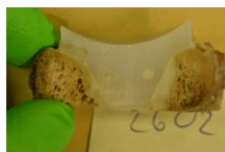
**2073L**



**K3A**



**K3B**



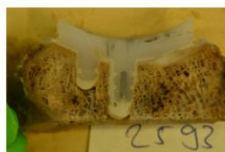
**2073R**



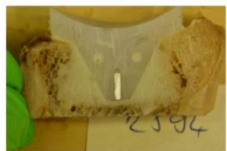
**S02B**



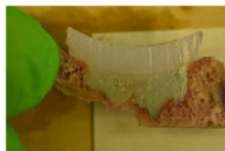
**K4A**



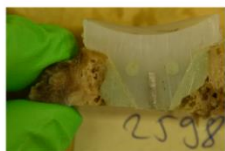
**K4B**



**S01B**



**S01A**





Einige Implantate hatten sich nach dem Schneiden aus dem Zementbett gelöst. Da die Polyethylenimplantate sehr schwer mit dem Diamantschneider zu durchtrennen waren, gehen wir davon aus, dass diese Lockerung auf den erhöhten Kraftaufwand beim Schneiden zurückzuführen ist.

Auf den Fotografien lässt sich sehr gut die Infiltration des Zements in den trabekulären Knochen beurteilen. In den von uns durchgeführten semiquantitativen Beobachtungen dieser Verzahnung ließ sich keine Korrelation zu den experimentellen Ergebnissen finden. Sonstige makroskopische Pathologien wurden nicht festgestellt.

### Zusammenfassung

Durch die Implantation der Glenoidersatzte erhöhten sich die trabekulären und corticalen Dichten, die restlichen Strukturen wurden nicht verändert, zwischen den beiden Designs ergaben sich keine Unterschiede in den Testergebnissen. Postexperimentell verbliebene knöcherne Veränderungen waren am stärksten in Richtung der aufgebrauchten Kraft zu sehen. In den makroskopischen Beobachtungen der Glenoidhälften konnten keine Auffälligkeiten gefunden werden.

### 3.6. Korrelationen

Auf Grund der nicht signifikanten Unterschiede der beiden Designs entschieden wir uns, die Datensätze zusammenzuführen um eine höhere Fallzahl zu erreichen. Alle HRqCT-Messwerte des ersten Tests wurden mit den Experimentalergebnissen nach 4000 Zyklen und nach 23000 Zyklen verglichen. Die erhobenen Ergebnisse nach 1000 Zyklen wurden auf Grund der geringen Aussagekraft außen vor gelassen. Es wurden auch Korrelationen für die Ergebnisse nach 4000 Zyklen angefertigt, da dort eine höhere Fallzahl (n=6, im Gegensatz zu n=4 bei 23000 Zyklen) für Berechnungen zur Verfügung steht. Wir entschieden uns, für diese Korrelationen nur die Ergebnisse des ersten Tests zu verwenden, da für die Prognosen zur Implantatlockerung die initialen Gegebenheiten am interessantesten sind und bei den Scans nach der Implantation Probleme durch das Segmentieren des Zements entstehen. Im Folgenden sind die Kennwerte zur Korrelation jedes Parameters im Vergleich mit den erhobenen experimentellen Werten in tabellarischer Form sowie einige erläuternde Diagramme gezeigt.

Tab. 3.11 Korrelationen BV/TV

|     |         | Inferior    |        |               |               | Superior    |              |             |               |
|-----|---------|-------------|--------|---------------|---------------|-------------|--------------|-------------|---------------|
|     |         | Compression |        | Distraction   |               | Compression |              | Distraction |               |
|     |         | 4000        | 23000  | 4000          | 23000         | 4000        | 23000        | 4000        | 23000         |
| zZ  | Pearson | 0,332       | 0,646  | -0,736        | <b>-0,848</b> | -0,715      | 0,055        | -0,572      | -0,235        |
|     | p       | 0,520       | 0,354  | 0,096         | 0,152         | 0,110       | 0,945        | 0,236       | 0,765         |
| G   | Pearson | 0,106       | 0,226  | <b>-0,864</b> | <b>-0,997</b> | -0,538      | 0,512        | -0,497      | -0,533        |
|     | p       | 0,841       | 0,774  | <b>0,026</b>  | <b>0,003</b>  | 0,271       | 0,488        | 0,316       | 0,467         |
| AZ  | Pearson | 0,046       | 0,128  | <b>-0,883</b> | <b>-0,999</b> | -0,481      | 0,595        | -0,429      | -0,578        |
|     | p       | 0,931       | 0,872  | <b>0,020</b>  | <b>0,001</b>  | 0,334       | 0,405        | 0,396       | 0,422         |
| iaQ | Pearson | 0,500       | 0,536  | -0,253        | -0,691        | -0,480      | 0,028        | 0,038       | -0,463        |
|     | p       | 0,313       | 0,464  | 0,629         | 0,309         | 0,336       | 0,972        | 0,942       | 0,537         |
| ipQ | Pearson | -0,426      | -0,530 | -0,738        | -0,450        | -0,018      | 0,770        | -0,526      | -0,230        |
|     | p       | 0,399       | 0,470  | 0,094         | 0,550         | 0,973       | 0,230        | 0,284       | 0,770         |
| saQ | Pearson | 0,031       | 0,133  | <b>-0,823</b> | -0,652        | -0,550      | 0,361        | -0,685      | 0,105         |
|     | p       | 0,953       | 0,867  | <b>0,044</b>  | 0,348         | 0,258       | 0,639        | 0,133       | 0,895         |
| spQ | Pearson | -0,297      | -0,369 | <b>-0,896</b> | <b>-0,855</b> | -0,117      | <b>0,909</b> | -0,515      | <b>-0,804</b> |
|     | p       | 0,567       | 0,631  | <b>0,016</b>  | 0,145         | 0,826       | 0,091        | 0,296       | 0,196         |

Tab. 3.11 zeigt den Pearson-Koeffizienten sowie den dazugehörigen p-Wert für die Korrelationen der Gesamtknochendichte (BV/TV) im Vergleich mit den experimentell gemessenen Werten. Die Pearson-Koeffizienten über 0,8 sind **fett** geschrieben. Alle signifikanten ( $p < 0,05$ ) Werte sind **fett und kursiv** hervorgehoben. zZ=zentraler Zylinder, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant.

Es zeigen sich überwiegend negative Korrelationen, die darauf hinweisen, dass geringere Dichten in größere Implantatbewegungen resultieren. In der Korrelation mit der Gesamtdichte lassen sich bei der Distraction am unteren Pol des Implantats signifikante Werte beobachten. Dasselbe gilt für die beiden oberen Quadranten und die Distraction am unteren Pol nach 4000 Zyklen.

Abb. 3.9 Korrelationen BV/TV

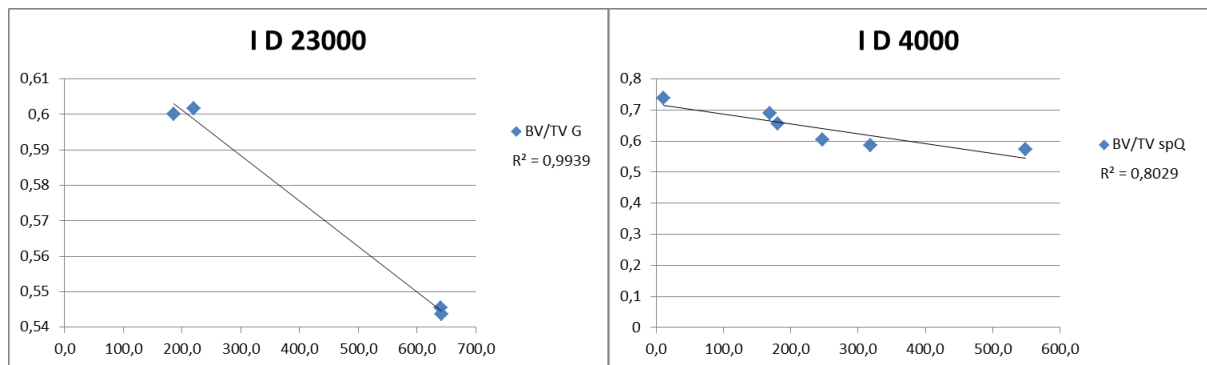


Abb. 3.9 zeigt die Korrelationen der Gesamtknochendichte (BV/TV) mit den experimentell erhobenen Werten. Das linke Diagramm zeigt die Korrelation des gesamten Glenoids mit der Distraction des unteren Pols nach 23000 Zyklen, das rechte Diagramm zeigt den Vergleich im oberen hinteren Quadranten mit der Distraction am unteren Pol nach 4000 Zyklen.

Tab. 3.12 Korrelationen tBV/TV

|     |         | Inferior      |               |               |        | Superior    |              |             |               |
|-----|---------|---------------|---------------|---------------|--------|-------------|--------------|-------------|---------------|
|     |         | Compression   |               | Distraction   |        | Compression |              | Distraction |               |
|     |         | 4000          | 23000         | 4000          | 23000  | 4000        | 23000        | 4000        | 23000         |
| zZ  | Pearson | -0,428        | -0,744        | <b>-0,912</b> | -0,514 | -0,045      | <b>0,980</b> | -0,727      | <b>-0,886</b> |
|     | p       | 0,397         | 0,256         | <b>0,011</b>  | 0,486  | 0,932       | <b>0,020</b> | 0,102       | 0,114         |
| G   | Pearson | -0,722        | -0,768        | -0,759        | -0,503 | 0,388       | <b>0,995</b> | -0,340      | <b>-0,820</b> |
|     | p       | 0,105         | 0,232         | 0,080         | 0,497  | 0,448       | <b>0,005</b> | 0,510       | 0,180         |
| AZ  | Pearson | -0,790        | -0,796        | -0,612        | -0,466 | 0,542       | <b>0,993</b> | -0,150      | -0,787        |
|     | p       | 0,062         | 0,204         | 0,197         | 0,534  | 0,266       | <b>0,007</b> | 0,776       | 0,213         |
| iaQ | Pearson | -0,768        | -0,776        | -0,470        | -0,439 | 0,650       | <b>0,952</b> | -0,078      | <b>-0,907</b> |
|     | p       | 0,074         | 0,224         | 0,347         | 0,561  | 0,163       | <b>0,048</b> | 0,883       | 0,093         |
| ipQ | Pearson | <b>-0,880</b> | <b>-0,910</b> | -0,288        | -0,147 | 0,743       | <b>0,869</b> | -0,015      | -0,481        |
|     | p       | <b>0,021</b>  | 0,090         | 0,580         | 0,853  | 0,091       | 0,131        | 0,977       | 0,519         |
| saQ | Pearson | -0,533        | -0,623        | <b>-0,809</b> | -0,635 | 0,137       | <b>0,971</b> | -0,467      | -0,653        |
|     | p       | 0,276         | 0,377         | 0,051         | 0,365  | 0,796       | <b>0,029</b> | 0,350       | 0,347         |
| spQ | Pearson | -0,449        | -0,488        | -0,665        | -0,741 | 0,241       | <b>0,925</b> | -0,317      | <b>-0,928</b> |
|     | p       | 0,372         | 0,512         | 0,150         | 0,259  | 0,645       | 0,075        | 0,541       | 0,072         |

Tab. 3.12 zeigt den Pearson-Koeffizienten sowie den dazugehörigen p-Wert für die Korrelationen der trabekulären Knochendichte (tBV/TV) im Vergleich mit den experimentell gemessenen Werten. Die Pearson-Koeffizienten über 0,8 sind **fett** geschrieben. Alle signifikanten ( $p < 0,05$ ) Werte sind **fett und kursiv** hervorgehoben. zZ=zentraler Zylinder, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant.

Auch bei der trabekulären Knochendichte zeigen sich überwiegend negative Korrelationen, jedoch gibt es einige signifikante positive Korrelationen mit der Kompression am oberen Pol nach 23000 Zyklen.

Abb. 3.10 Korrelationen tBV/TV

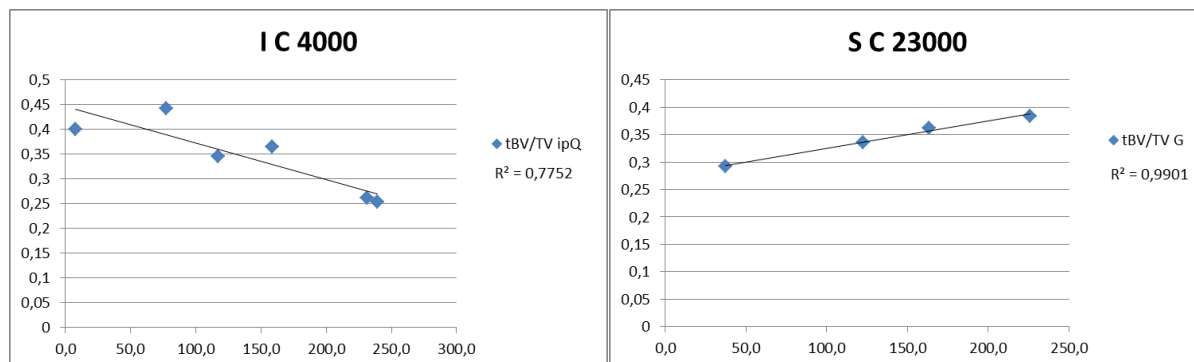


Abb. 3.10 zeigt die Korrelationen der trabekulären Knochendichte (tBV/TV) mit den experimentell erhobenen Werten. Das linke Diagramm zeigt die Korrelation des hinteren unteren Quadranten mit der Kompression des unteren Pols nach 4000 Zyklen, das rechte Diagramm zeigt den Vergleich im gesamten Glenoid mit der Kompression am oberen Pol nach 23000 Zyklen.

Tab. 3.13 Korrelationen cBV/TV

|     |         | Inferior     |               |               |               | Superior      |              |             |              |
|-----|---------|--------------|---------------|---------------|---------------|---------------|--------------|-------------|--------------|
|     |         | Compression  |               | Distraction   |               | Compression   |              | Distraction |              |
|     |         | 4000         | 23000         | 4000          | 23000         | 4000          | 23000        | 4000        | 23000        |
| zZ  | Pearson | <b>0,824</b> | <b>0,852</b>  | -0,055        | -0,496        | <b>-0,892</b> | -0,357       | 0,142       | 0,419        |
|     | p       | <b>0,044</b> | 0,148         | 0,917         | 0,504         | <b>0,017</b>  | 0,643        | 0,788       | 0,581        |
| G   | Pearson | 0,293        | 0,325         | -0,404        | -0,676        | -0,531        | 0,216        | -0,507      | 0,173        |
|     | p       | 0,573        | 0,675         | 0,427         | 0,324         | 0,279         | 0,784        | 0,305       | 0,827        |
| AZ  | Pearson | 0,085        | 0,037         | -0,428        | -0,642        | -0,330        | 0,433        | -0,589      | 0,057        |
|     | p       | 0,873        | 0,963         | 0,397         | 0,358         | 0,523         | 0,567        | 0,219       | 0,943        |
| iaQ | Pearson | -0,060       | 0,014         | <b>-0,803</b> | <b>-0,987</b> | -0,323        | 0,684        | 0,014       | -0,599       |
|     | p       | 0,910        | 0,986         | 0,054         | <b>0,013</b>  | 0,532         | 0,316        | 0,979       | 0,401        |
| ipQ | Pearson | 0,328        | 0,363         | -0,419        | <b>-0,887</b> | -0,531        | 0,328        | 0,189       | -0,115       |
|     | p       | 0,526        | 0,637         | 0,408         | 0,113         | 0,279         | 0,672        | 0,720       | 0,885        |
| saQ | Pearson | -0,210       | <b>-0,859</b> | 0,057         | -0,124        | 0,301         | <b>0,813</b> | -0,616      | -0,346       |
|     | p       | 0,690        | 0,141         | 0,915         | 0,876         | 0,562         | 0,187        | 0,193       | 0,654        |
| spQ | Pearson | 0,101        | 0,229         | -0,416        | 0,544         | -0,537        | -0,561       | -0,453      | <b>0,945</b> |
|     | p       | 0,849        | 0,771         | 0,412         | 0,456         | 0,272         | 0,439        | 0,366       | 0,055        |

Tab. 3.13 zeigt den Pearson-Koeffizienten sowie den dazugehörigen p-Wert für die Korrelationen der kortikalen Knochendichte (cBV/TV) im Vergleich mit den experimentell gemessenen Werten. Die Pearson-Koeffizienten über 0,8 sind **fett** geschrieben. Alle signifikanten ( $p < 0,05$ ) Werte sind **fett und kursiv** hervorgehoben. zZ=zentraler Zylinder, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant.

Beim Vergleich mit der kortikalen Dichte zeigen sich insgesamt weniger signifikante Korrelationen, auch stellen sie sich sowohl positiv als auch negativ dar.

Tab. 3.14 Korrelationen tThick

|     |         | Inferior      |               |             |               | Superior    |              |             |               |
|-----|---------|---------------|---------------|-------------|---------------|-------------|--------------|-------------|---------------|
|     |         | Compression   |               | Distraction |               | Compression |              | Distraction |               |
|     |         | 4000          | 23000         | 4000        | 23000         | 4000        | 23000        | 4000        | 23000         |
| zZ  | Pearson | -0,248        | -0,376        | -0,016      | <b>-0,847</b> | 0,423       | <b>0,908</b> | 0,157       | <b>-0,831</b> |
|     | p       | 0,635         | 0,624         | 0,976       | 0,153         | 0,403       | 0,092        | 0,766       | 0,169         |
| G   | Pearson | 0,522         | <b>0,880</b>  | -0,349      | 0,029         | -0,725      | -0,763       | -0,659      | 0,292         |
|     | p       | 0,288         | 0,120         | 0,498       | 0,971         | 0,103       | 0,237        | 0,154       | 0,708         |
| AZ  | Pearson | -0,435        | -0,620        | 0,082       | -0,670        | 0,622       | <b>0,990</b> | 0,315       | -0,776        |
|     | p       | 0,388         | 0,380         | 0,878       | 0,330         | 0,187       | <b>0,010</b> | 0,543       | 0,224         |
| iaQ | Pearson | <b>-0,869</b> | <b>-0,908</b> | -0,138      | 0,062         | 0,764       | 0,722        | 0,067       | -0,271        |
|     | p       | <b>0,025</b>  | 0,092         | 0,795       | 0,938         | 0,077       | 0,278        | 0,900       | 0,729         |
| ipQ | Pearson | -0,660        | <b>-0,890</b> | 0,224       | 0,052         | 0,774       | 0,715        | 0,513       | -0,245        |
|     | p       | 0,153         | 0,110         | 0,670       | 0,948         | 0,071       | 0,285        | 0,298       | 0,755         |
| saQ | Pearson | 0,482         | 0,488         | -0,124      | <b>-0,931</b> | -0,393      | 0,245        | -0,220      | -0,385        |
|     | p       | 0,333         | 0,512         | 0,815       | 0,069         | 0,441       | 0,755        | 0,675       | 0,615         |
| spQ | Pearson | 0,056         | -0,042        | -0,128      | <b>-0,840</b> | 0,087       | 0,617        | -0,349      | <b>-0,868</b> |
|     | p       | 0,916         | 0,958         | 0,809       | 0,160         | 0,870       | 0,383        | 0,498       | 0,132         |

Tab3.14 zeigt den Pearson-Koeffizienten sowie den dazugehörigen p-Wert für die Korrelationen der Dicke der Trabekel (tThick) im Vergleich mit den experimentell gemessenen Werten. Die Pearson-Koeffizienten über 0,8 sind **fett** geschrieben. Alle signifikanten ( $p < 0,05$ ) Werte sind **fett und kursiv** hervorgehoben. zZ=zentraler Zyliner, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant.

Bei den Korrelationen mit der trabekulären Dicke zeigen sich nur zwei Signifikanzen, der vordere untere Quadrant Korreliert negativ mit der Kompression am unteren Pol nach 4000 Zyklen und die Dicke der Außenzone mit der Kompression am oberen Pol nach 23000 Wiederholungen, dieser jedoch positiv.

Tab. 3.15 Korrelationen cThick

|     |         | Inferior    |              |             |               | Superior      |        |             |        |
|-----|---------|-------------|--------------|-------------|---------------|---------------|--------|-------------|--------|
|     |         | Compression |              | Distraction |               | Compression   |        | Distraction |        |
|     |         | 4000        | 23000        | 4000        | 23000         | 4000          | 23000  | 4000        | 23000  |
| zZ  | Pearson | 0,519       | 0,716        | -0,543      | -0,764        | -0,768        | -0,065 | -0,067      | -0,201 |
|     | p       | 0,292       | 0,284        | 0,266       | 0,236         | 0,074         | 0,935  | 0,899       | 0,799  |
| G   | Pearson | 0,789       | <b>0,865</b> | -0,211      | -0,621        | <b>-0,877</b> | -0,283 | -0,260      | 0,201  |
|     | p       | 0,062       | 0,135        | 0,688       | 0,379         | <b>0,022</b>  | 0,717  | 0,619       | 0,799  |
| AZ  | Pearson | 0,509       | 0,710        | -0,540      | -0,762        | -0,756        | -0,062 | -0,042      | -0,214 |
|     | p       | 0,303       | 0,290        | 0,269       | 0,238         | 0,082         | 0,938  | 0,937       | 0,786  |
| iaQ | Pearson | 0,456       | 0,738        | -0,515      | -0,744        | -0,715        | -0,097 | 0,130       | -0,173 |
|     | p       | 0,364       | 0,262        | 0,296       | 0,256         | 0,111         | 0,903  | 0,806       | 0,827  |
| ipQ | Pearson | 0,720       | <b>0,869</b> | -0,325      | -0,590        | <b>-0,864</b> | -0,314 | 0,007       | 0,031  |
|     | p       | 0,107       | 0,131        | 0,530       | 0,410         | <b>0,026</b>  | 0,686  | 0,989       | 0,969  |
| saQ | Pearson | 0,080       | 0,144        | -0,777      | <b>-0,899</b> | -0,395        | 0,505  | -0,452      | -0,750 |
|     | p       | 0,880       | 0,856        | 0,069       | 0,101         | 0,439         | 0,495  | 0,369       | 0,250  |
| spQ | Pearson | 0,006       | 0,069        | -0,687      | 0,019         | -0,514        | -0,054 | -0,708      | 0,640  |
|     | p       | 0,991       | 0,931        | 0,132       | 0,981         | 0,297         | 0,946  | 0,115       | 0,360  |

Tab. 3.15 zeigt den Pearson-Koeffizienten sowie den dazugehörigen p-Wert für die Korrelationen der Dicke der Kortikalis (cThick) im Vergleich mit den experimentell gemessenen Werten. Die Pearson-Koeffizienten über 0,8 sind **fett** geschrieben. Alle signifikanten ( $p < 0,05$ ) Werte sind **fett und kursiv** hervorgehoben. zZ=zentraler Zyliner, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant

Auch im Vergleich mit der kortikalen Dicke zeigen sich nur zwei signifikante Korrelationen, die des gesamten Glenoids und die des hinteren unteren Quadranten mit der Kompression am oberen Pol nach 4000 Zyklen, beide korrelieren negativ.

Tab. 3.16 Korrelationen Ani

|     |         | Inferior    |              |               |        | Superior    |               |              |              |
|-----|---------|-------------|--------------|---------------|--------|-------------|---------------|--------------|--------------|
|     |         | Compression |              | Distraction   |        | Compression |               | Distraction  |              |
|     |         | 4000        | 23000        | 4000          | 23000  | 4000        | 23000         | 4000         | 23000        |
| zZ  | Pearson | 0,139       | 0,777        | 0,490         | 0,480  | 0,086       | <b>-0,984</b> | <b>0,955</b> | <b>0,857</b> |
|     | p       | 0,793       | 0,223        | 0,324         | 0,520  | 0,871       | <b>0,016</b>  | <b>0,003</b> | 0,143        |
| G   | Pearson | 0,743       | <b>0,910</b> | <b>0,870</b>  | 0,252  | -0,279      | <b>-0,937</b> | 0,454        | 0,758        |
|     | p       | 0,090       | 0,090        | <b>0,024</b>  | 0,748  | 0,592       | 0,063         | 0,365        | 0,242        |
| AZ  | Pearson | -0,425      | -0,482       | 0,107         | 0,459  | 0,321       | 0,093         | 0,541        | 0,466        |
|     | p       | 0,401       | 0,518        | 0,840         | 0,541  | 0,535       | 0,907         | 0,267        | 0,534        |
| iaQ | Pearson | 0,570       | 0,606        | -0,034        | -0,642 | -0,431      | -0,065        | 0,271        | -0,385       |
|     | p       | 0,238       | 0,394        | 0,949         | 0,358  | 0,394       | 0,935         | 0,604        | 0,615        |
| ipQ | Pearson | -0,251      | -0,460       | <b>-0,804</b> | -0,428 | -0,247      | 0,698         | -0,753       | -0,129       |
|     | p       | 0,632       | 0,540        | 0,054         | 0,572  | 0,637       | 0,302         | 0,084        | 0,871        |
| saQ | Pearson | 0,383       | 0,724        | 0,589         | 0,531  | -0,115      | <b>-0,982</b> | 0,783        | 0,663        |
|     | p       | 0,454       | 0,276        | 0,219         | 0,469  | 0,828       | <b>0,018</b>  | 0,065        | 0,337        |
| spQ | Pearson | 0,085       | -0,016       | 0,499         | 0,284  | 0,108       | -0,170        | -0,040       | 0,736        |
|     | p       | 0,872       | 0,984        | 0,313         | 0,716  | 0,839       | 0,830         | 0,941        | 0,264        |

Tab. 3.16 zeigt den Pearson-Koeffizienten sowie den dazugehörigen p-Wert für die Korrelationen der Anisotropie der Trabekel (Ani) im Vergleich mit den experimentell gemessenen Werten. Die Pearson-Koeffizienten über 0,8 sind **fett** geschrieben. Alle signifikanten ( $p < 0,05$ ) Werte sind **fett und kursiv** hervorgehoben. zZ=zentraler Zyliner, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant.

Die Korrelationen der Anisotropie mit den experimentellen Ergebnissen sind positiver und negativer Natur. Auch die wenigen signifikanten Vergleiche gehen in keine einheitliche Richtung.

Tab. 3.17 Korrelationen Conn

|     |         | Inferior    |        |             |               | Superior    |              |              |               |
|-----|---------|-------------|--------|-------------|---------------|-------------|--------------|--------------|---------------|
|     |         | Compression |        | Distraction |               | Compression |              | Distraction  |               |
|     |         | 4000        | 23000  | 4000        | 23000         | 4000        | 23000        | 4000         | 23000         |
| zZ  | Pearson | -0,424      | -0,425 | -0,461      | -0,730        | 0,362       | <b>0,861</b> | 0,032        | <b>-0,965</b> |
|     | p       | 0,402       | 0,575  | 0,357       | 0,270         | 0,481       | 0,139        | 0,952        | <b>0,035</b>  |
| G   | Pearson | -0,168      | -0,172 | -0,793      | <b>-0,918</b> | -0,137      | 0,786        | -0,331       | <b>-0,828</b> |
|     | p       | 0,750       | 0,828  | 0,060       | 0,082         | 0,796       | 0,214        | 0,522        | 0,172         |
| AZ  | Pearson | -0,504      | -0,536 | -0,213      | -0,603        | 0,581       | <b>0,864</b> | 0,230        | <b>-0,990</b> |
|     | p       | 0,308       | 0,464  | 0,686       | 0,397         | 0,226       | 0,136        | 0,661        | <b>0,010</b>  |
| iaQ | Pearson | 0,257       | 0,458  | -0,705      | -0,776        | -0,570      | 0,154        | -0,592       | -0,537        |
|     | p       | 0,623       | 0,542  | 0,118       | 0,224         | 0,237       | 0,846        | 0,216        | 0,463         |
| ipQ | Pearson | -0,314      | -0,560 | 0,177       | -0,583        | 0,501       | <b>0,870</b> | <b>0,840</b> | <b>-0,990</b> |
|     | p       | 0,544       | 0,440  | 0,737       | 0,417         | 0,312       | 0,130        | <b>0,036</b> | <b>0,010</b>  |
| saQ | Pearson | -0,577      | -0,728 | -0,182      | -0,519        | 0,649       | <b>0,970</b> | -0,164       | <b>-0,908</b> |
|     | p       | 0,231       | 0,272  | 0,730       | 0,481         | 0,164       | <b>0,030</b> | 0,757        | 0,092         |
| spQ | Pearson | -0,486      | -0,606 | 0,416       | 0,450         | 0,795       | 0,177        | 0,435        | -0,494        |
|     | p       | 0,329       | 0,394  | 0,412       | 0,550         | 0,059       | 0,823        | 0,388        | 0,506         |

Tab. 3.17 zeigt den Pearson-Koeffizienten sowie den dazugehörigen p-Wert für die Korrelationen der Verbundenheit der Trabekel (Conn) im Vergleich mit den experimentell gemessenen Werten. Die Pearson-Koeffizienten über 0,8 sind **fett** geschrieben. Alle signifikanten ( $p < 0,05$ ) Werte sind **fett und kursiv** hervorgehoben. zZ=zentraler Zylinder, G=gesamtes Glenoid, AZ=Außenzone, iaQ=inferior-anteriorer Quadrant, ipQ=inferior-posteriorer Quadrant, saQ=superior-anteriorer Quadrant, spQ=superior-posteriorer Quadrant.

Die Korrelationen der Verbundenheit der Trabekel sind überwiegend negativ. Gehäufte signifikante Korrelationen zeigen sich mit der Distraction am oberen Pol der Implantate und vor allem nach 23000 Testzyklen.

Um die Verschiebung der Strukturen unter dem Implantat mit den Testergebnissen korrelieren zu können, wurden jeweils die drei oberen und die drei unteren Ergebnisse gemittelt und diese dann mit den bei den Experimenten gemessenen Werten verglichen.

Tab. 3.18 Korrelation Bewegung

|             |          |         | Inferior      |               |             |       | Superior    |        |             |        |
|-------------|----------|---------|---------------|---------------|-------------|-------|-------------|--------|-------------|--------|
|             |          |         | Compression   |               | Distraction |       | Compression |        | Distraction |        |
|             |          |         | 4000          | 23000         | 4000        | 23000 | 4000        | 23000  | 4000        | 23000  |
| Gelenkebene | superior | Pearson | -0,308        | -0,590        | 0,039       | 0,750 | 0,274       | -0,043 | 0,695       | -0,145 |
|             |          | p       | 0,553         | 0,410         | 0,942       | 0,250 | 0,600       | 0,957  | 0,126       | 0,855  |
|             | inferior | Pearson | -0,356        | -0,357        | 0,012       | 0,148 | 0,201       | 0,210  | 0,343       | 0,425  |
|             |          | p       | 0,488         | 0,643         | 0,982       | 0,852 | 0,703       | 0,790  | 0,505       | 0,575  |
| axial       | superior | Pearson | -0,255        | -0,462        | 0,162       | 0,706 | 0,309       | -0,121 | 0,764       | -0,186 |
|             |          | p       | 0,626         | 0,538         | 0,760       | 0,294 | 0,551       | 0,879  | 0,077       | 0,814  |
|             | inferior | Pearson | <b>-0,933</b> | <b>-0,945</b> | -0,378      | 0,271 | 0,644       | 0,604  | -0,037      | -0,218 |
|             |          | p       | <b>0,007</b>  | 0,055         | 0,460       | 0,729 | 0,168       | 0,396  | 0,944       | 0,782  |

Tab 3.18 zeigt den Pearson-Koeffizienten sowie den dazugehörigen p-Wert für die Korrelationen der Verschiebung der Strukturen unter dem Implantat in der Gelenkebene und in axialer Richtung im Vergleich mit den experimentell gemessenen Werten. Die Pearson-Koeffizienten über 0,8 sind **fett** geschrieben. Alle signifikanten ( $p < 0,05$ ) Werte sind **fett und kursiv** hervorgehoben.

Im Vergleich mit den anhand der HRqCT-Scans gemessenen Verschiebungen der Strukturen unter dem Implantat zeigte sich nur eine Korrelation signifikant.

Zusammenfassung

Die trabekuläre und die Gesamtdichte korrelieren negativ mit der Implantatbewegung, für die corticale Dichte konnte keine einheitliche Korrelation gezeigt werden. Die corticale und trabekulären Dicken korrelieren im unteren Bereich des Glenoids negativ mit der Implantatbewegung. Verbundenheit, Anisotropie und postexperimentell gemessenen Knochenbewegungen korrelieren nicht einheitlich mit den experimentellen Ergebnissen.





## 4. Diskussion

Im letzten Kapitel dieser Arbeit möchte ich die eingangs gestellten Fragen beantworten sowie über Einschränkungen unserer Experimente und weiterführende Untersuchungen berichten. Die Fragen, die unsere Tests beantworten sollten lauten wie folgt:

- Wie stellt sich die Verteilung der trabekulären und kortikalen sowie der Gesamtknochendichte, der trabekulären und kortikalen Dicke, sowie Anisotropie und Verbundenheit der Trabekel im Glenoid dar?
- Wie werden diese Parameter durch die Implantation eines zementierten Glenoidersatzes verändert?
- Beeinflussen diese Parameter die Implantatbewegung während der experimentellen Tests?
- Lässt sich die im Experiment verursachte Bewegung mit hochauflösenden CT-Bildern messen?

### 4.1. Eigenschaften des knöchernen Glenoids

Unsere durch hochauflösende CT-Scans gewonnenen Knochenparameter zeigen Eigenschaften, von denen auch andere Studien berichteten.

Wie schon von Frich et al. (62) beschrieben, ist in unseren Proben die Gesamtknochendichte des Glenoids im hinteren Teil signifikant größer als im vorderen Teil. Auch Lehtinen et al. (63) berichteten, dass dies zudem auf die trabekuläre Dichte zutrifft. Die größere Dichte des trabekulären Knochens lässt sich wahrscheinlich auf die dickeren Trabekel zurückführen, die laut unserer Daten signifikant größere Durchmesser besitzen. Dieses Ergebnis deckt sich mit den Studien von Li et al. (67). Für die kortikale Dichte sowie die Anisotropie der Trabekel konnten wir in dieser Richtung im Vergleich zu früheren Studien (63) (68) keinen Gradienten beweisen.

Im Gegensatz dazu zeigten sich bei diesen beiden Parametern signifikante Unterschiede zwischen der oberen und unteren Hälfte des Glenoids. Wo Lehtinen et al. (63) eine dickere Kortikalis im oberen Bereich zeigten, deuteten unsere Daten auf das Gegenteil hin, ebenso bei der Anisotropie. Frich et al. (62) berichteten von keinem signifikanten Unterschied zwischen diesen beiden Bereichen. Auch wenn sich die Kortikalis in unseren Proben im unteren Bereich des Glenoids signifikant dichter zeigt, so belegen die Daten im oberen Bereich einen signifikant dickeren Knochen, was sich mit den mechanischen Eigenschaften

eines stabileren Knochens im oberen Bereich, wie er von Mansat et al. (70) postuliert wird, vereinbaren lässt.

Insgesamt lassen sich unsere Ergebnisse gut mit den bisher veröffentlichten Studien vergleichen, die einen deutlich stärkeren Knochen im hinteren und oberen Bereich des Glenoids beschreiben (68) (62) (63) (67), dies lässt sich mit den höheren Belastungen im hinteren und oberen Bereich des Gelenkes bei physiologischen Bewegungen erklären (70).

Wie von Lehtinen et al. (63) vorgeschlagen, wäre auf Grund dieser Erkenntnisse eine Veränderung des Designs der Glenoidalen Implantate von Schulterprothesen denkbar. Der Vorschlag, Verankerungen mit einem Kiel im anterioren Bereich des Implantats zu verwenden, scheint durchaus logisch, da der porösere Knochen sich dort besser mit dem Zement verzahnen könnte. Zusätzlich würde dadurch der festere Knochen im hinteren Teil des Glenoids unberührt belassen, was ein besseres Fundament für den Gelenkersatz bieten würde.

#### 4.2. Knöcherner Veränderungen nach Implantation

Durch den Vergleich der hochauflösenden CT-Scans vor und nach der Implantation konnten wir vergleichen, ob durch den chirurgischen Eingriff alleine die Knochenstruktur verändert wird. Nur die Werte für die Dichten von kortikalen und trabekulären Knochen sowie kortikale Dicke zeigten signifikante Zunahmen nach der Implantation. Diese Veränderungen lassen sich jedoch einfach durch den Umstand erklären, dass der Knochenzement sich CT-morphologisch nicht vom umgebenden Knochen unterscheiden lässt und somit bei diesen Berechnungen mitgemessen wird.

Damit ergibt sich aus unseren Daten keine erkennbare Veränderung der Knocheneigenschaften durch den chirurgischen Eingriff.

### 4.3. Beeinflussung der Implantatbewegung durch Knocheneigenschaften

Der Fokus dieser Arbeit liegt auf der Frage, inwiefern sich die mit hochauflösenden CT-Scans berechneten Knocheneigenschaften auf die Bewegung und damit letztlich auf die Lockerung der eingesetzten Implantate auswirken. Da die meisten Studien zur Implantatlockerung an künstlichen Knochen mit festen Eigenschaften durchgeführt wurden, gibt es derzeit erst wenige Studien, die die natürliche Varianz von Knochenstrukturen in ihre Versuche mit einbeziehen; bisher gab es keine solche Studien auf Grundlage von hochauflösenden CT-Bildern.

Bezüglich der Gesamtdichte zeigten sich vor allem Korrelationen, die dafür sprechen, dass ein dichterer Knochen in weniger Implantatbewegung resultiert. Vor allem die Dichte des oberen Teils des Glenoids scheint größeren Einfluss auf die Verankerung des Implantats zu haben (s. Tab. 3.8).

Solche Korrelationen lassen sich auch mit den trabekulären Dichten sehen, jedoch gibt es hier einige hochsignifikante Zusammenhänge, die darauf hindeuten scheinen, dass dichteres Trabekelwerk zu größerer Bewegung führt. Dies könnte sich auf zwei Phänomene zurückführen lassen: Zum einen könnten dicht nebeneinander stehende Trabekel ein suffizientes Einfließen des Zements verhindern und so zu einer unzureichenden Verankerung des Implantats führen. Zum anderen könnten zu starre trabekuläre Strukturen zu einem frühzeitigen Bruch auf Grund der geringen Flexibilität führen. Für Brüche innerhalb des Knochens spricht der starke Anstieg der signifikanten Korrelationen nach 23.000 Zyklen. Diese Zusammenhänge scheinen nach 4.000 Zyklen nicht so ausgeprägt zu sein (s. Tab. 3.12). Durch Brüche im kortikalen Knochen zu einem Zeitpunkt zwischen 4.000 bis 23.000 Bewegungen lässt sich die starke Zunahme der Korrelationen erklären. Zusätzlich lässt sich die Theorie von Brüchen in der trabekulären Matrix durch die Ergebnisse der Bewegungsmessungen durch CT erklären. So lassen sich dort nur dauerhaft dislozierte Knochenteile erkennen, welche nur durch Brüche entstehen können. Bei weniger brüchigem Knochen würden die Teile wieder in die Ausgangsposition zurückkehren und so postexperimentell nicht mehr erkennbar sein.

In Korrelation mit der kortikalen Dichte zeigen sich wenige Signifikanzen. Dies lässt darauf schließen, dass die Kortikalis für den Halt der Implantate von nachgeordneter Bedeutung ist.

Dies kann damit begründet werden, dass große Teile des kortikalen Knochens während der Implantation entfernt werden.

Insgesamt lässt sich in Konkordanz mit Chamseddine et al. (10) mit großer Wahrscheinlichkeit sagen, dass die Dichte des Knochens die Bewegung von Implantaten beeinflusst.

Die trabekuläre Dicke zeigt signifikante Korrelationen in beide Richtungen. Positive Korrelationen können mit einem insgesamt stärkeren Knochenfundament erklärt werden. Obwohl in den makroskopischen, semiquantitativen Beobachtungen des Knochenzements keine Korrelationen zwischen dessen Eigenschaften und den Implantatbewegungen gefunden werden konnte, lassen sich negative Korrelationen wahrscheinlich, wie oben beschrieben, mit schlechterer Verzahnung von Knochen und Zement erklären.

Die kortikale Dicke zeigt weniger signifikante Korrelationen, was den Verdacht erhärtet, dass die Kortikalis bezüglich der Implantatverankerung nur geringe Bedeutung besitzt.

Auch bei der Anisotropie zeigen sich signifikante Korrelationen in beide Richtungen, interessanterweise auch im zentralen Zylinder, der bei den restlichen Parametern eher eine untergeordnete Rolle spielte. Die positiven Korrelationen sind möglicherweise darauf zurückzuführen, dass anisotrope Trabekel sich besser mit dem Zement verzahnen, wohingegen solche, die parallel angeordnet sind keine gute Verankerung bieten. Die negativen Korrelationen könnten durch die größere Stabilität bei geringerer Anisotropie erklärt werden.

Die Verbundenheit scheint vor allem auf die Bewegung des Implantats bei superiorer Belastung Einfluss zu nehmen. Sie lässt sich vielleicht durch die insgesamt höhere Dichte der Trabekel in diesen Segmenten erklären. Insgesamt kann die Verbundenheit nicht für valide Korrelationen herangezogen werden, da es sich um einen Absoluten Wert handelt, der bei verschieden großen Segmenten nicht vergleichend benutzt werden kann.

Die insgesamt, trotz der geringen Probenanzahl gehäuften, signifikanten Korrelationen lassen auf einen starken Zusammenhang zwischen der Qualität des Knochens und der Bewegung von Implantaten schließen. Da vor allem die hohe Dichte und Qualität des Trabekelwerks den Sitz der Implantate positiv beeinflussen, scheinen die Druckfestigkeit des Knochens und die Verzahnung des Zements eine große Rolle zu spielen. Dagegen scheint der kortikale Knochen durch seine Grundlage unter dem Implantat wenig Einfluss auf den Sitz desselben zu haben.

Klinisch betrachtet lässt sich somit ein schlechteres Implantatüberleben bei Patient\*innen mit schlechter Trabekelqualität, wie sie zum Beispiel bei Osteoporose auftritt erklären. In diesen Fällen, die vor allem bei älteren Patient\*innen auftreten sollte über eine alternative Gelenkersatztechnik nachgedacht werden. Da die Knochenqualität auch bei Nichtbenutzung abnimmt, scheint ein anatomischer Ersatz bei langer Beschwerdedauer eine kürzere Lebenszeit zu haben. Eine alternative Implantationstechnik ist zum Beispiel durch die stärkere Verankerung bei inversen Prothesen gegeben. Als Fazit dieser Untersuchung lässt sich somit die Empfehlung er härten bei älteren, funktionell eingeschränkten Patienten die inverse Technik zu verwenden, wobei eher junge Patienten mit guten Knocheneigenschaften von einem physiologischen Ersatz profitieren.

Die häufig gestellte Frage, wie gründlich Sklerosezonen bei der Implantation mit entfernt werden müssen, lässt sich durch diese Studie wahrscheinlich klären. Unsere Ergebnisse zeigen kaum Beeinflussung der Implantatlockerung durch den corticalen Knochen, was dafür spricht, dass auch die Entfernung der Sklerosezonen wahrscheinlich keinen Einfluss auf den Halt der Implantate hat. Bei einigen Proben konnten in der makroskopischen Beurteilung Knorpelreste unter dem Zement gesehen werden, welche keinen Einfluss auf die Implantatverankerung zu haben scheinen, auch dies spricht am ehesten gegen eine Einflussnahme von sklerotischem Knochen.

#### 4.4. Postexperimentelle Bewegungsmessung

Auch, wenn die gemessenen Bewegungen in dieselbe Richtung wie die angelegte Kraft verlaufen, scheint die Quantität der experimentell gemessenen Auslenkung nur wenig mit der hinterher gemessenen Veränderung des Knochens zu korrelieren. Lediglich im unteren Bereich ließ sich eine signifikante Korrelation finden. Wahrscheinlich lässt sich dies durch die hohe Elastizität des menschlichen Knochens erklären, sodass keine bleibenden Schäden durch unsere Experimente gezeigt werden konnte.

#### 4.5. Limitationen

Das größte Problem dieser Studie ist wohl die sehr geringe Fallzahl. Bei Korrelationen mit den experimentellen Werten nach 23000 Wiederholungen blieben uns nur vier Proben zum Vergleich. Dadurch war es uns leider nicht möglich, die beiden Glenoiddesigns sinnvoll zu vergleichen. In jeder Gruppe hätten sich dann nur zwei Proben befunden. Besonders vor dem Hintergrund, dass es sich hierbei um biologisches Material handelt, kann davon ausgegangen werden, dass unsere Proben keinesfalls die komplette Bandbreite der natürlichen Variation abdecken. Trotz der geringen Anzahl an Proben gelang es uns, doch signifikante, mit den aktuellen Studien übereinstimmende Ergebnisse zu erzielen, was für unsere Methoden spricht.

Die von der ASTM-Empfehlung (78) abweichenden geringeren Ladekräfte ließen sich auf Grund der Einbettung nicht umgehen, somit lassen sich unsere Ergebnisse nicht direkt mit denen anderer Gruppen vergleichen.

Bei dieser Studie handelt es sich um *in vitro* Experimente, die nur annäherungsweise die wirklichen Gegebenheiten im Körper nachstellen können. So ist eine große Limitation, dass es in lebendem Knochen zu Umbauprozessen kommt, die auf Implantate reagieren und so zu besserem oder auch schlechterem Halt führen können. Diesem Umstand kann in unserem Experiment keine Rechnung getragen werden.

Die für die Korrelationen verwendeten Parameter wurden aus den initialen CT-Scans gewonnen, dies führte eventuell dazu, dass Veränderungen der Knochenqualität während der Implantation nicht berücksichtigt wurden. Die Scans der implantierten Knochen sind dafür auf Grund des Zements leider nicht verwertbar. Wir konnten jedoch zeigen, dass sich die Parameter durch die Implantation kaum verändern. Auch ist es im Hinblick auf Prognosen besser, die Ergebnisse anhand der initialen Scans zu vergleichen.

## 5. Zusammenfassung und Ausblick

Die mit Hilfe von hochauflösenden CT-Bildern gemessenen Parameter des Glenoidknochens decken sich mit den in der Literatur beschriebenen Gegebenheiten. Wir konnten zeigen, dass die Qualität des Knochens Auswirkungen auf die Lockerung von Implantaten hat. Junaid et al. haben bewiesen, dass sich auch mit klinischen Scans gute Annäherungen an die von uns gemessenen Parameter erzeugen lassen (72). Mit diesen Erkenntnissen lassen sich in Zukunft womöglich Prognosen zur Lockerung von Schulterprothesen treffen. Hier könnten je nach individueller Knochenbeschaffenheit die am besten passenden Implantate verwendet werden.

Um unsere Ergebnisse zu validieren, sollten größer angelegte Studien mit höheren Fallzahlen folgen, bei denen die verschiedenen Designs verglichen werden können. Auf der Basis größerer Studien könnten hier auch neue Designs mit zum Beispiel exzentrisch gelegenen, den physiologischen Knochenstrukturen angepassten Kielen oder Pegs entworfen werden.

Durch den Einsatz von klinischen CT-Scans könnten außerdem in-vivo Messungen erfolgen, um die physiologischen Veränderungen zu zeigen, welche dann in-vitro oder virtuell nachgestellt werden könnten. Der Einsatz von klinischen CT-Scans ermöglicht außerdem prospektive Studiendesigns mit höheren Fallzahlen zur Erstellung von validen Prognosen.

Auf Grund besserer CT-Geräte und der weiteren Verbreitung von hochauflösenden Scannern lassen sich inzwischen auch Studien mit häufigeren Scan-Zeitpunkten oder sogar intraexperimentellen Bildern realisieren. Vor Allem in Hinblick auf die Beurteilung der Bewegungen der einzelnen Knochenteile wären Bilder zu unterschiedlichen Zeitpunkten und unter Last sehr interessant und könnten zu besseren Implantatdesigns durch Entlastung der besonders vulnerablen Zonen führen.





## 6. Quellen der Abbildungen

|  |    |
|--|----|
| Abb. 1.1 Anatomie der Scapula  | 8  |
| - Aus <i>Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen, Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat, 23. Ausgabe</i> (14)      |    |
| Abb. 1.2 Anatomie des Schultergürtels  | 9  |
| - Aus <i>Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen, Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat, 23. Ausgabe</i> (14)      |    |
| Abb. 1.3 Röntgenbilder Omarthrose  | 12 |
| - Die Bilder wurden von der Klinik und Poliklinik für Radiologie des Klinikums der Universität München bereitgestellt. |    |
| Abb. 1.4 Röntgenbilder einer Hemiprothese  | 14 |
| - Die Bilder wurden von der Klinik und Poliklinik für Radiologie des Klinikums der Universität München bereitgestellt. |    |
| Abb. 1.5 Röntgenbilder einer Totalendoprothese   | 15 |
| - Die Bilder wurden von der Klinik und Poliklinik für Radiologie des Klinikums der Universität München bereitgestellt. |    |
| Abb. 1.6 Glenoidimplantate mit Metallrücken  | 16 |
| - Bilder aus Strauss et al.: <i>The glenoid in shoulder arthroplasty</i> , 2009 (40)                                   |    |
| Abb. 1.7 Glenoidimplantate aus Polyethylen   | 17 |
| - Bilder aus Strauss et al.: <i>The glenoid in shoulder arthroplasty</i> , 2009 (40)                                   |    |
| Abb. 1.8 Der Rocking horse effect  | 19 |
| - Bild aus Matsen et al: <i>Glenoid component failure in total shoulder arthroplasty</i> , 2008 (7)                    |    |
| Abb. 2.1 Initiale Scans  | 25 |
| - Eigene Tabelle   |    |
| Abb. 2.2 Aufteilung des Glenoids   | 26 |
| - Eigenes Schaubild  |    |
| Abb. 2.3 Bildbearbeitungsschritte  | 28 |
| - Eigene Bilder  |    |
| Abb. 2.4 Testaufbau  | 29 |
| - Eigene Bilder  |    |
| Abb. 2.5 Bildregistrierung   | 31 |
| - Eigene Bilder  |    |
| Abb. 2.6 Auswertung Registrierung  | 32 |
| - Eigene Bilder  |    |
| Abb. 3.1 Boxplot BV/TV   | 39 |
| - Eigenes Diagramm   |    |
| Abb. 3.2 Boxplot Thick   | 40 |
| - Eigenes Diagramm   |    |
| Abb. 3.3 Boxplot Ani   | 40 |
| - Eigenes Diagramm   |    |
| Abb. 3.4 Boxplot Conn  | 41 |
| - Eigenes Diagramm   |    |
| Abb. 3.5 Verschiebung  | 45 |
| - Eigenes Diagramm   |    |
| Abb. 3.6 Mittlere Verschiebung   | 46 |
| - Eigenes Diagramm   |    |
| Abb. 3.7 Röntgenbilder der geschnittenen Glenoidhälften  | 47 |
| - Eigenes Bilder mit Hilfe der Anatomischen Anstalt der LMU, München   |    |
| Abb. 3.8 Fotografien der geschnittenen Glenoidhälften  | 48 |
| - Eigene Bilder  |    |
| Abb. 3.9 Korrelationen BV/TV   | 51 |
| - Eigenes Diagramm   |    |
| Abb. 3.10 Korrelationen tBV/TV   | 51 |
| - Eigenes Diagramm   |    |

## 7. Literaturverzeichnis

1. **Lugli, T.** Artificial shoulder joint by Péan (1893): the facts of an exceptional intervention and the prosthetic method. *Clin Orthop Relat Res.* Juni 1978, S. 215-8.
2. **Levy, JC, et al., et al.** Midterm results of anatomic total shoulder arthroplasty with a third-generation implant. *J Shoulder Elbow Surg.* 21. November 2018, S. Epub ahead of print.
3. **Robertson, TA, et al., et al.** Outcomes of total shoulder arthroplasty in patients younger than 65 years: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg.* Juli 2017, S. 1298-306.
4. **Bohsali, KI, Wirth, MA und Rockwood, CA Jr.** Complications of total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* . Oktober 2006, S. 2279-92.
5. **Zhang, J, et al., et al.** Glenoid articular conformity affects stress distributions in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* . 22. März 2013, S. 350-6.
6. **Lacroix, D, Murphy, LA und Prendergast, PJ.** Three-dimensional finite element analysis of glenoid replacement prostheses: a comparison of keeled and pegged anchorage systems. *J Biomech Eng.* August 2000, S. 430-6.
7. **Matsen, FA III, et al., et al.** Glenoid component failure in total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* . April 2008, S. 885-96.
8. **Mann, KA, et al., et al.** Experimental micromechanics of the cement-bone interface. *J Orthop Res.* . Juni 2008, S. 872-9.
9. **Chevalier, Y, et al., et al.** Bone density and anisotropy affect periprosthetic cement and bone stresses after anatomical glenoid replacement: A micro finite element analysis. *J Biomech.* 14. Juni 2016.
10. **Chamseddine, M, et al., et al.** Periprosthetic bone quality affects the fixation of anatomic glenoids in total shoulder arthroplasty: in vitro study. *J Shoulder Elbow Surg.* 28. Januar 2019, S. e18-28.
11. **Patel, RJ, et al., et al.** Effects of osteoarthritis on load transfer after cemented total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 24. Mai 2015.
12. **Terrier, A, et al., et al.** Cement stress predictions after anatomic total shoulder arthroplasty are correlated with preoperative glenoid bone quality. *J Shoulder Elbow Surg.* . 23. Februar 2017.
13. **Aumüller, G, et al., et al.** *Duale Reihe - Anatomie, 2. Auflage.* Stuttgart : Thieme, 2010. 978-3-13-136042-7.
14. **Paulsen, F und Waschke, J.** *Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen, Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat, 23. Ausgabe.* München : Elsevier, Urban & Fischer, 2010. 978-3-437-44071-7.
15. **Breusch, S, et al., et al.** *Klinikleitfaden Orthopädie Unfallchirurgie, 8. Auflage.* München : Elsevier, Urban & Fischer, 2017. 978-3-437-22474-4.
16. **Warner, JJ, et al., et al.** Effect of joint compression on inferior stability of the glenohumeral joint. *J Shoulder Elbow Surg.* 8. Januar 1999, S. 31-6.
17. **Lippitt, SB, et al., et al.** Glenohumeral stability from concavity-compression: A quantitative analysis. *J Shoulder Elbow Surg.* . 2. Januar 1993, S. 27-35.
18. **Debski, RE, et al., et al.** Contribution of the passive properties of the rotator cuff to glenohumeral stability during anterior-posterior loading. *J Shoulder Elbow Surg.* 8. Juli 1999, S. 324-9.
19. **Halder, AM, Itoi, E und An, KN.** Anatomy and biomechanics of the shoulder. *Orthop Clin North Am.* 2. April 2000, S. 159-76.
20. **Jerosch, J, Moersler, M und Castro, WH.** [The function of passive stabilizers of the glenohumeral joint--a biomechanical study]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb. [deutsch].* März 1990, S. 206-12.
21. **Wülker, N, et al., et al.** *Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie, 3. Auflage.* Stuttgart : Thieme Verlag, 2015. 978-3-13-129973-4.
22. **Kim, SH, et al., et al.** Increasing incidence of shoulder arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am.* 21. Dezember 2011, S. 2249-54.
23. **Nakagawa, Y, et al., et al.** Epidemiologic study of glenohumeral osteoarthritis with plain radiography. *J Shoulder Elbow Surg.* November 1999, S. 580-4.
24. **Patzer, T, et al., et al.** Influence of SLAP lesions on chondral lesions of the glenohumeral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* Juli 2010, S. 982-7.

25. **Jost, B, et al., et al.** Long-term outcome after structural failure of rotator cuff repairs. *J Bone Joint Surg Am.* März 2006, S. 472-9.
26. **Green, A und Norris, TR.** Imaging techniques for glenohumeral arthritis and glenohumeral arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* Oktober 1994, S. 7-17.
27. **Takamura, KM, Chen, JB und Petrigliano, FA.** Nonarthroplasty Options for the Athlete or Active Individual with Shoulder Osteoarthritis. *Clin Sports Med.* Oktober 2018, S. 517-26.
28. **Millett, PJ, Gobezie, R und Boykin, RE.** Shoulder osteoarthritis: diagnosis and management. *Am Fam Physician.* 1. September 2008, S. 605-11.
29. **Burgess, DL, et al., et al.** Shoulder resurfacing. *J Bone Joint Surg Am.* Mai 2009, S. 1228-38.
30. **Clofield, RH, Frankle, MA und Zuckerman, JD.** Humeral head replacement for glenohumeral arthritis. *Semin Arthroplasty.* . Oktober 1995, S. 214-21.
31. **Rispoli, DM, et al., et al.** Humeral head replacement for the treatment of osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am.* Dezember 2006, S. 2637-44.
32. **Bishop, JY und Flatow, EL.** Humeral head replacement versus total shoulder arthroplasty: clinical outcomes--a review. *J Shoulder Elbow Surg.* Januar 2005, S. 141-6.
33. **Sanchez-Sotelo, J.** Total shoulder arthroplasty. *Open Orthop J.* 16. März 2011, S. 106-14.
34. **Lenarz, CJ und Gobezie, R.** Reverse total shoulder arthroplasty. *J Vis Exp.* 5. Juli 2011, S. 2281.
35. **Guery, J, et al., et al.** Reverse total shoulder arthroplasty. Survivorship analysis of eighty replacements followed for five to ten years. *J Bone Joint Surg Am.* August 2006, S. 1742-7.
36. **Affonso, J, et al., et al.** Complications of the reverse prosthesis: prevention and treatment. *Instr Course Lect.* . 2012, S. 157-68.
37. **Sperling, JW, et al., et al.** A biomechanical analysis of strength and motion following total shoulder arthroplasty. *Int J Shoulder Surg.* Januar 2008, S. 1-3.
38. **Taunton, MJ, et al., et al.** Total shoulder arthroplasty with a metal-backed, bone-ingrowth glenoid component. Medium to long-term results. *J Bone Joint Surg Am.* . Oktober 2008, S. 2180-8.
39. **Boileau, P, et al., et al.** Cemented polyethylene versus uncemented metal-backed glenoid components in total shoulder arthroplasty: a prospective, double-blind, randomized study. *J Shoulder Elbow Surg.* Juli 2002, S. 251-9.
40. **Strauss, EJ, et al., et al.** The glenoid in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* September 2009, S. 819-33.
41. **Gunther, SB, et al., et al.** Retrieved glenoid components: a classification system for surface damage analysis. *J Arthroplasty.* Januar 2002, S. 95-100.
42. **Braman, JP, et al., et al.** Alterations in surface geometry in retrieved polyethylene glenoid component. *J Orthop Res.* Juni 2006, S. 1249-60.
43. **Anglin, C, et al., et al.** Loosening performance of cemented glenoid prosthesis design pairs. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* . Februar 2001, S. 144-50.
44. **Collins, D, et al., et al.** Edge displacement and deformation of glenoid components in response to eccentric loading. The effect of preparation of the glenoid bone. *J Bone Joint Surg Am.* . April 1992, S. 501-7.
45. **Dapunt, U, et al., et al.** Bacterial Infection and Implant Loosening in Hip and Knee Arthroplasty: Evaluation of 209 Cases. *Materials (Basel).* 26. Oktober 2016.
46. **Pardue, PE, et al., et al.** The central role of wear debris in periprosthetic osteolysis. *HSS J.* September 2006, S. 102-13.
47. **Hallab, NJ und Jacobs, JJ.** Biologic effects of implant debris. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2009.
48. **Harryman, DT, et al., et al.** 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.* April 1995, S. 555-63.
49. **Karduna, AR, et al., et al.** Joint stability after total shoulder arthroplasty in a cadaver model. *J Shoulder Elbow Surg.* November 1997, S. 506-11.
50. **Walch, G, et al., et al.** The influence of glenohumeral prosthetic mismatch on glenoid radiolucent lines: results of a multicenter study. *J Bone Joint Surg Am.* . Dezember 2002, S. 2186-91.
51. **Franklin, JL, et al., et al.** Glenoid loosening in total shoulder arthroplasty. Association with rotator cuff deficiency. *J Arthroplasty.* . 1988, S. 39-46.
52. **Friedman, RJ.** Glenohumeral translation after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* November 1992, S. 312-6.
53. **Scarlat, MM und Matsen, FA III.** Observations on retrieved polyethylene glenoid components. *J Arthroplasty.* September 2001, S. 795-801.

54. **Walch, G, et al., et al.** Primary glenohumeral osteoarthritis: clinical and radiographic classification. The Aequalis Group. *Acta Orthop Belg.* 1998, S. 46-52.
55. **Throckmorton, TW, et al., et al.** Pegged versus keeled glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* . Juli 2010, S. 726-33.
56. **Nuttall, D, Haines, JF und Trail, II.** A study of the micromovement of pegged and keeled glenoid components compared using radiostereometric analysis. *J Shoulder Elbow Surg.* Mai 2007, S. 65-70.
57. **Lazarus, MD, et al., et al.** The radiographic evaluation of keeled and pegged glenoid component insertion. *J Bone Joint Surg Am.* Juli 2002, S. 1174-82.
58. **Gartsman, GM, et al., et al.** Radiographic comparison of pegged and keeled glenoid components. *J Shoulder Elbow Surg.* Mai 2005, S. 352-7.
59. **Giori, NJ, Beaupré, GS und Carter, DR.** The influence of fixation peg design on the shear stability of prosthetic implants. *J Orthop Res.* November 1990, S. 892-8.
60. **Friedman, RJ, Hawthorne, KB und Genez, BM.** The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version. *J Bone Joint Surg Am.* August 1992, S. 1032-7.
61. **Metcalfe, LM, et al., et al.** Validation of calcaneus trabecular microstructure measurements by HR-pQCT. *Bone.* Januar 2018, S. 69-77.
62. **Frich, LH, Odgaard, A und Dalstra, M.** Glenoid bone architecture. *J Shoulder Elbow Surg.* . Juli 1998, S. 356-61.
63. **Lehtinen, JT, et al., et al.** Total, trabecular, and cortical bone mineral density in different regions of the glenoid. *J Shoulder Elbow Surg.* . Mai 2004, S. 344-8.
64. **Mimar, R, Limb, D und Hall, RM.** Evaluation of the mechanical and architectural properties of glenoid bone. *J Shoulder Elbow Surg.* März 2008, S. 336-41.
65. **Kraljevic, M, et al., et al.** Mineralisation and mechanical strength of the glenoid cavity subchondral bone plate. *Int Orthop.* . Dezember 2011, S. 1813-9.
66. **Zumstein, V, Kraljevic, M und Müller-Gerbl, M.** Glenohumeral relationships: subchondral mineralization patterns, thickness of cartilage, and radii of curvature. *J Orthop Res.* November 2013, S. 1704-7.
67. **Li, X, et al., et al.** Trabecular bone microarchitecture and characteristics in different regions of the glenoid. *Orthopedics.* März 2015, S. e163-8.
68. **Kalouche, I, et al., et al.** Mechanical properties of glenoid cancellous bone. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* Mai 2010, S. 292-8.
69. **Frich, LH, et al., et al.** Bone strength and material properties of the glenoid. *J Shoulder Elbow Surg.* März 1997, S. 97-104.
70. **Mansat, P, et al., et al.** Anatomic variation of the mechanical properties of the glenoid. *J Shoulder Elbow Surg.* . März 1998, S. 109-15.
71. **Liu, S, et al., et al.** Limitations of using micro-computed tomography to predict bone-implant contact and mechanical fixation. *J Microsc.* 34-42. Januar 2012.
72. **Junaid, S, et al., et al.** Cadaveric study validating in vitro monitoring techniques to measure the failure mechanism of glenoid implants against clinical CT. *J Orthop Res.* September 2018, S. 2524-32.
73. **Gregory, T, et al., et al.** Glenoid loosening after total shoulder arthroplasty: an in vitro CT-scan study. *J Orthop Res.* . Dezember 2009, S. 1589-95.
74. **Gregory, T, et al., et al.** A CT scan protocol for the detection of radiographic loosening of the glenoid component after total shoulder arthroplasty. *Acta Orthop.* . Februar 2014, S. 91-6.
75. **Chevalier, Y.** Numerical Methodology to Evaluate the Effects of Bone Density and Cement Augmentation on Fixation Stiffness of Bone-Anchoring Devices. *J Biomech Eng.* . September 2015, S. 137.
76. **Chevalier, Y, et al., et al.** Biomechanical effects of teriparatide in women with osteoporosis treated previously with alendronate and risedronate: results from quantitative computed tomography-based finite element analysis of the vertebral body. *Bone.* 1. Oktober 2009, S. Epub.
77. **Anglin, C, Wyss, UP und Pichora, DR.** Mechanical testing of shoulder prostheses and recommendations for glenoid design. *Journal of shoulder and elbow surgery.* September 2000, S. 323-31.
78. **ASTM 2028-02.** Standard test methods for the dynamic evaluation of glenoid loosening or dissociation. [Buchverf.] Conshohocken. *Book of ASTM standards.* s.l. : ASTM International, 2004, S. 1083-8.
79. **Neer, CS II.** Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am.* Januar 1974, S. 1-13.

80. **Rocking Horse Effect.** [www.orthop.washington.edu](http://www.orthop.washington.edu). [Online] [Zitat vom: 6. Januar 2019.]  
<http://www.orthop.washington.edu/orthodev/drupal/sites/default/files/Portals/21/LiveContent/8830/Images/figure5.jpg>.

## 8. Curriculum vitae

Geboren am 20. September 1992 in Breisach am Rhein

Nationalität: deutsch

Familienstand: ledig, keine Kinder



### **Arbeit**

Seit 2019 Assistenzarzt Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie  
Klinikum Rechts der Isar der Technischen Universität München

Seit 2015 Laborhelfer im Labor Becker und Kollegen in München

### **Ausbildung**

Seit 2014 Klinischer Abschnitt des Studiums der Humanmedizin an der Technischen Universität München

- Abschluss: Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung ( Note 3,0)

2012-2014 Vorklinischer Abschnitt des Studiums der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München

- Abschluss: Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung (Note 2,5)

2003-2012 Gymnasium Martin-Schongauer-Gymnasium Breisach

- Abschluss: Abitur (Note 1,6)

### **Praktika**

2017-2018 Praktisches Jahr: Geriatrie Rotkreuzklinikum München, Kinderchirurgie Schwabing, Viszeralchirurgie Klinikum Rechts der Isar, Orthopädie und Sportorthopädie Klinikum Rechts der Isar

2016 Einwöchiger Forschungsaufenthalt bei der AO-Foundation in Davos

2015-2017 Famulaturen: Aneos Krankenhaus Kaiserstuhl in Bischoffingen, Allgemeinarztpraxis Thomas Merkel, Orthopädie Rotkreuzklinikum München, Praxisklinik München West

2012-2014 3 Monate Pflegepraktikum am Aneos Krankenhaus Kaiserstuhl in Bischoffingen

2009-2011 Eineinhalb Jahre Sozialpraktikum im Altenpflegeheim Breisach

### **Sprachen und EDV**

Englisch – verhandlungssicher

Französisch – fließend

Spanisch – fließend

Ausführliche Kenntnisse im Microsoft Office

### **Hobbies**

Karate (2. Dan Shotokan)

Tennis

Klarinette und Saxophon (Goldenes Abzeichen des BDB)