

Aus dem Zentrum Anatomie der Universität zu Köln
Institut I für Anatomie
Geschäftsführender Direktor: Universitätsprofessor Dr. rer. nat. A. Wodarz

**Morphometrische Analyse zur Funktion eines innovativen,
individuell anpassbaren Kunststoffimplantats für die Stabilisierung
proximaler Humerusfrakturen**

Eine anatomische Studie

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

vorgelegt von
Henry Dietmar Pennig
aus Köln

promoviert am 08. Februar 2023

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln

2023

Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink

1. Gutachter: Privatdozent Dr. med. Th. Gausepohl
2. Gutachter: Privatdozent Dr. med. S. Fürderer

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich Unterstützungsleistungen von folgenden Personen erhalten:

Herr Privatdozent Dr. med. Th. Gausepohl

Weitere Personen waren an der Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Die experimentelle Vorgehensweise wurde gemeinsam mit Herrn PD Dr. Thomas Gausepohl geplant, ebenso die Auswertung des Materials, die im Rahmen von begleitenden Doktorandenkolloquien besprochen wurde. Die dieser Arbeit zugrunde liegenden Experimente sind nach entsprechender Anleitung durch Herrn PD Dr. Thomas Gausepohl und der medizinisch-technischen Assistentin Frau Jutta Knifka von mir selbst durchgeführt worden. Insbesondere die Auswahl der Präparate, die anatomische Präparation, das Vermessen der äußeren Dimension, das Säubern des Markraums, die Erstellung von Bildern unter dem Bildverstärker und Fotografien, die Implantation des Implantates und die Vorbereitung zur Durchführung der Computertomographie einschließlich Herstellung eines Halteapparates sind durch mich erfolgt. Die computertomographischen Untersuchungen wurden in der Radiologie des St. Vinzenz Hospital Köln mit Unterstützung von Herrn PD Dr. Thomas Achenbach durchgeführt. Für die technische Unterstützung bei Erstellung und Berechnung der dreidimensionalen Graphiken aus den computertomographischen Daten danke ich Herrn Prof. Keywan Sohrabi und seinem Team (Technische Hochschule Mittelhessen, THM). Die Rekonstruktion der coronaren und sagittalen Schnitte mittels IMPAX Programm und Vermessung der Außen- und Implantatdurchmesser in selbigem sind durch mich erfolgt.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 06.11.2022

Unterschrift:



Danksagungen

Mein Dank gilt in erster Linie Herrn Professor Dr. rer. nat. Jürgen Koebke, dem ehemaligen Leiter des Institutes II der Anatomie zu Köln, der mir die Möglichkeit gab, in seinem Institut die dieser Arbeit zugrunde liegenden Untersuchungen durchzuführen.

Herrn PD Dr. med. Tobias Achenbach, Chefarzt der radiologischen Abteilung des St. Vinzenz-Krankenhauses danke ich für die Unterstützung bei der technischen Durchführung der Computertomographien.

Mein Dank gilt auch der Firma IlluminOss™ und hier besonders Herrn Robert Rabiner, der die benötigten Implantate zur Verfügung gestellt hat.

Herrn PD Dr. med. Thomas Gausepohl gilt mein herzlicher Dank für die Überlassung des Themas und für die stete wissenschaftliche Begleitung der Arbeit.

Frau Jutta Knifka danke ich für die Unterstützung in der Anatomie.

Für die Bereitschaft, mit Bildanalyseprogrammen für die Darstellung und Evaluation von computertomographischen Daten bei der Auswertung zu helfen, danke ich Herrn Professor Keywan Sohrabi (THM Gießen).

Ich danke ich meinen Eltern, die mir das Medizinstudium ermöglicht und mich auch in meinem Promotionsvorhaben dauerhaft unterstützt haben.

Meinen Eltern gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	8
1. ZUSAMMENFASSUNG	9
2. EINLEITUNG	10
2.1. Zieleitzung	10
2.2. Epidemiologie der proximalen Humerusfraktur	10
2.3. Relevante Anatomie	11
2.3.1. Knochenform und Rotatorenmanschette	11
2.3.2. Röntgenanatomie	13
2.3.3. Topografie der Gefäße und Nerven am proximalen Humerus	14
2.3.4. Die Kapsel des Schultergelenkes	16
2.4. Einteilung der Frakturarten	17
2.5. Behandlungskonzepte	22
2.5. Osteosyntheseverfahren	22
2.7. Risiken der operativen Behandlung	24
2.8. Die Entwicklung der Nagelosteosynthese	24
2.9. IlluminOss™ als innovatives, individuell adaptiertes Implantat	25
2.10. Fragestellung der Untersuchung	26
3. MATERIAL UND METHODEN	27
3.1. Material	27
3.1.1. Verwendete Präparate	27
3.1.2. Kunststoffballon	27
3.2. Methoden	28
3.2.1. Präparation der Humeri	28
3.2.2. Vermessung der äußeren Kontur	28

3.2.3.	Durchtrennung der Knochen und Säuberung des Markraums	28
3.2.4.	Der Aufbau des Ballonsystems	29
3.2.5.	Probefüllungen	33
3.2.6.	Füllung des Ballons und Aushärtung	34
3.2.7.	Durchführung der Computertomographie	36
3.2.7.1.	Halteapparat und Knochenposition	36
3.2.7.2.	CT-Schichten und Einstellungen	38
3.2.8.	Auswertung des Bildmaterials	38
4.	ERGEBNISSE	39
4.1.	Basisdaten der Präparate	39
4.1.1.	Geschlechts- und Altersverteilung	39
4.1.2.	Äußere Dimensionen der Präparate	41
4.2.	Darstellung im anatomischen Präparat	43
4.3.	Computertomographische Darstellung	43
4.3.1.	Rekonstruktionsschichten und 3-D-Darstellung	43
4.3.2.	Die Position und Form des Ballons	44
4.4.	3D-Oberflächenrekonstruktion aus den Querschnittsbildern	50
4.5.	Füllungsausmaß und Füllungsdefekte	55
4.5.1.	Entfaltung des Ballons in der Markhöhle	56
4.5.2.	Lokale Füllungsdefekte	56
4.6.	Kortikale und spongiöse Räume	58
4.6.1.	Differenzierung zwischen Kopf und Schaft	58
4.6.2.	Ballonausdehnung im spongiösen Bereich	60
4.6.3.	Ballonausdehnung im Schaftbereich	61
4.7.	Ballonmechanik	61
4.7.1.	Differenz technischer Durchmesser und Füllungsdurchmesser	61
4.7.2.	Fältelungscharakteristik	61
4.7.3.	Verwertbarer Ballondurchmesser	62
5.	DISKUSSION	69
5.1.	Ausprägung der humeralen Markhöhle	69
5.2.	Alterstypische Veränderungen am Humerus	69

5.3.	Ballonausdehnung im Humeruskopf	70
5.4.	Ballonausdehnung im Schaftbereich	70
5.5.	Füllungszustand des Ballons und Anpassung an den Markraum	71
5.6.	Verzahnungseffekt und Verriegelung	72
5.7.	Probleme und Chancen	73
5.7.1.	Herausforderungen in der technischen Anwendung	73
5.7.2.	Chancen und zukünftige Entwicklungsmöglichkeiten	75
5.7.3.	Retrograde Applikation des Implantats	76
5.7.4.	Unschärfe der Auswertung	76
5.8.5.	Grenzen der Bewertung	76
6.	LITERATURVERZEICHNIS	78
7.	ANHANG	84
7.1.	Abbildungsverzeichnis	84
7.2.	Tabellenverzeichnis	88

Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
a.p.	anterior-posterior
BV	Bildverstärker
BW	Bildwandler
CT	Computertomographie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
JPEG	Joint Photographic Experts Group
K-Draht	Kirschner-Draht
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
Max	Maximum
Min	Minimum
mm	Millimeter
MW	Mittelwert
N.	Nervus
nm	Nanometer
PACS	Picture Archiving and Communication System
PET	Polyethylenterephthalat
Stdev	Standardabweichung
STL	Standard Tessalation Language
TIFF/TIF	Tagged Image File Format
TM	Trademark
Tub.	Tuberculum

1. Zusammenfassung

Im Jahre 2019 wurden in Deutschland insgesamt 61.606 proximale Humerusfrakturen erfasst. Die Inzidenz pro 100.000 Einwohner beträgt 90,8 und zeigte in den Jahren 2009 bis 2019 eine Zunahme von 10 Prozent.

Zur Versorgung der proximalen Humerusfraktur sind neben der konservativen Therapie im Bereich der operativen Behandlung verschiedene rein metallbasierte Osteosynthesetechniken beschrieben. Im Rahmen dieser anatomischen Studie wurde die Anwendung eines neuartigen, intramedullär platzierten, photodynamischen Polymers (IlluminOss™) hinsichtlich der Anwendbarkeit untersucht.

Hierzu wurden Präparate des proximalen Humerus aus einem studentischen Präparierkurs vermessen und Knochen sowie Markraum freipräpariert und gesäubert. Die äußeren Dimensionen wurden bestimmt, nachfolgend erfolgte eine Osteotomie im distalen Schaftbereich. Retrograd wurde ein Dacron-Ballon eingeführt welcher mit einem lichtempfindlichen Monomer aufgefüllt wurde. Die Positionierung und Auffüllung wurden radiologisch kontrolliert. Unter Applikation einer Lichtquelle mit bestimmter Wellenlänge und Frequenz erfolgte die Polymerisation und damit die Aushärtung des Monomers.

Neun weibliche und sechs männliche Präparate (Durchschnittsalter 83,7 Jahre) wurden nach entsprechender Befüllung in die Auswertung einbezogen. Mittels computertomographischer Untersuchung wurden Schnittbilder der aufgefüllten Humeri angefertigt. In der semiquantitativen Auswertung zeigte sich bei der Entfaltung des Ballons eine weitgehende Auffüllung des epi- und metaphysären Anteils des proximalen Humerus. Die 15 Einzelimplantate zeigten eine Übereinstimmung hinsichtlich ihrer Ausformung mit in Relation zum Gesamtvolumen der Auffüllung nur geringen Auffüllungsdefekten. Im Schaftbereich fand eine nahezu vollständige Auffüllung des Markraumes statt. Hier legt sich der ausgehärtete Kunststoff somit der kortikalen Struktur an. Die technische Bewertung der Auffüllung zeigte, dass der Druck, welcher während der Auffüllung mit dem flüssigen Monomer appliziert wird, ein wesentlicher Faktor in der beabsichtigten Ausdehnung der Dacron-Ballons ist.

Die dreidimensionale Darstellung des Implantats zeigte eine auch für die chirurgischen Techniken relevante Augmentationsmöglichkeiten des beim alten und hochaltrigen Patientenkollektiv rarefizierten spongiösen Knochens in Epi- und Metaphyse des proximalen Humerus. Aufgrund des Kunststoffcharakters des intramedullären Implantates ist die additive Instrumentierung sowohl von Humeruskopf als auch von Humerusschaft mit gebräuchlichen Osteosynthesemitteln wie Platten und Schrauben möglich, sodass die Kombination der beiden Verfahren in der klinischen Versorgung möglich ist und weiter untersucht werden sollte.

Die hier vorliegende Untersuchung bezieht sich auf alte und hochaltrige Oberarmknochen und kann dementsprechend nicht auf die Situation bei jüngeren Kollektiven übertragen werden.

2. Einleitung

2.1. Zielsetzung

Frakturen der älteren Menschen stellen hinsichtlich Knochenqualität und Osteosynthesetechnik an den Chirurgen hohe Anforderungen. Angesichts einer rasch wachsenden Patientenschar hohen Lebensalters besteht kein Zweifel daran, dass diese Herausforderungen in den nächsten Jahren gemeistert werden müssen. Neben einer häufig vorliegenden Multimorbidität mit eingeschränkter Funktionstüchtigkeit innerer Organsysteme, zeigt sich eine altersabhängige Veränderung auch auf das Stützskelett bezogen. Bleibt die grundsätzliche Statik erhalten wird durch die physiologischen Veränderungen der Knochen geschwächt. In den langen Röhrenknochen, insbesondere in den gelenknahen Abschnitten zeigen sich alterstypische, auf eine veränderte Belastbarkeit des alternden Skeletts hinweisende Frakturmuster. Diese Frakturen gilt es, so gut und so schnell wie möglich zu stabilisieren und eine möglichst frühzeitige Bewegung der verletzten Extremität zu ermöglichen. Der durch Immobilität bedingten Hilflosigkeit des älteren Menschen verursacht durch fortschreitenden Abbau von Muskelsubstanz muss mit allen Mitteln entgegengewirkt werden.

Neuartige Osteosynthesetechniken finden sich neben der Weiterentwicklung von etablierten Implantaten nur wenige. Der Idealvorstellung folgend wäre ein Implantat einzusetzen, welches sich an die individuelle Konstitution des verletzten Menschen anpasst, ebenfalls sollte dieses ohne erheblichen operativen Aufwand implantiert werden können; hier stehen insbesondere die Schonung des vulnerablen Weichteilmantels sowie die Verkürzung von Narkose- und damit Hospitalisierungszeit im Fokus.

Das in dieser Arbeit untersuchte Implantat der Firma IlluminOss™ stellt auf Grund der Individualität sowie minimaler Invasivität und kurzer Operationszeit eine Innovation dar. Da sich jedoch nur ein Teil der Frakturen mit diesem System stabilisieren lassen, sind die Inhalte dieser Arbeit auf diesen Teil der Frakturen gerichtet.

2.2. Epidemiologie der proximalen Humerusfraktur

Bei den häufigsten Frakturen des erwachsenen Skeletts stehen die proximalen Humerusfrakturen nach hüftgelenksnaher Fraktur und distaler Radiusfraktur an dritter Stelle (Court-Brown et al., 2001). Eine aktuelle Übersichtsarbeit zur Inzidenz von Frakturen bei Erwachsenen in Deutschland (Rupp et al., 2021) nennt die proximale Humerusfraktur weiterhin an dritter Stelle und gibt für das Jahr 2019 in Deutschland eine Gesamtzahl von 61.606 Frakturen an. Insgesamt betrifft die proximale Humerusfraktur ca. 4%-5% aller Frakturen des Erwachsenen (Gruson et al., 2008). Die Inzidenz wird in den Studien unterschiedlich angegeben und reicht von 82 pro 100.000 Einwohner und Jahr (Launonen et al., 2015), 90 pro 100.000 Einwohner (Rupp et al., 2021) bis weit über 100 pro 100.000 Einwohner und Jahr

(Sumrein et al., 2017). Die unterschiedliche Angabe der Inzidenz in den Studien kann verschiedene Gründe haben. Die höchste Inzidenz findet sich in einer Studie, die das nationale Frakturenregister in Schweden zur Grundlage hat (Sumrein et al., 2017). Aufgrund der Organisationsstruktur des dortigen Gesundheitswesens werden annähernd alle Frakturen statistisch erfasst. Hingegen ist bei anderen Studien zu erwarten, dass das tatsächliche Auftreten dieser Fraktur in der Bevölkerung nicht vollständig erfasst werden kann. Dies ist z.B. der Fall, wenn nicht-dislozierte subcapitale Frakturen ambulant behandelt werden und sich damit einer zentralen Registrierung entziehen. Daraus folgt, dass die in den verschiedenen Studien angegebenen Zahlen die tatsächliche Frakturinzidenz tendenziell eher unterschätzen. Alle Studien zeigen, dass zum einen die Häufigkeit der proximalen Humerusfraktur mit dem Alter deutlich zunimmt und zum anderen weibliche Individuen weitaus häufiger betroffen sind als männliche Individuen (> Faktor 2) (Court-Brown et al., 2001; Launonen et al., 2015; Sumrein et al., 2017; Klug et al., 2019; Rupp et al., 2021). Am meisten ist das höhere Lebensalter bei weiblichen Individuen ab 80 und über 90 Jahren betroffen (Court-Brown et al., 2001; Rupp et al. 2021).

Es ist zudem ein deutlicher Anstieg der Frakturinzidenz von 10% - 30% innerhalb der letzten 20 Jahre zu verzeichnen (Khatib et al., 2014; Klug et al., 2019; Rupp et al., 2021).

Als eine wesentliche Ursache für das gehäufte Auftreten von Frakturen und insbesondere der proximalen Humerusfraktur im Alter ist die verminderte Knochenmineralisierung des alternden Skeletts nachgewiesen (Seeley et al., 1991). Daneben steigt das Risiko für Frakturen mit dem Vorhandensein innerer Erkrankungen (Schwartz et al., 2001).

Aufgrund der erkennbaren Veränderung der Alterspyramide mit der Zeitachse (Statistisches Bundesamt) ist zu vermuten, dass die Inzidenz der proximalen Humerusfrakturen des älteren Menschen kontinuierlich weiter zunehmen wird (Court-Brown et al., 2018) und auch bereits zugenommen hat (Rupp et al., 2021).

2.3. Relevante Anatomie

Das Schultergelenk ist durch seinen großen Bewegungsumfang gekennzeichnet und kann in funktioneller Einheit mit dem Ellenbogengelenk die Hand als wichtigstes menschliches Werkzeug frei im Raum positionieren.

2.3.1. Knochenform und Rotatorenmanschette

Grundlegend für den Bewegungsumfang ist die Konstruktion des Schultergelenks als Kugelgelenk, besonders hervorzuheben ist zudem das Missverhältnis zwischen Humeruskopf und der Gelenkfläche des Glenoids. Da eine knöcherne Führung beider Gelenkpartner nicht besteht, wird das Gelenk durch einen kräftigen Sehnen-Muskel-Mantel gesichert. Hauptbestandteil dieser Sicherung ist die Rotatorenmanschette, die mit ihren nahe der

Gelenkfläche ansetzenden Sehnen für die Zentrierung des Humeruskopfes in seiner flachen Gelenkpfanne verantwortlich ist. Um den großen Bewegungsaus Schlag des Gelenkes nicht zu behindern, ist die mit einigen kräftigen Bindegewebszügen verstärkte Gelenkkapsel ausgesprochen weit angelegt. Bei der Fraktur des Humeruskopfes sind die knöchernen Ansatzpunkte der Rotatorenmanschette häufig mitbetroffen und spielen für die chirurgische Stabilisierung eine große Rolle. In Abb. 1 sind die relevanten Strukturen in der Ansicht von anterior eingezeichnet. Dargestellt ist nur der vordere Anteil der Rotatorenmanschette mit dem M. subscapularis (-> Innenrotation) und dem M. supraspinatus (-> Abduktion). Die posterior gelegenen Muskeln (M. infraspinatus, M. teres minor) sind hier nicht abgebildet. Sie besetzen beide das Tuberculum majus im dorsalen Anteil. Ihre typische Lage und die Beziehung zur Tuberculum majus ist in Abb. 3 dargestellt. Deutlich wird, dass ein Ausriss des knöchernen Ansatzpunktes der Rotatorenmanschette (Tuberculum majus und Tuberculum minus) wesentlichen Einfluss auf die Funktion hat.

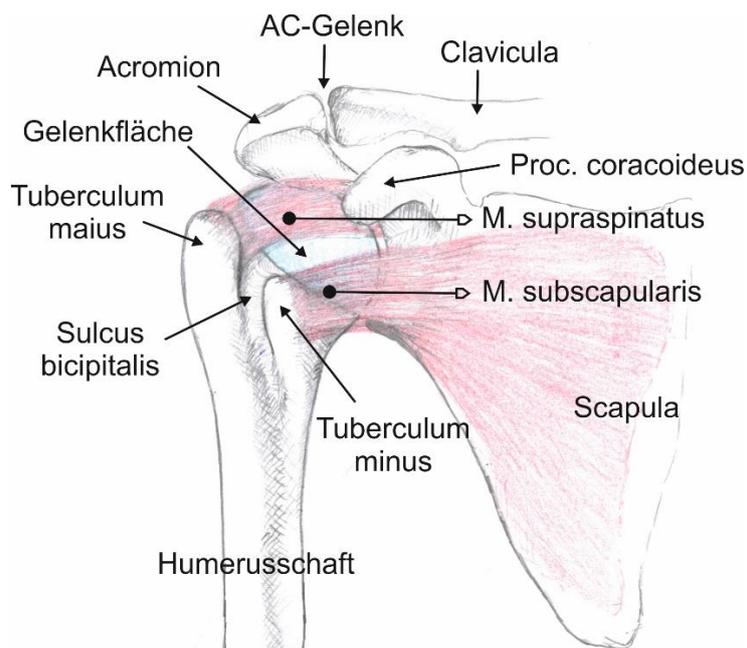


Abb. 1: Dargestellt sind die wesentlichen knöchernen Landmarken am proximalen Humerus und an der Scapula sowie deren Beziehung zum anterioren Teil der Rotatorenmanschette (M. subscapularis und M. supraspinatus). (Zeichnung Archiv PD Dr. Th. Gausepohl)

2.3.2. Röntgenanatomie

In der konventionell-radiologischen Darstellung im anterior-posterior Strahlengang ist bei korrekter Abbildung das Tuberculum majus stets zu erkennen. Das Tuberculum minus verbirgt sich und tritt nur ungenau durch verstärkte Zeichnung hinter der Kortikalis am lateralen Rand der Kontur des Tuberculum in Erscheinung (Abb. 2). Somit werden isolierte Abrisse des Tuberculum minus besser durch Schnittbildgebung diagnostiziert, besonders geeignet ist die Computertomographie (CT).

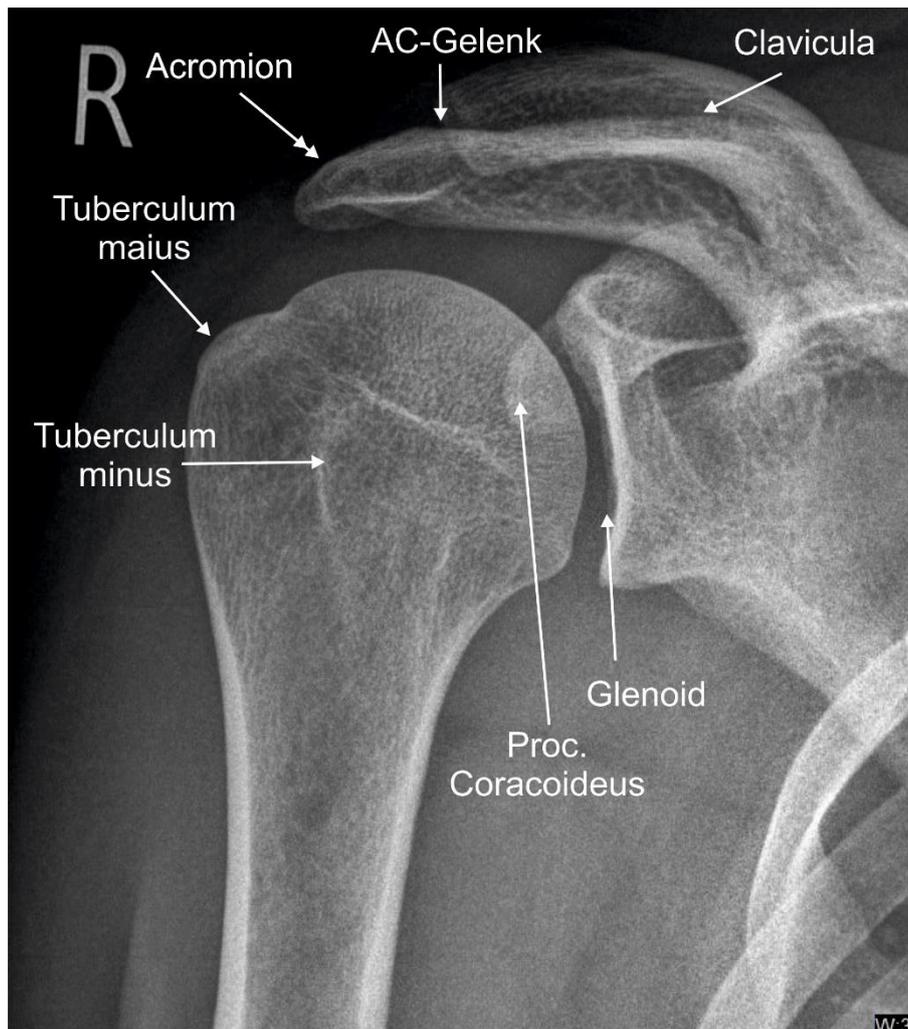


Abb. 2: Antero-posteriore Projektion des Schultergelenkes (37-jährige Frau, rechte Seite). Der radiologische Aspekt ist unauffällig. Diese Darstellung erfolgte anlässlich einer Schulterprellung. Das Tuberculum minus wird nur durch eine feine Verdichtungslinie am medialen Rand des Sulcus bicipitalis erkannt. (Röntgenaufnahme Archiv PD Dr. Th. Gausepohl)



Abb. 3: Seitliche Projektion des Humerus und der Scapula. Diese Aufnahme wird wegen der Darstellung der Scapula auch als Y-Aufnahme bezeichnet. Die erkennbaren Knochenanteile sind im Bild bezeichnet. Die Kreise markieren das Lager der Muskeln, die zur Rotatorenmanschette zählen. 1 = M. supraspinatus; 2 = M. infraspinatus / teres minor; 3 = M. subscapularis. (Röntgenaufnahme Archiv PD Dr. Th. Gausepohl)

2.3.3. Topografie der Gefäße und Nerven am proximalen Humerus

Die Blutversorgung des Humeruskopfes wird in typischer Weise durch zwei Arterien gewährleistet, die als A. circumflexa anterior und als A. circumflexa posterior den anatomischen Hals umfassen und radiäre Äste zum Kopf entsenden (Brooks et al. 1993, Meyer et al. 2005). Die A. circumflexa humeri posterior entspringt als am weitesten distal gelegener Ast aus der A. axillaris (Garrett et al., 2020). Sie zieht mit dem N. axillaris durch die laterale Achsellücke zum Humeruskopf (Abb.4). Die unterschiedlich großen Eintrittskanäle am

Humeruskopf finden sich nahe der Gelenklinie verteilt über die gesamte Circumferenz (Abb. 5).

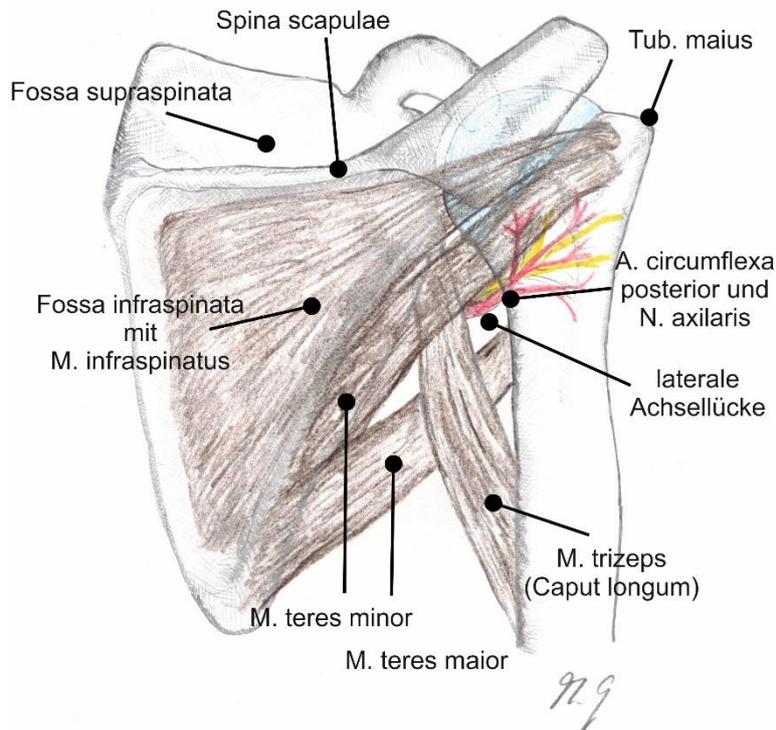


Abb. 4: Ansicht auf das Schultergelenk von dorsal. Zusätzlich zu den Muskeln der dorsalen Rotatorenmanschette (M. infraspinatus und M. teres minor) sind das Caput longum des M. triceps und der M. teres major eingezeichnet. Die laterale Achsellücke ist rechteckig und wird vom medialen Humerusschaft und des Trizeps einerseits und den beiden schräg verlaufenden Mm. teres minor und teres major gebildet. Die A. circumflexa humeri posterior und der N. axillaris verlaufen hier in unmittelbarer Beziehung zur Knochenkontur des Humerus. (Zeichnung Archiv PD Dr. Th. Gausepohl)

Die Topographie dieser nutritiven Arterien zeigt deutliche interindividuelle Unterschiede. Äste aus der anterioren A. circumflexa gelten als Hauptversorger für die Blutversorgung (Gerber et al., 1990; Brooks et al., 1993; Meyer et al. 2005). In einer jüngeren Untersuchung von Hettrich (Hettrich et al., 2010) fand sich hingegen mit 64% ein größerer Versorgungsanteil der posterioren A. circumflexa gegenüber einem Anteil von 36% der A. circumflexa anterior. Die Bedeutung der A. circumflexa anterior für die Blutversorgung wird hingegen auch in einer neueren, histologischen Studie belegt (Hufeland et al., 2019).

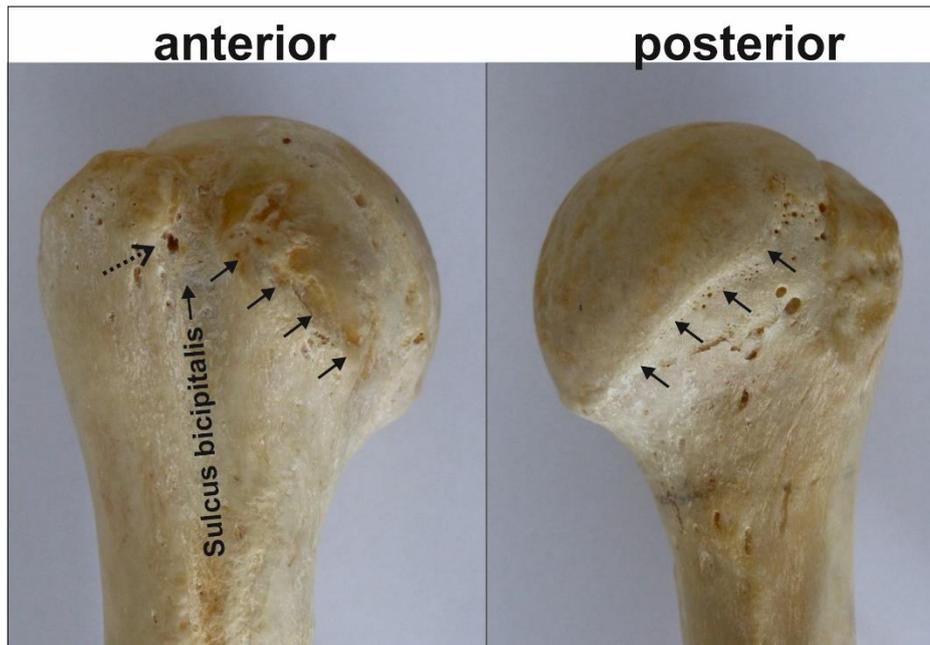


Abb. 5: Anteriore und posteriore Ansicht eines proximalen Humerus. Im mazerierten anatomischen Präparat erkennt man die Gefäßversorgung durch die nutritiven Knochenkanäle. Neben größeren Eintrittslöchern finden sich auch zahlreiche kleinere Kanäle nahe an der Gelenklinie (kleine Pfeile). Hier befindet sich die Anheftungsstelle der Gelenkkapsel. Konstant lässt sich ein größerer Knochenkanal im Bereich des Sulcus intertubercularis identifizieren (gestrichelter Pfeil), dessen Fortsetzung im Knocheninneren aufgrund des bogenförmigen Verlaufs als A. arcuata bezeichnet wird. (Bild: Archiv PD Dr. Th. Gausepohl)

Innerhalb des Knochens findet sich eine ausgedehnte Anastomosierung der versorgenden Arterien, die vermutlich für die bekannterweise geringe Nekrose rate bei Humeruskopffrakturen Bedeutung hat (Gerber et al., 1990; Brooks et al., 1993; Meyer et al., 2005; Garrett et al. 2020). Nicht einzuschätzen ist die potentielle Beteiligung anderer Arterien bei der Blutversorgung des Kopfes, die vor allem mit den Sehnenansätzen der Rotatorenmanschette die knöcherne Struktur erreichen können (Kwan-Hyun et al., 2019).

2.3.4. Die Kapsel des Schultergelenkes

Die dünne Bindegewebskapsel des Schultergelenkes ist durch einige kräftige Verstärkungszüge gekennzeichnet. Im Einzelnen unterscheidet man das

- Ligamentum glenohumerale superius
- Ligamentum glenohumerale medium
- Ligamentum glenohumerale inferius
- Ligamentum coracohumerale

Die ligamentären Verstärkungszüge sind so angelegt, dass sie die großen Bewegungsausschläge des Schultergelenkes zulassen. Dasselbe gilt auch für die übrige, dünnwandige Kapsel, die mit entsprechenden Reservefalten ausgestattet ist.

Für das Verständnis der Fraktуреinteilung ist die Anheftungslinie der Kapsel am proximalen Humerus von Bedeutung. Dieser Anheftungslinie findet sich in unmittelbarer Nähe der überknorpelten Gelenkfläche (Abb. 5). Sie liegt damit zwischen den Tubercula und der Gelenkfläche im Bereich des Collum anatomicum. Die topographische Nähe zu den Eintrittskanälen der nutritiven Arterien des Humeruskopfes lässt die Vermutung zu, dass Frakturen in der direkten Nähe zu diesen Eintrittskanälen ein erhöhtes Nekroserisiko für den Humeruskopf bedeuten. Die Klassifikation nach Habermeyer (Habermeyer, 1997) und die AO Klassifikation (Müller et al., 1992) beziehen dieses Kriterium der Durchblutung ebenso in ihre Einteilung mit ein wie Seggl und Weglein (1991). (siehe Kap. 2.4 zur Fraktуреinteilung) Die an den Tubercula ansetzenden Sehnen der Rotatorenmanschette sind gelenknah in einigen Bereichen mit der Kapsel verbacken und lassen sich nur artifiziell von dieser lösen. Der Bereich innerhalb der Kapsel wird definitionsgemäß als ‚intraartikulär‘ bezeichnet. Die Blutversorgung der Kapsel und der an den Tubercula ansetzenden Sehnen der Rotatorenmanschette erfolgt neben den Aa. circumflexae zusätzlich durch verschiedene arterielle Äste der A. axillaris (Kwan-Hyun et al. 2019), so dass im Bereich der Tubercula weniger Nekrosen zu erwarten sind.

2.4. Einteilung der Frakturarten

Zur Fraktуреinteilung am proximalen Humerus sind unterschiedliche Klassifikationen gebräuchlich. Alle Einteilungen beruhen jedoch grundsätzlich auf der funktionellen Bedeutung der beteiligten Knochenanteile. Wesentlich ist dabei die Beteiligung der Rotatorenmanschette, deren Sehnenansätze am proximalen Humerus auf unterschiedliche Weise betroffen sein können.

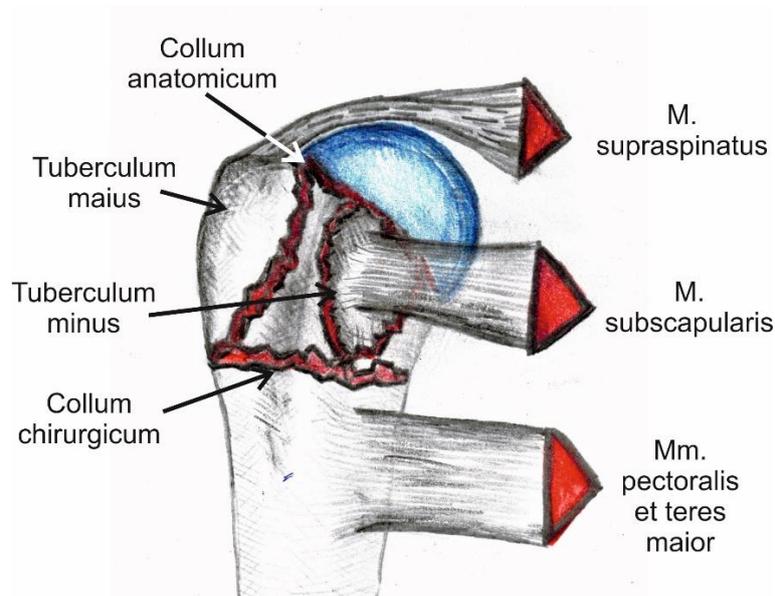


Abb.6: Schematische Darstellung analog der Einteilung proximaler Humerusfrakturen nach Codman 1934 und Neer 1970. Bei 2-Fragmentfrakturen können unterschiedliche Situationen auftreten. Der subcapitale Frakturverlauf kann im Bereich des Collum anatomicum (seltener) oder im Bereich des Collum chirurgicum (häufig) liegen. Der Dislokationsgrad wird bei dieser Klassifikation nicht bewertet. (Zeichnung Archiv PD Dr. Th. Gausepohl)

Das auf anatomischen Gegebenheiten und der Analyse von Verletzungen beruhende, grundlegende Konzept der Frakturklassifikation wurde von Codman in seinem Buch über die Erkrankungen der Schulter dargestellt (Codman, 1934) und später in den Grundzügen von anderen Autoren übernommen. Insofern wird in den verschiedenen Klassifikationen übereinstimmend eine 2-, 3-, oder 4 Fragmentfraktur unterschieden (vgl. Abb. 6)

Als **2-Fragmentfraktur** wird dabei eine Fraktur bezeichnet, bei der entweder ein Abriss des Tuberculum majus oder ein Abriss des Tuberculum minus oder aber eine Fraktur des Collum anatomicum resp. des Collum chirurgicum vorliegt.

Als **3-Fragmentfraktur** liegt entweder der Abriss des Tuberculum majus oder des Tuberculum minus zusammen mit einer subcapitalen Fraktur vor.

Bei einer **4-Fragmentfraktur** kombiniert sich eine subcapitale Fraktur mit dem Abriss beider Tubercula.

Eine der gebräuchlichsten Klassifikationen auf dieser Grundlage wurde von Neer publiziert (Neer, 1970; Neer, 1990). Er implementierte die Dislokation der Fragmente als weiteres Kriterium, blieb aber hinsichtlich der Fragmente im Wesentlichen auf der Grundlage, die auch von Codman beschrieben wurde. Als ‚One-part-fracture‘ bezeichnete Neer das Vorhandensein einer Frakturlinie ohne wesentliche Dislokation. Als wesentliche Angulation wird eine Verkipfung des epiphysären Fragmentes von $< 45^\circ$ betrachtet. Eine Seitverschiebung von

mehr als einem Zentimeter gilt nach seiner Klassifikation ebenfalls als wesentliche Dislokation. Somit steht der unverschobene Bruch allen verschobenen Bruchformen ohne weitere Differenzierung gegenüber.

Als Sonderformen kommen in dieser Klassifikation noch die Luxationsfrakturen und der sogenannten Head Split hinzu.

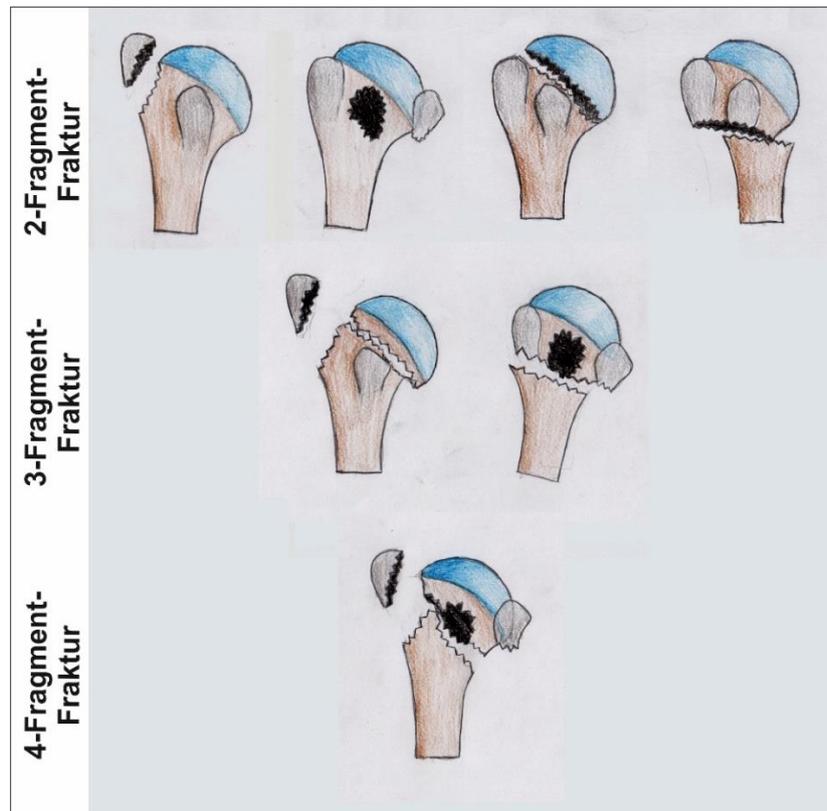


Abb. 7: Schematische Darstellung der Klassifikation nach Neer in Anlehnung an die Darstellung in: Schulterchirurgie (Habermeyer et al., 2010. Seite 517). Die gleichzeitige Luxation des Humeruskopfes bildet bei Neer eine eigene Gruppe. Auf die Darstellung dieses Verletzungsmusters. Aus Gründen der Übersichtlichkeit werden diese Verletzungen hier nicht dargestellt.

In die AO Klassifikation (Müller et al. 1990), die im Wesentlichen ebenfalls auf der 4-Fragment Theorie basiert, geht der Dislokationsgrad vermehrt in die Bewertung ein. Diesbezüglich werden ‚nicht-dislozierte Frakturen‘ von Frakturen mit Achsabkippung und Frakturen mit Seitverschiebung unterschieden. Im Unterschied zur Klassifikation von Neer werden in der AO-Klassifikation die isolierten Frakturen der Tubercula (A1) zusammen mit den Frakturen des Collum anatomicum und des Collum chirurgicum unter der Gruppe der A-Frakturen gefasst. Dabei wird bei Letzteren nach ‚impaktiert‘ (A2) und ‚nicht impaktiert‘ (A3) unterschieden. Die weitere Einteilung von Frakturen mit mehr als zwei Fragmenten wird nach der Beteiligung des

Schultergelenkes (=intraartikulär) vorgenommen. Die mehrfragmentären Brüche, mit einem Frakturverlauf, der den Gelenkraum nur begrenzt betrifft, sind der Gruppe der B-Frakturen zugeordnet. Die Untergruppen B1 bis B3 erfassen die Situation der Impaktierung des subcapitalen Frakturanteils (B1), die Dislokation des subcapitalen Frakturanteils (B2) und die zusätzliche Luxation des Kalottenfragmentes (B3). Bei intraartikulären Frakturen liegt eine C-Fraktur vor. Die Fraktur liegt hier im Bereich des Collum anatomicum. Auch hier wird die wenig dislozierte Fraktur (C1) von der dislozierten Fraktur (C2) und der Fraktur mit zusätzlicher Luxation des Humeruskopfes (C3) unterschieden (Müller et al., 1992). Anders als bei der Klassifikation nach Neer, der grundsätzlich nur die nicht dislozierten Frakturen von den dislozierten Frakturen unterscheidet und den Dislokationsgrad weitgehend außer Acht lässt, ist dies ein wesentliches Kriterium der AO Klassifikation.

Andere Autoren haben der Einteilung proximaler Humerusfrakturen weitere Merkmale hinzugeführt. Analog zu den von Neer als ‚one-part-fracture‘ bezeichneten, nicht wesentlich dislozierten Frakturen führt Habermeyer in die Klassifikation die ‚Typ-0‘ Fraktur als erste Stufe ein (Habermeyer und Schweiberer 1989). Die weitere Einteilung erfolgt in die Gruppen A, B und C. Hinsichtlich der Fragmente bezieht er sich in Art und Zahl zwar grundsätzlich auf die ursprünglichen Klassifikationen von Codman und Neer, der Frakturverlauf (extra- oder intracapsulär) wird jedoch ein wesentliches Kriterium der Beurteilung. A-Frakturen entsprechen den Zweifragmentfrakturen, wobei nur die Abrissfrakturen der Tubercula in der Gruppe enthalten sind. B-Frakturen verlaufen im Bereich des chirurgischen Halses (als ‚subcapitale‘ Fraktur), also extrakapsulär. Die isolierte subcapitale Fraktur als 2-Fragmentfraktur (B1), die subcapitale Fraktur zusammen mit der Fraktur eines der beiden Tubercula als 3-Fragmentfraktur (B2) werden mit der subcapitalen Fraktur und der Fraktur beider Tubercula (B3) in dieser Gruppe zusammengefasst. Diese Einteilung zielt nicht in erster Linie auf die Anzahl der Fragmente sondern rückt die potentielle Verletzung der kopfversorgenden Arterien in den Vordergrund. Mit dem Schwerpunkt auf den extra- oder intraartikulären Verlauf soll demnach das unterschiedliche, frakturimmanente Nekrosierisiko des Humeruskopfes durch die topographische Beziehung des Frakturverlaufs zu den nutritiven Arterien mitbewertet werden (Habermeyer und Schweiberer, 1989; Habermeyer 1997). Dies spiegelt sich in der AO Klassifikation in der Unterscheidung der extraartikulären Frakturen (Typ B) von den intraartikulären Frakturen (Typ C). Letztere beziehen mit ihrem Bruchverlauf im subcapitalen Bereich die Anheftungsstelle der Kapsel und mithin auch die potentielle Verletzung der kopfversorgenden Gefäße mit ein (siehe oben).

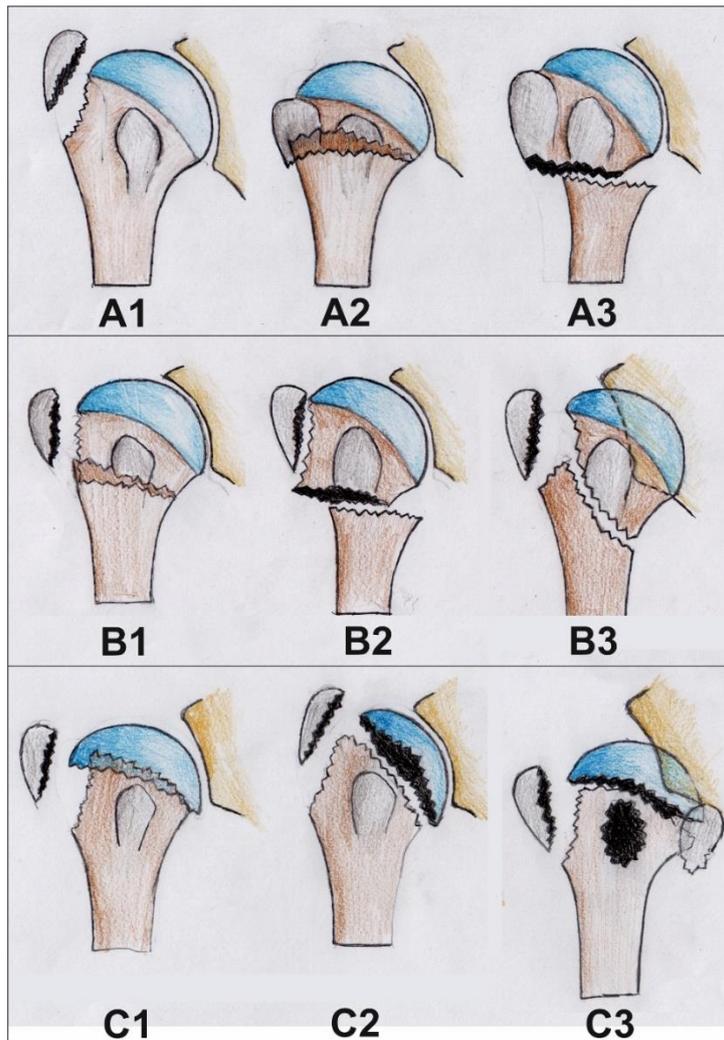


Abb. 8: Schematische Darstellung der AO-Klassifikation in Anlehnung an die Darstellung im Manual der Osteosynthese (Müller et al., 1992, Seite 124 und 125). Dort auch detaillierte Beschreibung der Frakturmuster.

Seggl und Weglein haben ein Frakturmuster mit einem zusätzlichen Fragment beschrieben. Dieses zusätzliche Fragment befindet sich im Bereich des Sulcus bicipitalis und wird als besonders relevant für die Durchblutung des Kopfes erachtet. (Seggl und Weglein, 1991). Ähnlich hat auch Mittlmeier ein Knochenfragment um den Sulcus bicipitalis herum definiert, welches von der Supraspinatussehne nach cranial disloziert wird, während das frakturierte Tuberculum minus nach anterior und das posteriore Tuberculum majus nach dorsal gezogen wird (Mittlmeier et al., 2003). Die weiter oben beschriebene A. arcuata (siehe Abb. 5), die aufgrund ihrer intrakapitalen Anastomosierung wesentlich für die Blutversorgung des Kopfes mitverantwortlich sein soll (Gerber et al., 1990; Brooks et al., 1993; Meyer et al., 2005; Garrett et al. 2020) befindet sich topographisch im Bereich dieses beschriebenen Fragmentes (Seggl und Weglein, 1991; Mittlmeier et al., 2003).

Das Vorhandensein einer ‚Trümmerzone‘ im Frakturbereich lässt sich kaum systematisch klassifizieren und findet keinen Eingang in die Klassifikationen.

Einen Sonderfall stellt bei allen Klassifikationen die gleichzeitige Luxation des Humeruskopfes nach ventral oder dorsal dar. Die gängigen Klassifikationen nehmen zum Teil auch auf diesen Sonderfall Bezug (siehe AO-Klassifikation und Neer-Klassifikation weiter oben). Dieser Frakturtyp ist bei älteren Menschen ausgesprochen selten und für die hier erörterte Osteosynthesetechnik nicht von Belang. Auf eine nähere Ausführung wird daher an dieser Stelle verzichtet.

2.5. Behandlungskonzepte

Die Stabilisierung von Humerusfrakturen wurde lange Zeit als eine Domäne der konservativen Therapie aufgefasst (Sarmiento und Latta, 1999). Obwohl viele der nur gering verschobenen Frakturen auch ohne eine operative Stabilisierung mit gutem Ergebnis heilen können (Gaebler et al., 2003; Sanders et al., 2011) und das funktionelle Endergebnis auch bei den komplexeren Frakturen kaum nennenswerte Unterschiede aufweist (Handoll et al., 2015; Howard et al., 2018), findet man eine zunehmende Tendenz hin zur operativen Stabilisierung. Eine Studie zur Frakturversorgung in den Vereinigten Staaten im Vergleich der Zeiträume 1999/2000 mit 2004/2005 zeigte bei unveränderter Inzidenz der proximalen Humerusfraktur eine deutliche Zunahme der operativen Versorgung, wobei die Osteosyntheserate um fast 30% anstieg und die Hemiarthroplastierate um fast 20% (Bell et al. 2011).

Grund dafür sind die offensichtlichen Vorteile, die man sich mit einem invasiven Stabilisierungsverfahren erhofft. An erster Stelle sind hier die Vermeidung einer Ruhigstellung und damit die Möglichkeit der frühfunktionellen Behandlung zu nennen. Trotz der Risiken einer Operation im höheren Lebensalter scheinen die Vorteile insgesamt zu überwiegen.

Auf die Hemiarthroplastie als alternative operative Technik und insbesondere die zunehmende Beliebtheit der inversen Prothese bei den häufig in diesem Patientengut anzutreffenden Läsionen der Rotatorenmanschette soll nicht weiter eingegangen werden. Dieses Behandlungskonzept verfolgt einen gänzlich anderen Ansatz und führt von der hier infrage stehenden Diskussion über die Techniken der ‚Anatomie-erhaltenden‘ Osteosynthese weg.

2.6. Osteosyntheseverfahren

Für eine operative Stabilisierung stehen grundsätzlich unterschiedliche Verfahren zur Verfügung. Neben einer perkutanen K-Draht Osteosynthese (Brunner et al., 2010) findet sich auch eine auf der perkutanen Pinnung basierende Behandlung mittels Fixateur externe (Blonna et al., 2010; Parlato et al., 2014; Moro et al., 2019). Letzteres Verfahren hat allerdings bisher keine breite Anwendung gefunden. Großer Beliebtheit erfreuen sich gegenwärtig einerseits die Techniken der Plattenosteosynthese und konkurrierend dazu in etwa gleicher

Häufigkeit die Osteosynthese mittels intramedullärem proximalem Humerusnagel (Mittlmeier et al., 2003; Mihara et al., 2008; Blum et al., 2009; Sobel et al., 2017).

Die Mehrzahl der Studien zu den Vor- und Nachteilen der beiden Techniken sind retrospektiv (Cochrane database). Je nach Studiendesign variieren dabei die Bewertungen der beiden Verfahren. In der jüngeren Entwicklung beider Verfahren wurden technische Elemente mit dem Ziel eingeführt, den Stabilisierungseffekt der Schrauben vor allem im Humeruskopf zu verbessern. Bei der Plattenosteosynthese ist dabei vor allem die Winkelstabilität zu nennen, die sich heutzutage bei jedem, zu diesem Zweck entwickelten Plattendesign findet. Bei der Nagelosteosynthese ist die multiplanare Verriegelungstechnik hinzugekommen. In einer jüngeren, großen Metaanalyse zum Vergleich der beiden Verfahren wird als Resultat festgehalten, dass die Nagelosteosynthese bei der proximalen Humerusfraktur der Plattenosteosynthese hinsichtlich der Komplikationen überlegen ist (Xiaoging et al., 2019). Die dort dargestellte Überlegenheit bezieht sich einerseits auf intraoperative Risiken, wie Blutverlust und Operationszeit, andererseits aber auch auf Heilungszeit und das Risiko einer Humeruskopfnekrose. Auch die mechanischen Eigenschaften der Nagelosteosynthese scheinen denen der Plattenosteosynthese überlegen zu sein (Gracitelli et al., 2017). Während die Nagelosteosynthese per se minimal-invasiv angelegt ist, werden inzwischen auch für die Plattenosteosynthese minimal-invasive Verfahren angeboten. Die Plattensysteme werden dafür mit einem Zielbügel ausgerüstet. Einschränkend muss allerdings erwähnt werden, dass die Anwendung der Nagelosteosynthese durch den Frakturtyp limitiert ist (Hessmann et al., 2005; Fächtemeier et al., 2006; Aytak et al., 2014). Als neues Thema bei der Behandlung von Frakturen des osteoporotischen Skeletts erscheint die sogenannte Augmentierung, die vor allem bei Plattenosteosynthesen im Bereich der Humeruskopfschrauben Anwendung findet. Hierbei wird Knochenzement nach der Applikation der Schrauben in die Nähe der Schraubengewinde appliziert (Somasundaram et al., 2013; Helfen et al., 2016). Prospektive, vergleichende Studien existieren nicht. Die Ergebnisse der retrospektiven Studie scheinen nur geringe Unterschiede zu zeigen, so dass die Fragestellung, welches Verfahren überlegen ist, nicht ausreichend beantwortet werden kann. Es darf nicht unerwähnt bleiben, dass gerade aufgrund der in höherem Alter häufiger anzutreffenden degenerativen Veränderungen der Rotatorenmanschette (Milgrom et al., 1995; Teunis et al., 2014) häufiger in der primären Fraktursituation eine prothetische Versorgung bevorzugt wird. Hier ist vor allen die oben bereits angesprochene Entwicklung der inversen Prothese zu nennen, die in solchen Fällen eine bessere Funktionalität verspricht (Drake et al., 2010; Garofalo et al., 2015; Khurana et al., 2016). Allerdings sind die Ergebnisse der Studien zur Arthroplastik nicht einheitlich und auch schlechtere Ergebnisse mit dieser Technik verglichen mit einer offenen Stabilisierung (ORIF) werden in der Literatur berichtet (Solberg et al., 2009).

Die funktionellen Endergebnisse der verschiedenen Verfahren zeigen insgesamt keine wesentlichen Unterschiede. Aufgrund fehlender Daten mit hoher Evidenz (i.e. prospektiv randomisiertes Studiendesign) ist letztlich die Beurteilung, welches Verfahren zur Behandlung der proximalen Humerusfraktur am besten geeignet ist, derzeit nicht möglich. Wichtig scheinen aber neben den Langzeitergebnissen vor allem der operative Vorgang selbst und die unmittelbar postoperative Periode. Bei der Operation unterscheiden sich die Verfahren vor allem durch die Operationsdauer und die Invasivität, mit der nicht nur die Narkosezeit, sondern auch ein möglicherweise relevanter Blutverlust oder eine relevante Gewebeschädigung verbunden ist. Dies ist besonders unter dem Aspekt einer möglichst frühzeitigen Mobilisation und der damit verbundenen Möglichkeit, schnell in die Selbstständigkeit zurückzufinden, von relevanter Bedeutung.

2.7. Risiken der operativen Behandlung

Jede operative Therapie sollte bereits bei der Planung die Möglichkeit des Misslingens mit ins Kalkül nehmen. Kann die vorgesehene Technik die Funktion des Gelenkes nicht in ausreichendem Maße wiederherstellen, sollte ein Rückzug auf eine alternative Technik offengehalten werden. Im Falle einer proximalen Humerusfraktur und dem Versuch der Osteosynthese ist die Rückzugsoption in erster Linie die prothetische Versorgung. Hier spielt vor allem die inverse Prothese eine zunehmende Rolle. Diese Technik ist allerdings nur dann sinnvoll möglich, wenn der M. deltoideus und mithin der ihn versorgende N. axillaris funktionstüchtig ist. Die perkutane Implantation einer Osteosyntheseplatte (minimal invasive Plattenosteosynthese = MIPO) birgt schon aus anatomisch topographischen Gründen das Risiko einer solchen Nervenverletzung (vgl. Abb. 4). Auch bei einem vorderen Zugang kann der von der Clavicula ausgehende Anteil des M. deltoideus geschädigt werden. Geringer ist das Risiko einer Nervenschädigung bei der antegraden Nagelimplantation. Der Zugangsweg liegt in der Regel deutlich kranial des Nervenverlaufs an der vorderen lateralen Kante des Acromion. Das Eintrittsportal für den Nagel wird in der Regel etwas medial des Tuberculum majus angelegt. Der N. axillaris befindet sich ca. 4-6 cm distal dieser Landmarke (Stecco et al., 2010; Theeuwes et al., 2020).

2.8. Die Entwicklung der Nagelosteosynthese

Der natürliche Markraum der langen Röhrenknochen wird seit den grundlegenden Arbeiten von Gerhard Küntscher für die Stabilisierung von Schafffrakturen genutzt. Die von Gerhard Küntscher Ende der dreißiger Jahre des vorigen Jahrhunderts eingeführte Technik der Nagelosteosynthese sollte vor allem für eine axiale Stabilisierung des Knochens sorgen. Bei der Weiterentwicklung dieser Osteosynthesetechnik war die in den sechziger Jahren eingeführte Verriegelung ein wesentlicher Schritt, die Indikation für das Verfahren auszuweiten.

So war man durch die Verriegelung des Nagels nicht nur in der Lage der Torsion des Knochens im Frakturbereich entgegenzuwirken, wenn die beim Einschlagen des Nagels erzielte Klemmwirkung proximal oder distal der Fraktur nicht ausreichte, man konnte vielmehr erst mit Einführung dieser Verriegelungstechnik mehrfragmentäre Schaftfrakturen behandeln, ohne einen Längenverlust des frakturierten Knochens befürchten zu müssen. Mit diesem Schritt wurde das ursprüngliche, von Küntscher der Verklebung eines Nagels im Holz nachempfundene Prinzip der Nageltechnik, nämlich durch weitgehendes Ausfüllen des Markkanals eine flächige Abstützung an der inneren Kortikalis zu erzielen, augenscheinlich entbehrlich (Küntscher, 1962). In der Folge wurden dünnere Nageldurchmesser gewählt, die weniger Vorbereitung der Knochenröhre durch Aufbohrung erforderten. Die Kraftübertragung an den beiden Enden des Nagels wurde zunehmend der Verriegelung überlassen. Das Prinzip der ‚Nagelung‘ wandelte sich mithin von seiner ursprünglichen mechanischen Wirkung der Verklebung weg hin zum ‚Prinzip eines Fixateur interne‘.

Damit war jedoch der Weg frei, auch sehr weit proximal gelegene Frakturen der langen Röhrenknochen zu behandeln, also Frakturen in einem Bereich, in dem sich der Markkanal vor allem gegen die proximale Epiphyse zu trichterförmig aufweitet und eine Verklebung des Nagels selbst aus geometrischen Gründen nicht mehr möglich ist. Mit den industriell vorgefertigten, meist zylindrischen und relativ dünnen Metallimplantaten stößt die Stabilisierung proximalen Humerusfrakturen des älteren Menschen dennoch an ihre technischen Grenzen.

2.9. IlluminOss™ als individuell anpassbares Implantat

Eine bessere Nutzung des Markkanals insbesondere am proximalen Ende des Humerus bleibt jedoch weiterhin wünschenswert. Insbesondere bei den aufgrund der gegenwärtigen Altersentwicklung der Bevölkerung immer häufigeren Frakturen mit deutlich verminderter Knochensubstanz und weiten Markräumen, bei denen Verriegelungsschrauben nicht immer den gewünschten Halt finden, ist die substanzielle Füllung der mitunter sehr großen Markraumquerschnitten erstrebenswert, um die Stabilität zu erhöhen.

Ein neues Verfahren zur intramedullären Schienung des Knochens macht sich flüssiges Kunststoffmonomer zunutze. Dieses Kunststoffmonomer wird in einen Ballon eingefüllt, nachdem die auf einen kleinen Durchmesser gefaltete Ballonhülle in die natürliche Markhöhle eingeführt worden ist. Erst nach der Auffüllung des Ballons in situ und Ausfüllung des gesamten natürlich vorhandenen Markraums erfolgt die Aushärtung, d.h. die Polymerisation des Kunststoffs. Es entsteht ein formfüllendes, jeweils individuell angepasstes Implantat.

Besondere Vorteile scheint diese Technik an der oberen Extremität zu haben. Für die sogenannten kleinen Röhrenknochen wie Ulna und Radius besteht bereits eine Zulassung.

Der Einsatz am Humerus, insbesondere bei den häufigen subkapitalen Frakturen wäre nach den oben ausgeführten theoretischen Überlegungen wünschenswert.

2.10. Fragestellung der Untersuchung

Ziel dieser Arbeit ist es

1. In vitro anhand von humanen Humerusknochen eines älteren Spenderkollektivs die Eigenschaften der Ballontechnik zu prüfen. Dabei soll ein besonderes Augenmerk auf die Form und den Grad der Entfaltung des Ballons gelegt werden
2. Den Grad der Füllung des natürlichen Markraums zu beschreiben
3. Die zur vollständigen Auffüllung des Knochens benötigten Volumina anhand einer Schnittbilddiagnostik (CT) darzustellen
4. Die Möglichkeit der Verriegelung anhand von Querschnitten in unterschiedlichen Höhen zu zeigen

3. Material und Methoden

Die Präparate entstammen dem studentischen Präparierkurs des anatomischen Instituts der Universität zu Köln. Die Vorbereitung der humanen Präparate und die Implantation der Ballons wurden im anatomischen Institut durchgeführt. Die CT-Aufnahmen erfolgten im Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des St. Vinzenz-Hospitals, Köln (Leitung PD Dr. med. Tobias Achenbach).

3.1. Material

3.1.1. Verwendete Präparate

Für die Untersuchung wurden Präparate der linken oberen Extremität verwendet, da der studentische Präparierkurs vorsieht, dass eine Seite des Körperspenders als Knochenbandpräparat und die andere Seite als Muskelpräparat verwendet wird. Alle Präparate wurden sorgfältig auf Spuren von ehemaligen Verletzungen, respektive auf ungewöhnliche Deformierungen oder einliegendes Osteosynthesematerial hin untersucht. Knochen mit derartigen Zeichen wurden ebenso von der Untersuchung ausgeschlossen wie Präparate mit übermäßigem, deformierendem Verschleiß der gelenkbildenden Elemente, insbesondere des Humeruskopfes.

Nach Auswahl der Präparate wurde eine Liste der systematischen Spendernummern angefertigt, mit deren Hilfe sich die Basisdaten (Alter und Geschlecht) erheben ließen.

Nach ersten Versuchen zur Austestung der Implantationstechnik wurden fünfzehn Oberarmknochen ausgewählter Spender mit langen Ballons und ein Humerus mit kurzem Ballon gefüllt und in die Untersuchung einbezogen.

3.1.2. Kunststoffballon

Als Kunststoffballons wurden Produkte der Firma IlluminOss, 993 Waterman Avenue, East Providence, Rhode Island 02914, USA verwendet.

Die Ballons wurden von der oben genannten Firma nach den auf die Untersuchung bezogenen Maßangaben eigens hergestellt und mitsamt dem notwendigen Equipment zu Verfügung gestellt. Die länglichen Ballons bestehen aus einer PET Hülle mit definiertem maximalen Füllungsvolumen und definierter Form. Zentral in die Längsachse der Ballons ist eine Kunststoffröhre zur Aufnahme eines zentralen Führungsdrahtes eingearbeitet. Über die Kunststoffröhre wird nach Auffüllung des Ballons mit dem Monomer ein Lichtleiter eingeführt, über den der Ballon in der ganzen Länge mit Blaulicht beschickt werden kann. Die hier verwendeten Ballons haben in gefaltetem Zustand einen Durchmesser von 6 Millimetern und bei konischem Design einen maximalen Durchmesser bei vollständigem Auffüllen von 20 Millimetern am distalen Ballonende und 10 mm am proximalen Ballonende. Da eine retrograde

Applikation der Ballons vorgesehen war und der humerale Markraum eine trichterförmige Geometrie aufweist, wurden die Ballons katheternah mit 10 mm und an der Spitze mit 20 mm Durchmesser ausgestattet (umgekehrt wie bei einer antegraden Applikation). Die Ballonlänge betrug 160 mm.

3.2. Methoden

Die Aufbereitung des Untersuchungsmaterials, die Befüllung und die Schichtbild-Darstellung erfolgte für alle Präparate streng nach dem gleichen Prinzip.

3.2.1. Präparation der Humeri

Die Präparate waren nach Beendigung des studentischen Präparierkurses bereits teilweise von Weichteilen befreit. Zur Vorbereitung der Bestimmung der äußeren Dimension der Humeri wurde das Schultergelenk abgetrennt und sämtliche Weichteile entfernt. Leidglich das Ellenbogengelenk blieb intakt. Muskulatur und Bandstrukturen wurden so weit entfernt, dass eine freie Sicht auf Kopf, Schaft und Messpunkte am distalen Humerus möglich war.

3.2.2. Vermessung der äußeren Kontur

In einem ersten Schritt erfolgte die Vermessung der äußeren Dimensionen der Präparate. Als Gesamtlänge des Knochens wurden zwei Messwerte notiert, die auf die Konturunterschiede der distalen Gelenkfläche bezogen waren (mediale Kontur der Trochlea und laterale Ausdehnung des Capitulum humeri) Neben der Gesamtlänge des Knochens wurde bei der Vermessung ein besonderes Augenmerk auf die Dimensionen des proximalen Humerus (insbesondere der Kalotte) gelegt. Die Vermessung erfolgte mit einem handelsüblichen Lineal (mm-Einteilung). Die Kalotte wurde mit einer digitalen Schieblehre „DIGIMATIC“ der Firma Mitutoyo Corp. gemessen und auf 0,1mm gerundet.

3.2.3. Durchtrennung der Knochen und Säuberung des Markraums

Da für die Darstellung des Markraums im Kopf des Humerus und für die Untersuchung des proximalen Humerusschaftes das distale Drittel des Knochens nicht erforderlich war und andererseits ein Zugang zur Markhöhle notwendig erschien, um geronnenes Blut und Fett aus dem Markraum zu entfernen, wurde der Schaft im Übergang vom mittleren zum distalen Drittel mit Hilfe einer Bandsäge durchtrennt. Die Höhe der Durchtrennung wurde so gewählt, dass der verbleibende Knochenanteil den gesamten für die Untersuchung hergestellten Ballon aufnehmen konnte.

Vor der Durchtrennung des Knochens wurde die Epikondylenebene durch eine Bohrung am distalen Ende des verwerteten Knochenanteils markiert. Durch das Bohrloch wurde ein Aluminiumstab geschoben, der bei der Anfertigung der CT Bilder auf einem Holzblock gelagert

werden konnte (Abb. 16) So wurde sichergestellt, dass bei allen Präparaten die Epikondylenebene als Frontalebene in gleicher Weise zur Darstellung kam und auf den Schnittbildern entsprechend orientiert war.

Die Säuberung des Markraums erfolgte unter fließendem Wasser mit einer weichen, lang gestielten Bürste, bis alle makroskopisch erkennbaren Verunreinigungen des Markraums entfernt waren. Die Härte der Borsten wurde so gewählt, dass nur weiches Gewebe bei der Reinigung erfasst wurde. Damit wurde sichergestellt, dass bei der Reinigung auch kleine Spongiosatrabelkel unversehrt blieben, um die tatsächlichen Verhältnisse im Markraum von Knochenkopf und Schaft nicht zu verfälschen. Als am besten geeignet erwies sich eine handelsübliche Reinigungsbürste an einem langen Stiel, wie sie zur Reinigung von Flaschen verwendet wird.



Abb. 9: Ein Teil der gesäuberten und zur Implantation vorbereiteten Präparate. Anhand der erkennbaren Nummern ist eine Zuordnung zu den Basisdaten (Alter und Geschlecht) möglich. Ebenfalls erkennbar die Bohrung zur Übertragung der Epikondylenebene auf den abgetrennten Schaft. (Fotografie Archiv H. Pennig)

3.2.4. Der Aufbau des Ballonsystems

Die Außenhülle des Ballons besteht aus Polyethylenterephthalat (PET), einem Kunststoff, der zu den Polyestern zählt. Fabrikseitig wird der Ballon nach Herstellung der Hülle dergestalt gefaltet, dass ein möglichst kleiner, sternförmiger Querschnitt entsteht. Die für die Zwecke der

Untersuchung hergestellter Ballons waren auf einen Querschnittsdurchmesser von 6 mm gefaltet. In den Ballon ist in ganzer Länge eine dünne Plastikleitung integriert, über die das zur Aushärtung benötigte Licht entlang der Ballonachse bis in die Spitze transportiert werden kann. Der Ballon ist an drei Stellen röntgendicht markiert. Die Markierungen befinden sich jeweils an den beiden Enden des Ballons und in der Mitte des Ballons. Mit Hilfe der Markierungen lässt sich die Position des Ballons nach Einführung desselben in den Knochen unter Röntgenkontrolle exakt bestimmen.

Das flüssige Kunststoffmaterial wird über einen Katheter unter Zuhilfenahme einer 20 ml Spritze appliziert, nachdem der Ballon bis zur gewünschten Position in den Markraum eingeführt worden ist. Der Katheter ist am diesseitigen Ende des Ballons befestigt und enthält einen Verschlusshahn. Nach vollständigem Aushärten wird der Katheter am Ballonende abgetrennt.



Abb. 10: Das zur Implantation bereits entpackte Implantatsystem. Das flüssige Monomer (a) ist lichtgeschützt verpackt. Das gelbe Ende des Lichtleiters (b) wird an die Lichtquelle (siehe Abb. 12) angeschlossen, so wird das zur Aushärtung benötigte Licht bis zum Ballon geleitet. Am Dreiwegehahn (c) wird der Ballon entlüftet und anschließend mit dem Monomer gefüllt. Der gefaltete Ballon (d) in einer Plastikhülle, diese wird nach der Implantation in den Markraum

entfernt (siehe Abb. 12). Der kanülierte flexible Trokar aus Kunststoff (e) dient zur Sondierung des Markraums nach Implantation eines Führungsdrahtes, dazu wird der Trokar in die zweite Plastikhülse geschoben, nach Entfernung des Trokars kann der Ballon in die liegende Plastikhülse geschoben werden. Ebenfalls dargestellt die zur Implantation benötigte Luer-Lock Spritze. (Fotografie Archiv H. Pennig)

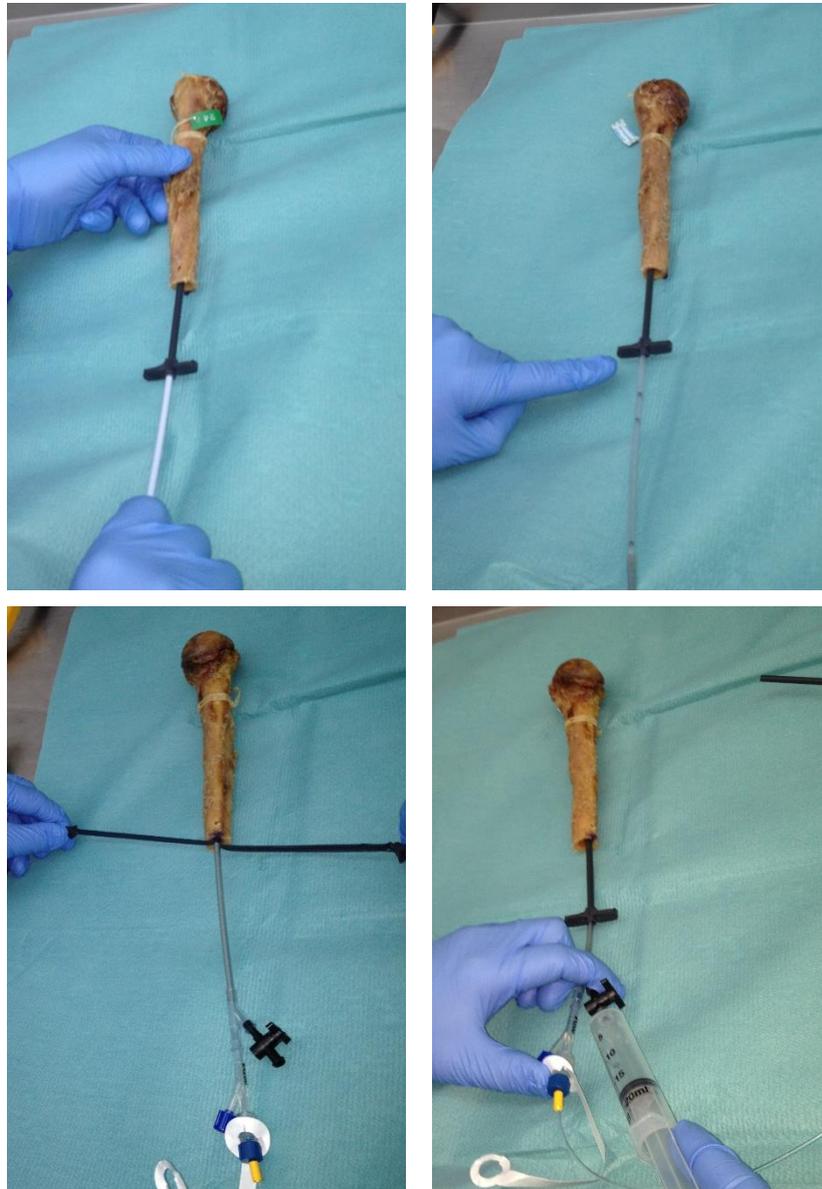


Abb. 11: Vereinfacht dargestellt ist die Implantation des Ballons, nach Einschieben von Trokar und Plastikhülse wird der Ballon eingebracht. Zu erkennen sind die röntgendichten Markierungen. Nach korrekter Positionierung wird die Plastikhülse entfernt, der Ballon wird anschließend gefüllt. (Fotografie Archiv H. Pennig)

Zur Füllung des Ballons wird ein Monomer verwendet, welches unter dem Einfluss von blauem Licht polymerisiert. Der Polymerisierungsprozess, der zur Aushärtung des Implantats notwendig ist, wird ausschließlich durch das blaue Licht einer definierten Wellenlänge und Frequenz ausgelöst. Die Aushärtung wird unterbrochen, wenn das Licht ausgeschaltet wird.

Die Dauer des Aushärteprozesses hängt einerseits von der Länge des Ballons ab, andererseits vom Durchmesser, der vom Licht des zentral liegenden Lichtleiters radiär durchstrahlt werden muss. Die benötigte Einwirkzeit des Lichts wird für den Ballon nach den oben genannten Parametern bestimmt und vom Hersteller vorgegeben.

Die Applikation des Ballons erfolgt über eine Plastikhülse, da beim Vorschieben des Ballons ohne Schutz die Gefahr besteht, dass die empfindliche PET Außenhülle durch Spongiosabälkchen verletzt wird.

Die Hülse wird mit einem Plastiktrokar geliefert, der am vorderen Ende herausragt und konisch zu einer Spitze geformt ist. Dieser Trokar enthält einen zentralen Kanal, um einen dünnen Metallführungsdraht von 1,5 mm Stärke aufzunehmen (Abb. 10).

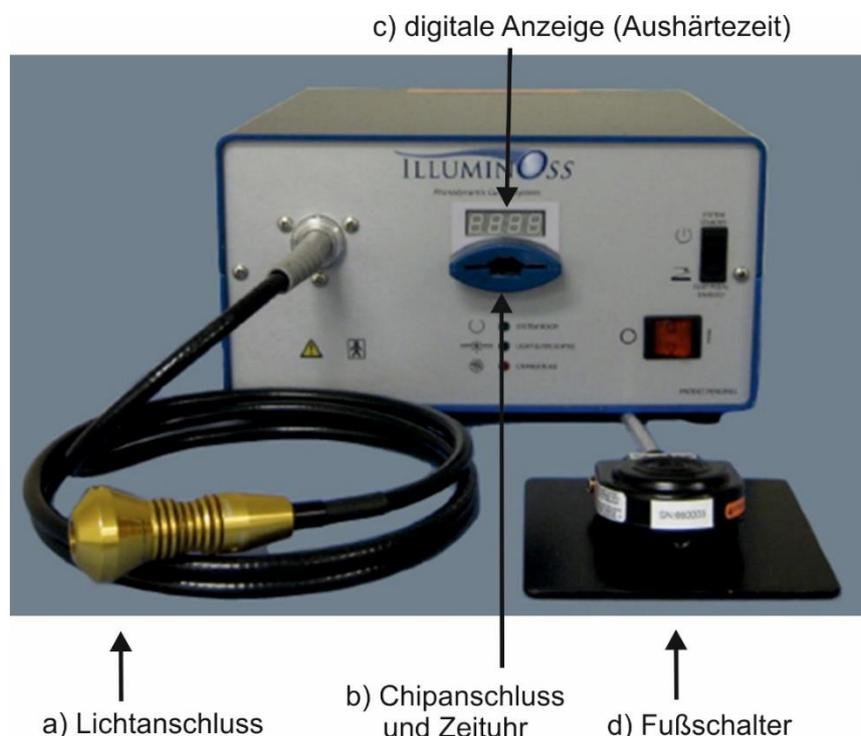


Abb. 12: Lichtquelle zur Erzeugung des benötigten blauen Lichts (fest eingestellte Wellenlänge und Frequenz). Das im Gerät erzeugte Licht wird über eine Fiberglasoptik an den Lichtleiter des Ballons weitergeleitet (a). Das Gerät hat einen Steckplatz für den ballonspezifischen Chip (b) und eine digitale Anzeige für die Aushärtungszeit in Sekunden (c). Die Lichthärtung wird über einen Fußschalter ausgelöst (d). (Darstellung des Lichtkastens: Überlassung der Fa. IlluminOss™)

Das blaue Licht wird von einem Lichtkasten generiert, der an den im Ballon verarbeiteten zentralen Lichtleiter angeschlossen werden kann.

Jeder Ballon enthält einen Chip, der in den Lichtkasten eingesetzt werden kann und die vorgegebene Zeit für die Aushärtung des Ballons einstellt (Abb.12).

3.2.5. Probefüllungen

Vor Applikation der für die Untersuchung hergestellten Ballons und Auffüllung mit aushärtbarem Monomer wurden an einigen Präparaten, die nicht in die Untersuchung miteinbezogen werden sollten, Versuche mit vergleichbaren Ballons und einer röntgendichten Flüssigkeit durchgeführt, um den zu erwartenden Grad der Ballonentfaltung beurteilen zu können. Abbildung 13 zeigt die a.p. Projektion eines Humeruskopfes unter Verwendung eines Bildwandlersystems. Der Ballon wurde hierbei nach den Füllungsvorschriften des Herstellers vollständig gefüllt. Der durch den Stempeldruck der Spritze verursachte Füllungsdruck wird durch die verwendete Spritze definiert. Im System wird vom Hersteller eine 20 ml Spritze zur Verfügung gestellt. Spritzen mit einem kleineren Stempeldurchmesser sind nicht erlaubt, da mit ihnen ein sehr hoher Füllungsdruck ausgelöst werden kann, für den die Ballonhülle nicht ausgelegt ist.

Vor der Verwendung des Ballons muss dieser vollständig entlüftet werden. Dazu wurde eine 20 ml Spritze mit Hilfe eines Luer-Lockanschlusses sicher an der Befüllungskanüle befestigt. Die noch vorhandene Restluft wurde durch mehrfach applizierten Sog aus dem gefalteten PET Ballon entfernt.

Nach dem Säubern des Markraums wurde ein 1,5 mm Führungsdraht von distal (Durchtrennungsstelle des Knochens) nach proximal bis in den Kopf vorgeschoben. Der Führungsdraht wurde dabei unter Bildwandlerkontrolle bis unter die craniale subchondrale Kortikalis eingebracht, um eine möglichst vollständige Füllung des ‚Markraums‘ auch im Kopfbereich zu erzielen.



Abb. 13: Bildwandlerdarstellung des proximalen Humerus. Der Ballon ist bis zum proximalen Ende des Markraums vorgeschoben worden und anschließend mit einer röntgendichten Flüssigkeit (Kontrastmittel) vollständig gefüllt worden. (Bilddatei Archiv H. Pennig)

3.2.6. Füllung des Ballons und Aushärtung

Das Vorschieben des Führungsdrahtes erforderte bei keinem der untersuchten Knochen einen höheren Kraftaufwand. Diese Beobachtung kann als Indiz dafür gewertet werden, dass sich der Markraum beim älteren Menschen, anders als bei jungen Menschen, bis in den Kopf erstreckt (siehe Ergebnisse).

Nach Positionierung des Führungsdrahtes wurde die mit dem Ballonsystem gelieferte Schutzhülse mit einliegendem, kanüliertem Trokar über den liegenden Führungsdraht bis in den Apex des Humeruskopfes vorgeschoben. Anschließend wurde der Trokar mit dem Führungsdraht entfernt. Über die liegende Plastiksutzhülse ließ sich der gefaltete Ballon nun

bis in den Kopf vorschieben. Nach Erreichen der gewünschten Ballonposition wurde die Schutzhülse wie in Abbildung 11 dargestellt entfernt. Der Ballon wurde nun langsam mit dem Monomer befüllt. Der Befüllung erfolgte ausschließlich mittels der mitgelieferter 20 ml Luer-Lockspritze, bis ein Endpunkt (Stopp der Befüllung bei kräftigem Druck auf den Spitzenkolben) erreicht war. In diesem Zustand wurde der Hahn der Kanüle verschlossen und die Füllspritze demontiert.

Die Lichtquelle wurde an den Lichtleiter des Ballons angeschlossen und der Ballon nach einschalten der Lichtquelle ausgehärtet.

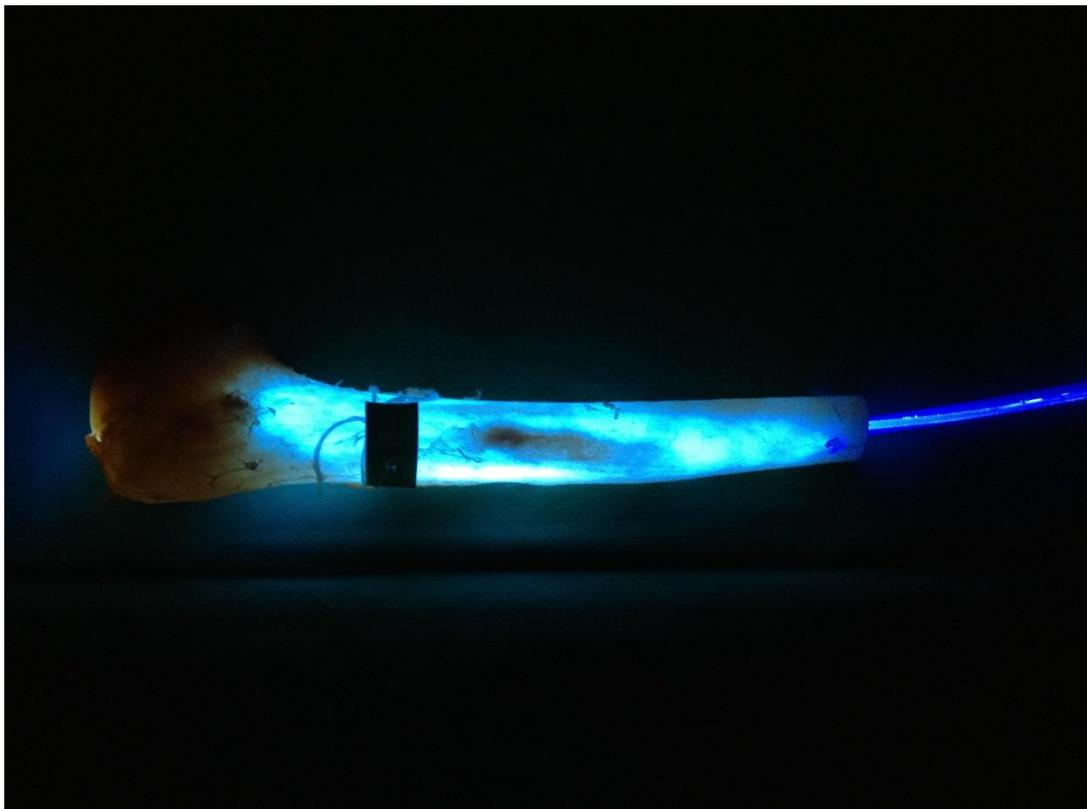


Abb. 14: Polymerisationsvorgang durch blaues Licht (Fotografie Archiv H. Pennig)

Nach vollständiger Polymerisation wurde die Befüllungskanüle scharf am Ballonende abgetrennt. Die korrekte (gewünschte) Position des Ballons wurde nach dem Aushärten mit Hilfe des Bildwandlers kontrolliert.



Abb. 15: Ein Teil der implantierten Präparate. Anhand der erkennbaren Nummern ist eine Zuordnung zu den Basisdaten (Alter und Geschlecht) möglich. Ebenfalls erkennbar das Ende des Ballons mit Dreiwegehahn und Kanal für den Lichtleiter. (Fotografie Archiv H. Pennig)

3.2.7. Durchführung der Computertomographie

Die Auswertung ist mittels Schnittbilddiagnostik erfolgt. Um nach erfolgter Computertomographie eine Vergleichbarkeit der Präparate zu gewährleisten, mussten die untersuchten Humeri bei der Durchführung der CT in genau gleicher Weise orientiert werden.

3.2.7.1. Halteapparat und Knochenposition

Zur CT Untersuchung wurden die Knochen in einen eigens konstruierten Halteapparat eingespannt. Hierzu wurde eine Schraube mit der Spitze in der Kortikalis des Humeruskopfes verankert. Der Knochen wurde nun zwischen der Schraube, die an einem Halterahmen befestigt wurde und dem ebenfalls am Halterahmen befestigten distalen Ende

(Durchtrennungsstelle) eingeklemmt und so eingestellt, dass eine frontale Rekonstruktion der Schichten zwanglos in einer für alle Knochen vergleichbaren Frontalebene erfolgen konnte. Dazu wurde der Humeruskopf mit seiner Gelenkfläche exakt zur Seite hin orientiert. Eine Retrotorsion wurde nicht eingestellt, weil diese bei den individuellen Präparaten sehr unterschiedlich ausfallen kann und damit keine Vergleichbarkeit der Präparate gewährleistet. In der Abbildung 16 ist das zur Schnittdarstellung vollständig vorbereitete Präparat auf dem dafür angefertigten Halteblock abgebildet. Die Plastikhülle wurde während der Computertomographie aus hygienischen Gründen verwendet.



Abb.16: Die Bilder zeigen die Positionierung der Präparate auf dem Gestell. Bei jedem Präparat wurde durch die distal durch den Knochen eingebrachte Aluminiumstange gewährleistet, dass bei der CT Untersuchung die exakt gleiche Orientierung erzeugt wurde (Vgl. Kap. 3.2.3). Damit war auf den Querschnittsbildern eine Identifizierung der sagittalen und frontalen Richtung möglich. (Haltegerüst Konstruktion H. Pennig)

3.2.7.2. CT-Schichten und Einstellungen

Die Computertomographien wurden mit einem 16 Zeilen Tomographen und einer Pitch von 1 mm durchgeführt. Die Bilder und die Rekonstruktionen der frontalen und sagittalen Ebenen wurden auf CD im DICOM Format (Bildgröße 512 x 512 Pixel, 256 Grauwerte) gespeichert. Die transversalen CT-Bilder wurden in zwei Grauwertfenstern gespeichert, wobei zum einen ein Weichteilfenster und zum anderen ein Knochenfenster eingestellt wurde. Zudem wurden sagittale und frontale Schichtungen gefertigt.

3.2.8. Auswertung des Bildmaterials

Bei der Auswertung wurde einerseits auf die DICOM Dateien zurückgegriffen. Diese wurden entweder direkt vom verwendeten Programm übernommen, oder es wurden STL Daten eingelesen und verwertet. Für einen Teil der Auswertung wurden die Daten mit Hilfe eines Bildkonverters vom DICOM Format in die Bildformate JPG und TIFF umgeschrieben. Die Auswertung der CT Schnitte erfolgte zum einen mit einem Zeichenprogramm (Corel Draw ®), zum anderen mit verschiedenen als Freeware erhältlichen Bildanalyseprogrammen (3-D Slicer, Meshlab 2016.12, Slicer-4.11.0-2020, Autodesk Meshmixer_v3-p5). Mit Hilfe der genannten Programme konnten die gewünschten Volumina und Querschnitte berechnet werden und graphisch dargestellt werden.

Für die Erstellung der Grafiken wurde das wissenschaftliche Graphikprogramm SigmaPlot™ der Firma Jandel Scientific genutzt.

Die Statistische Auswertung wurde mit Hilfe der Statistik-Applikation des Programmes SigmaPlot™ erstellt.

Die Details der bildmorphometrischen Analyse sind aus praktischen Gründen in das Kapitel Ergebnisse mit aufgenommen worden. Die Art der Auswertung beeinflusst bei dem vorliegenden Material sehr stark das erzeugte Ergebnis. Deshalb erscheint es sinnvoll, die Auswertung in direktem Zusammenhang mit der Ergebnispräsentation zu bringen, um eine leichtere Nachvollziehbarkeit zu ermöglichen.

Zur Beschreibung einer möglichen Verriegelung des Implantats (zum Beispiel durch Schrauben) und zur Darstellung der Implantatausdehnung in Relation zum Präparat wurden mittels eines Multiplanaren-Rekonstruktions-Tools (MPR) des PACS-Systems der Uniklinik Köln (IMPAX EE; Agfa Healthcare N.V., Mortsel, Belgium Version v20200429_0936) coronare und sagittale Rekonstruktionen der axialen Aufnahmen angefertigt. Auf Höhe des Collum chirurgicum und 4 Zentimeter weiter distal wurden sowohl der Außendurchmesser sowie der Implantatdurchmesser in coronarer und sagittaler Ebene mittels digitalem Längenmess-Tool bestimmt.

4. Ergebnisse

4.1. Basisdaten der Präparate

Die Basisdaten umfassen neben den Alters- und Geschlechtsdaten des Spenders auch die Vermessungsdaten der Oberarmknochen. Die Zuordnung erfolgt über eine Nummer. In den CT Daten sind die Präparate z. B. als „OA 35“ bezeichnet.

4.1.1. Geschlechts- und Altersverteilung

Von den 15 verwendeten Präparaten waren neun Präparate von weiblichen und sechs Präparate von männlichen Körperspendern.

Tab. 1: Daten der verwendeten Präparate zusammen mit dem Mittelwert und den statistischen Basisdaten für das gesamte Kollektiv, sortiert nach Geschlecht und aufsteigendem Alter.

Nr.	Sex	Alter	L1	L2	KD
35	w	73	319	325	45,1
33	w	75	332	338	47,4
36	w	81	309	312	42,2
29	w	83	316	337	45,1
21	w	85	312	314	45,3
5	w	88	293	298	45,6
31	w	90	305	307	46,2
30	w	92	328	331	46,0
8	w	94	293	301	42,1
13	m	70	336	344	53,2
45	m	82	337	340	50,4
34	m	83	350	355	53,1
43	m	86	326	332	49,8
46	m	86	324	318	46,3
18	m	88	315	342	51,1

n=15	MW	83,7	319,7	326,3	47,3
	Stdev	6,8	16,1	17,1	3,5
	Min	70	293	298	42,1
	Max	94	350	355	53,2

Tab. 2: Daten der Körperspender getrennt nach Geschlecht und aufsteigendem Alter.

Nr.	Sex	Alter	L1	L2	KD
35	w	73	319	325	45,1
33	w	75	332	338	47,4
36	w	81	309	312	42,2
29	w	83	316	337	45,1
21	w	85	312	314	45,3
5	w	88	293	298	45,6
31	w	90	305	307	46,2
30	w	92	328	331	46,0
8	w	94	293	301	42,1

n=9	MW	84,6	311,9	318,1	45,0
	Stdev	7,3	13,7	15,2	1,8
	Min	73	293	298	42,1
	Max	94	332	338	47,4

Nr.	Sex	Alter	L1	L2	KD
13	m	70	336	344	53,2
45	m	82	337	340	50,4
34	m	83	350	355	53,1
43	m	86	326	332	49,8
46	m	86	324	318	46,3
18	m	88	315	342	51,1

n=6	MW	82,5	331,3	338,5	50,7
	Stdev	6,5	12,3	12,5	2,5
	Min	70	315	318	46,3
	Max	88	350	355	53,2

Legende zur Tabelle 1 und 2:

Nr.: Systematische Nummer der Präparate
 L1: Länge des Humerus vom Kopf bis Capitulum humeri
 L2: Länge des Humerus von Kopf bis Trochlea humeri
 KD: Kopfdurchmesser

Der Altersdurchschnitt aller Präparate betrug 83,7 Jahre (n=15). Der jüngste Körperspender war 70 Jahre alt, der älteste 94 Jahre. Das Durchschnittsalter lag bei den weiblichen Körperspendern mit 84,6 Jahren höher als bei den männlichen Körperspendern, die im Mittel 82,5 Jahre alt waren.

Die Werte aus der Gruppe der weiblichen Individuen wurden mit den Werten aus der Gruppe der männlichen Individuen verglichen. Die statistischen Tests wurden mit Hilfe des Programms SigmaPlot™ (Jandel Scientific) durchgeführt. Alle in der Tabelle aufgeführten Daten zeigten eine Normalverteilung (Test: Shapiro-Wilk). Die statistische Untersuchung zum Vergleich der Daten wurde aufgrund der nachgewiesenen Normalverteilung als parametrischer T-Test durchgeführt. Im Ergebnis zeigte sich zwischen den beiden Gruppen hinsichtlich der Altersverteilung kein signifikanter Unterschied ($p=0,587$).

4.1.2. Äußere Dimensionen der verwendeten Präparate

Vor Durchtrennung der Präparate auf der Grenze zwischen dem mittleren und dem distalen Drittel wurde die Gesamtlänge gemessen, um innere Dimensionen des Markraums später auf die gesamte Länge der Knochen beziehen zu können und eventuell vorhandene Abhängigkeiten erkennen zu können. Die Knochenlängen der männlichen und der weiblichen Individuen zeigten statistisch signifikante Unterschiede.

L1: significant (t-test; $p=0,015$)

L2: significant (t-test; $p=0,017$)

KD: significant (t-test; $p=0,001$)

Am deutlichsten ist der Unterschied hinsichtlich des Kopfdurchmessers (KD) zwischen den weiblichen (MW 45,0 mm) und männlichen (MW 53,2 mm) Spendern.

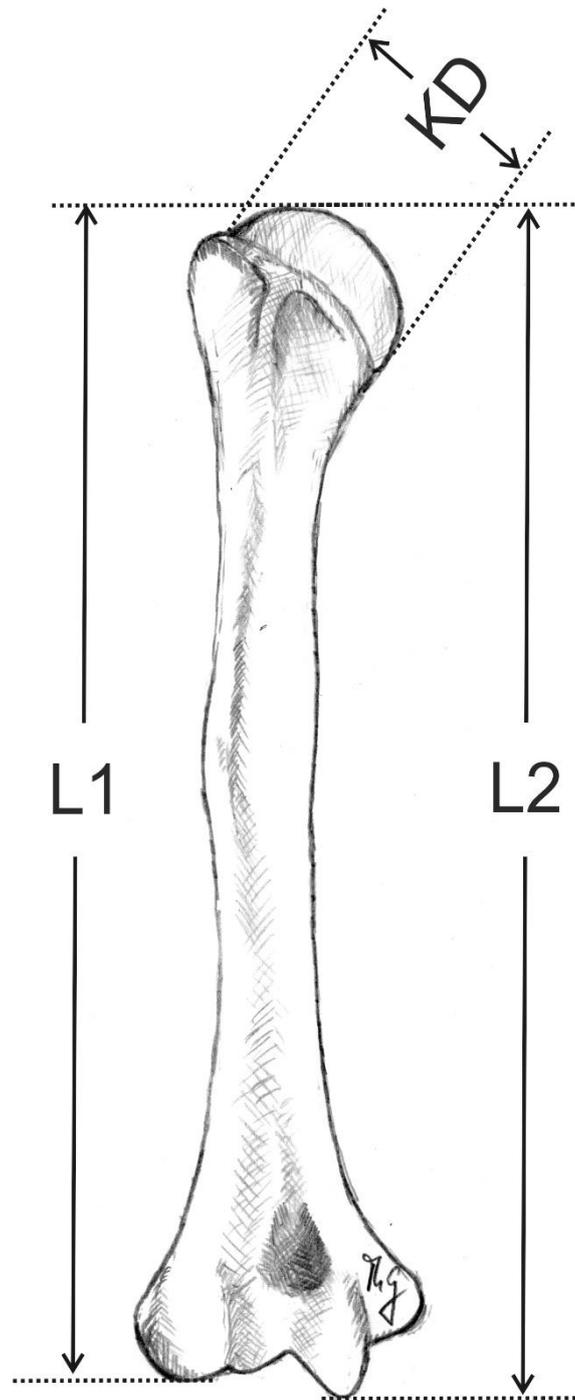


Abb. 17: Graphische Darstellung eines Humerus a.p. Als Messwerte wurde die Gesamtlänge der Humeri einmal auf der radialen Seite (vom Kopf bis zum Condylus humeri radialis) und zum anderen auf der ulnaren Seite (vom Kopf bis zum Condylus humeri ulnaris) notiert (siehe Tabelle 1 und 2). (Zeichnung Archiv PD Dr. Th. Gausepohl)

- L1: Länge des Humerus vom Kopf bis Capitulum
- L2: Länge des Humerus von Kopf bis Trochlea
- KD: Kopfdurchmesser

4.2. Darstellung im anatomischen Präparat

Nach Implantation und Auswertung im CT wurden von einem Präparat exemplarisch anatomische Schnitte angefertigt. Hier zeigt sich bereits im Kopfbereich die Ausdehnung des Ballons mit ausgehärtetem Kunststoff. Im Übergang von Meta- zu Diaphyse ist der Markraum fast vollständig vom Implantat ausgefüllt.



Abb. 18: Das Präparat „29“ nach Anfertigung der anatomischen Schnitte. Die axiale Ausdehnung des Implantats ist hier gut zu erkennen. (Fotografie Archiv H. Pennig)

4.3. Computertomographische Darstellung

Mit Hilfe des Spiral-CT wurde der gesamte Ballon in situ erfasst. Bei einem Vorschub (Pitch) von einem Millimeter kam der Ballon (160 mm Gesamtlänge) auf 250 axialen Schnittbildern zur Darstellung. Die Auswertung der DICOM Dateien erfolgte mit dem Programm ‚Slicer‘ (Version 4.11.20210226). Die Originaldateien konnten direkt in das Programm übernommen und ausgewertet werden.

4.3.1. Rekonstruktionsschichten und 3-D-Darstellung

Aus den axialen Schichten wurden über einen in der CT-Software implementierten Algorithmus jeweils eine frontale und eine sagittale Darstellung rekonstruiert. Durch die systematische Anordnung der ballongefüllten Humeri in der Gantry des CT, konnte mit den Rekonstruktionsschichten der gesamte Ballon longitudinal in beiden Ebenen dargestellt werden (siehe Kap. 3.2.7.1., Abb. 16). Damit kann ein visueller Eindruck von der grundsätzlichen intramedullären Konfiguration des Ballons gewonnen werden.

In Abbildung 19 ist ein frontaler Längsschnitt dargestellt. Man erkennt im spongiösen Kopfanteil den konisch auslaufenden proximalen Anteil des Ballons (Einzelheiten siehe weiter unten). Im Schnitt ebenfalls abgebildet ist die distal liegende Füllungskanüle und der distale

Anteil des Ballons, der in diesem Fall in ausgehärtetem Zustand die kortikale Wand nicht ganz erreicht.

In der rechten Abbildung ist die Position der axialen Ebene nahe am proximalen Ende des Ballons dargestellt (vgl. Kap. 4.3.).

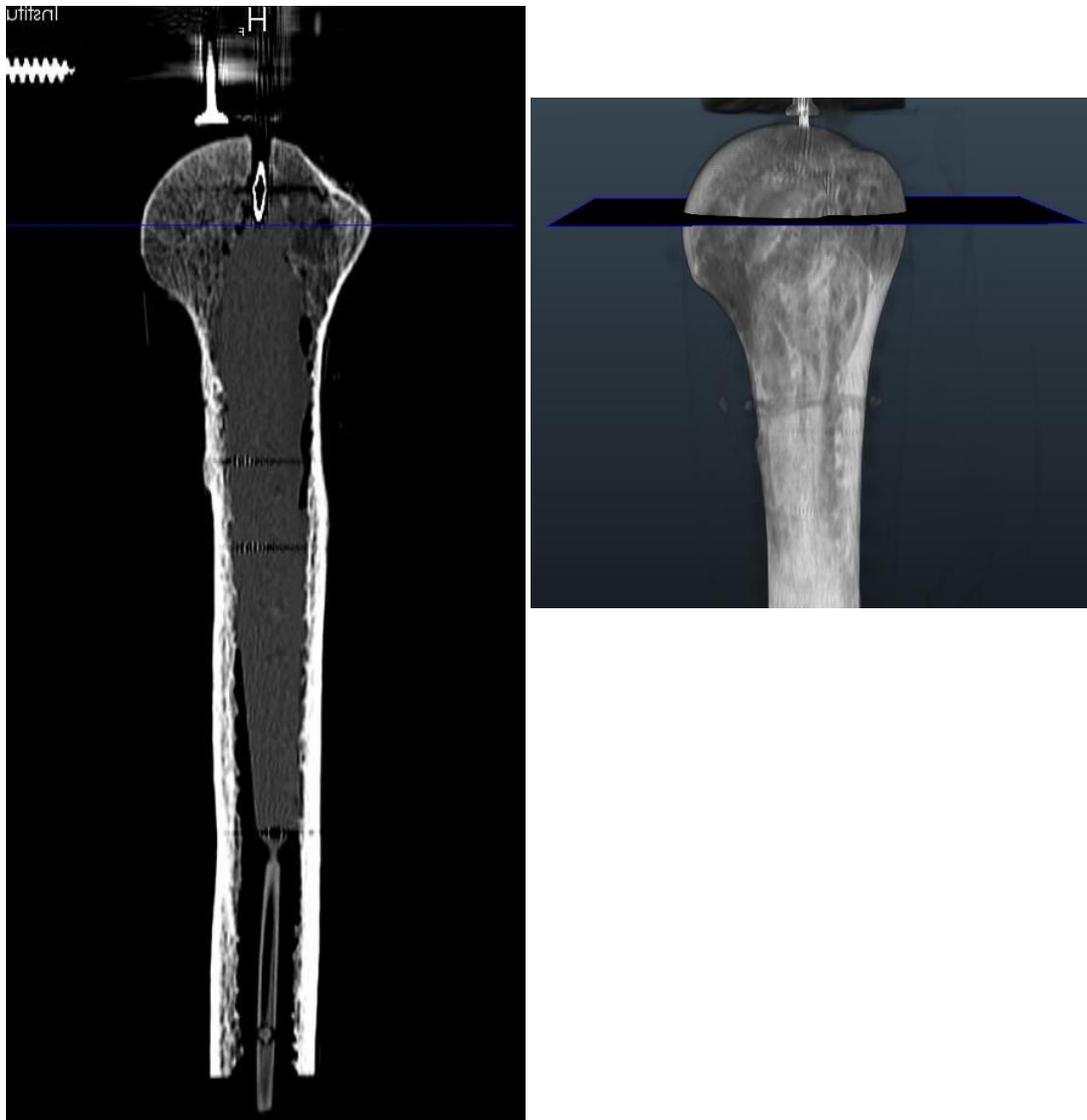


Abb. 19 a und b

a) Coronare Rekonstruktionsschicht (OA 13). Die Lage des Ballons im Kopfbereich kommt zur Darstellung. Cranial erreicht das Ballonende nicht die subchondrale Kortikalis. Der proximale Abschnitt des Ballons hat eine konische Geometrie.

b) Darstellung der korrespondierenden Schnittebene am proximalen Ende des Ballons in der 3-D-Rekonstruktion des Knochens. (Beispiel OA 13).

4.3.2. Die Position und Form des Ballons

Aufgrund der hier verwendeten experimentellen Technik (vgl. Kap. 3.2.3.) mit retrograd eingebrachtem Ballon und ohne artifizielle Erweiterung des spongiosafreien Raumes im Humeruskopfbereich konnte der Ballon nicht bis an die craniale subchondrale Knochenlamelle

vorgeschoben werden. Es verblieb, in den einzelnen Präparaten unterschiedlich ausgeprägt, ein spongiöser Bereich proximal des Ballons. Hinzu kommt, dass konstruktionsbedingt die Spitze des Ballons einen Kunststoffsporn besitzt und eine Füllung deshalb aus technischen Gründen nicht bis an die Spitze des Ballons möglich ist.

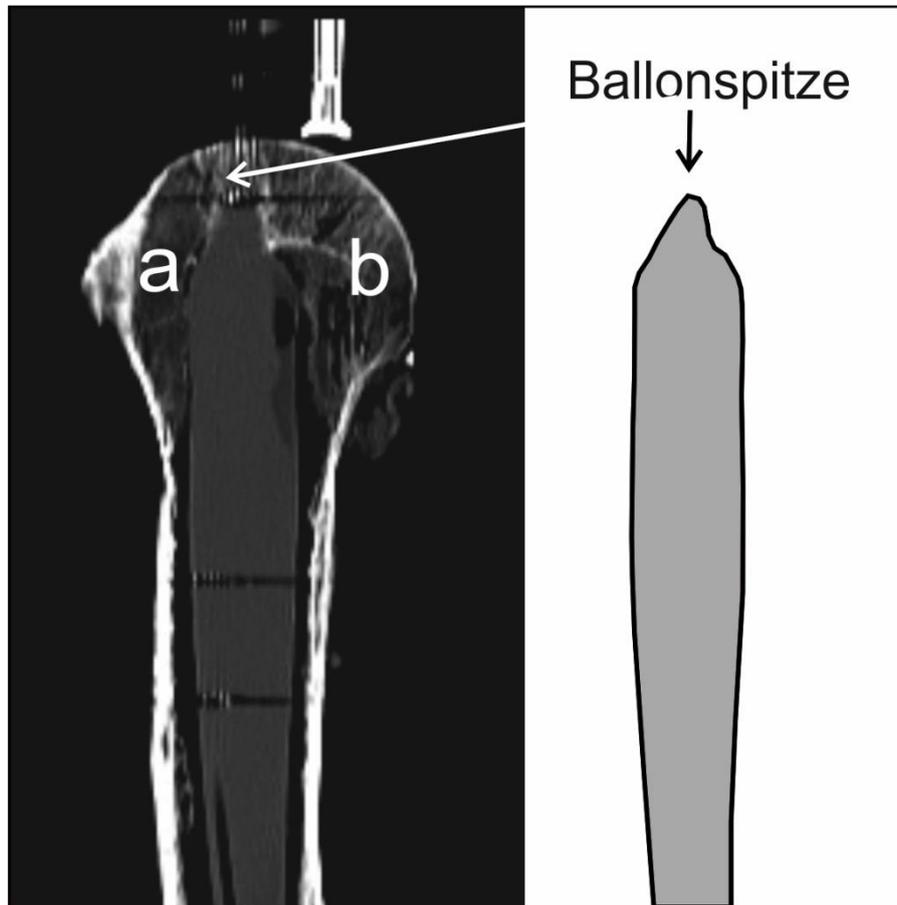


Abb. 20: Sagittale Darstellung (Rekonstruktionsschicht) des proximalen Humerus mit dem ausgehärteten Ballon in situ. Rechts ist zur Verdeutlichung die Form des Ballons dargestellt.
a) Spongiöser Bereich im Bereich der Tuberkel
b) Spongiosa des Kalottenfragmentes

Der spongiosafreie Bereich dehnt sich im Alter bis in den Humeruskopf aus und grenzt den spongiösen Bereich der gelenktragenden Kalotte (b) und den spongiösen Raum im Bereich des Tuberculum majus (a) ab. Die Spongiosabälkchen sind in beiden Projektionen (Beispiel: coronar Abb.19 und sagittal Abb. 20) in gleicher Weise orientiert. Sie entstehen aus der sich verdünnenden proximalen Kortikalis und ziehen im Sinne von Trajektorien in Richtung auf die subchondrale Knochenlamelle.

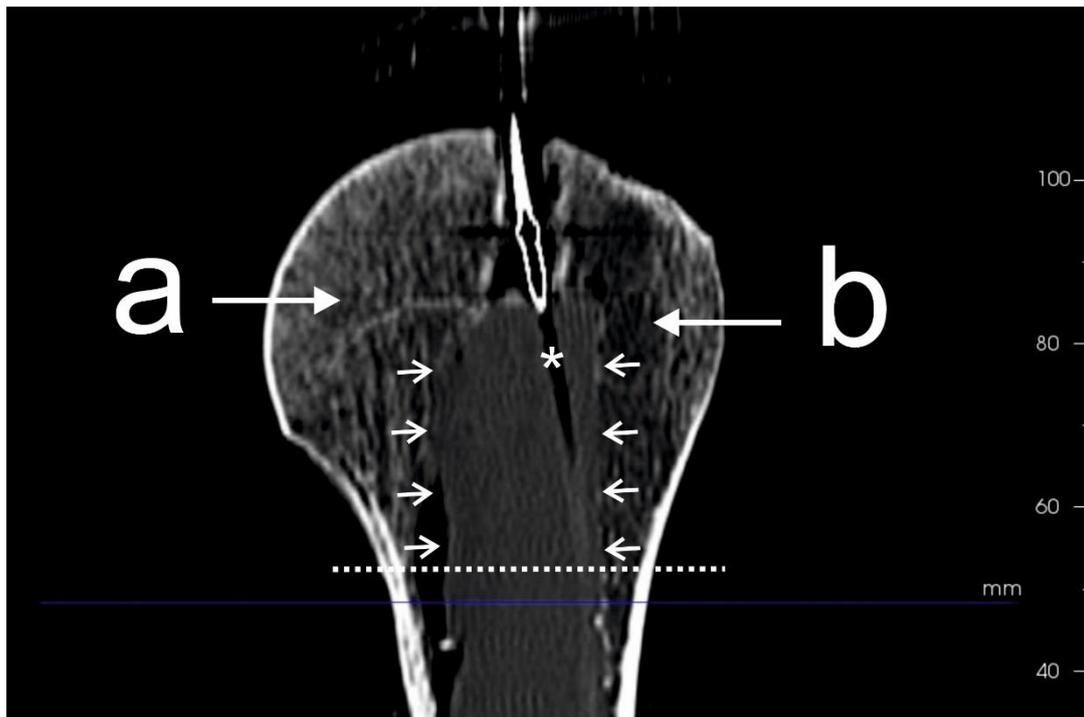


Abb. 21: Frontale CT Schicht durch einen Humeruskopf. Die kleinen weißen Pfeile markieren den Rand des Ballons. Deutlich kommt die Spongiosagrenze zwischen Kopf und Schaft zur Darstellung. Die gestrichelte Linie deutet auf den subcapitalen Frakturverlauf im Collum chirurgicum hin. Die Spongiosa, die die knorpeltragende Gelenklinie untermauert (->a) ist deutlich dichter als die Spongiosa im Bereich des Tuberculum majus (->b). Der Stern weist auf den Anschnitt der zentralen Ballonkanäle für den Lichtleiter hin (vgl. auch Kap. 3.2.4. und Abb. 10).

Die Rekonstruktion coronarer und sagittaler Schnitte zeigt eine für den proximalen Humerus charakteristische Konfiguration.

Der Markraum des Humerus setzt sich bei älteren Individuen als spongiosafreier Bereich vom Schaft in den Kopf fort. Bis zur Grenze zwischen Kopf und Schaft hat der Markraum eine trichterförmige Geometrie (Gausepohl et al. 2021). Auf der Höhe des Collum chirurgicum verjüngt sich der spongiosafreie Bereich und läuft cranialwärts (häufig spitzzipfelig) aus, wobei die Spitze nicht ganz an die subchondrale Lamelle des kranialen Kopfanteils reicht (vgl. Abb. 14, 15 und 16). Gut zu erkennen ist, dass der Ballon im Kopfbereich nur von einer alterstypischen, grobsträngigen Spongiosa begrenzt wird, während er im gesamten Abschnitt

des Knochenschaftes von hartem kortikalem Knochen begleitet wird. Im Schaftanteil ragen nur einzelne Spongiosabälkchen in den Markraum hinein (siehe unten).

In Abb. 22 a-c ist die Technik der Flächenbestimmung im 2-D Bild dargestellt. Die Abbildung ist mit dem Programm Slicer erstellt worden. Hier im Beispiel ist die Grenze zwischen Ballon und umgebender Spongiosa gut erkennbar. Bei einigen Ballons erwies sich die Bestimmung der Ballongrenze in einzelnen Schnitten aufgrund ineinander über gehender Grauwerte als besonders schwierig (siehe Methodenkritik in Kapitel 5.7.4.). Hier half in einigen Fällen eine Farbkodierung von Grauwertbereichen wie sie in Abbildung 22 beispielhaft dargestellt ist. Ein weiteres Merkmal, das zur Diskriminierung zwischen Ballon und Spongiosa genutzt werden kann, ist die deutlich höhere Homogenität des Ballons im Querschnittsbild.

Letzlich bleibt in einigen Querschnitten eine Unsicherheit der Grenzbestimmung zwischen Ballon und Spongiosa, die aber durch die Menge der Daten ausgeglichen wird. Die Erfassung des tatsächlichen Ballonvolumens in den einzelnen Querschnitten musste aufgrund der erheblichen Unregelmäßigkeiten händisch für jeden einzelnen Querschnitt erfolgen. Die Methode der Interpolation eignet sich nur bei Konturen, die sich in den Querschnitten einigermaßen kontinuierlich verändern.

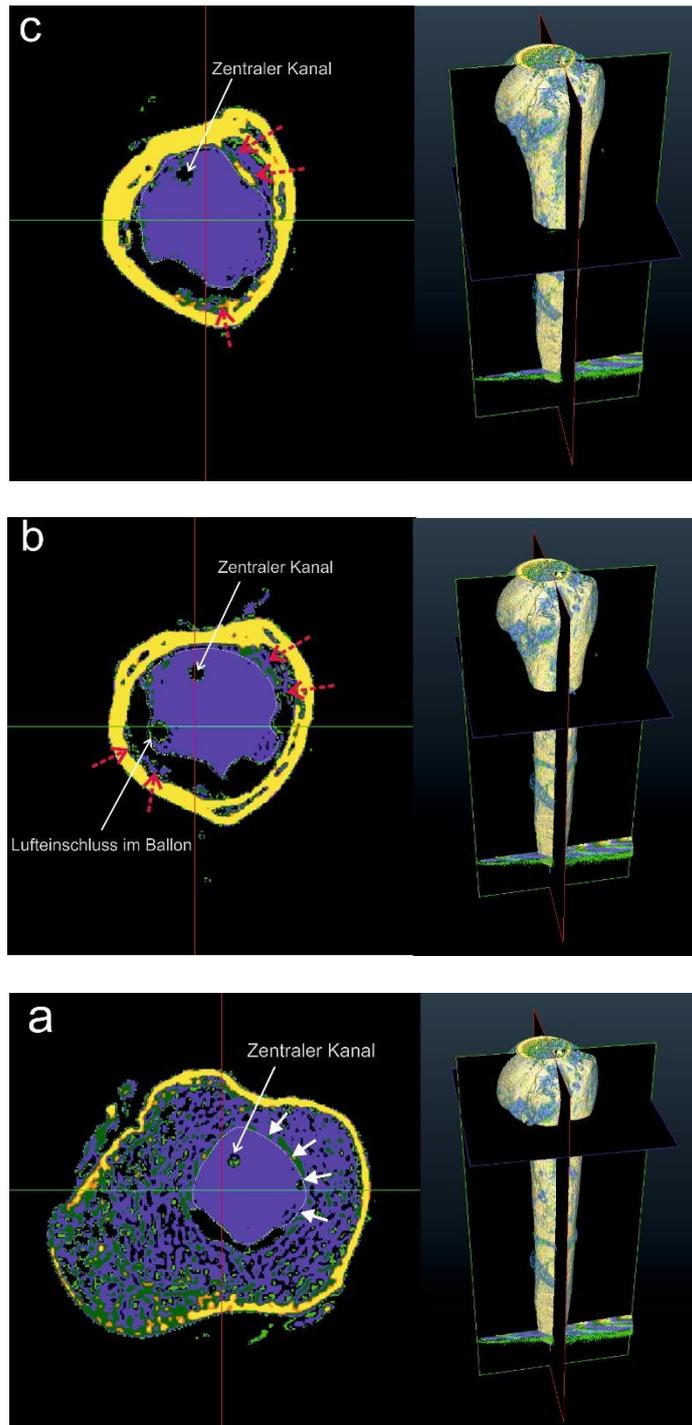


Abb. 22: Schnitte auf unterschiedlichen Höhen. Die Kontur des Ballons ist mit einer gestrichelten weißen Linie gekennzeichnet. Die jeweilige Schnittposition kann am rechts abgebildeten 3-D-Model abgelesen werden.

a) Proximaler Schnitt durch den Humerus. Die Dichte der umgebenden Spongiosa unterscheidet sich nicht von der Darstellung des Ballons.

b) In der Schnittfläche zeigen sich ‚leere‘ Areale. Der Ballon füllt hier nicht den gesamten Raum. Die gestrichelten roten Pfeile weisen auf randständige Spongiosa hin.

c) Die Schwierigkeit der Abgrenzung des Ballons zeigt sich hier durch eine mit der randständigen Spongiosa verbundene kräftig Knochenlamelle.

Insgesamt erfolgte die Einzelauswertung von ca 5000 Schnittbildern. Da es nicht auf die konkrete Silhouette des Ballons ankam, sondern auf ein letztlich chirurgisch verwertbares Volumen, wurde als Werkzeug ein ‚Pinsel‘ mit einer Pixelspanne von 10 gegenüber dem Stiftwerkzeug bevorzugt. Mit diesem Werkzeug wurden die spitzzipfeligen Ecken angefahren und nur der Teil in die Berechnung aufgenommen, der vom Markierungskreis erfasst wurde. Zum besseren Verständnis ist die Technik in Abbildung 23 (a und b) halbschematisch dargestellt.

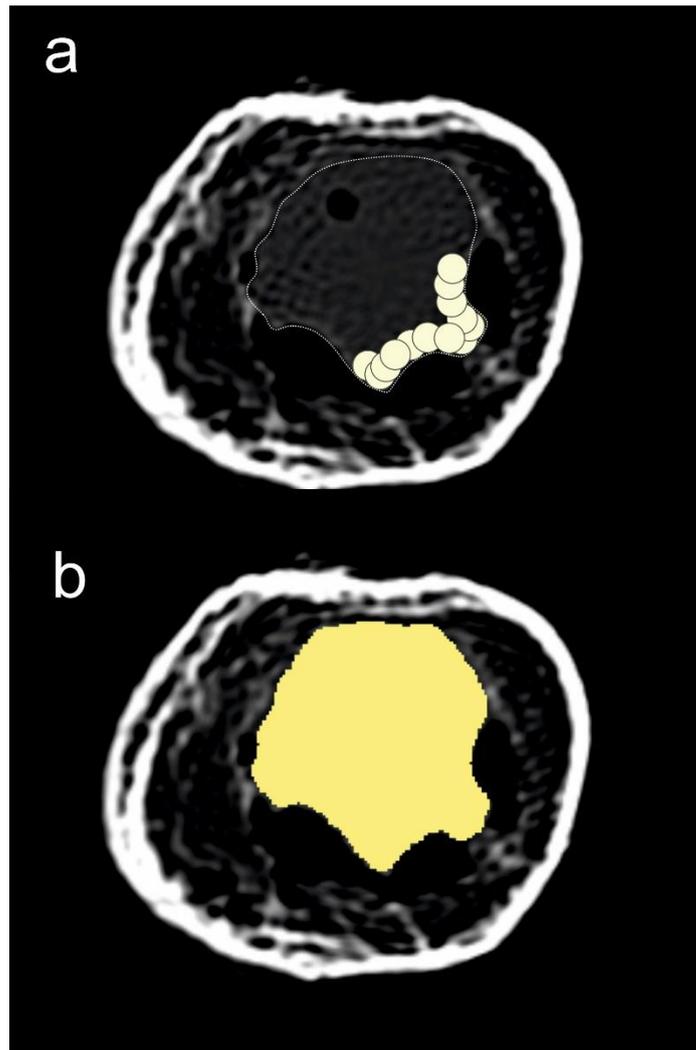


Abb. 23 a und b: a) Beispielhaft dargestellt ist ein Querschnitt auf mittlerer Höhe. Die Kontur des Ballons ist mit einer gestrichelten weißen Linie verdeutlicht. Die Kreise stellen die Abtastung des Randes mit dem Werkzeug dar. In b) ist die gesamte Markierung des Ballons im Querschnitt (=Segmentierung) dargestellt.

Die hier benutzte Software ‚Slicer‘ eignet sich zur Segmentierung aus axialen Schichten und ermöglicht eine animierte dreidimensionale Darstellung. Für die Berechnung von Volumina ist sie nicht geeignet.

4.4. 3D-Oberflächenrekonstruktion aus den Querschnittsbildern

In Abbildung 23 kommen die Unregelmäßigkeiten der Ballonkontur bereits auf den axialen Schichten gut zur Darstellung. Zur visuellen Verdeutlichung soll die Oberfläche des Ballons dreidimensional aus den axialen Schichten konstruiert werden.

Die gewonnenen Daten (Segmentieren aller axialen Schichten) bilden den gesamten Ballon ab. Um eine dreidimensionale Darstellung zu erhalten, müssen die Daten der einzelnen Ebenen miteinander vernetzt werden. Die Konstruktion der Oberfläche eines Objektes kann über Dreieckkonstruktionen erfolgen. Um ein solches ‚Mesh‘ zu bilden, wurden die erhobenen geometrischen Daten als STL- Dateien gespeichert (STL = Standard Tessellation Language) und in das Programm Meshmixer (Version 3.5.474) übernommen. Dieses Programm dient in erster Linie dazu einen ‚dichten‘ Oberflächenmantel für den 3-D-Druck zu erstellen, erscheint hier aber geeignet, die äußere Kontur des in situ gehärteten Ballons aus verschiedenen Blickwinkeln sichtbar zu machen

Die irreguläre Kontur der befüllten Ballons in den Querschnitten (Beispiele siehe Abb. 22 und Abb. 23) erzeugt eine starke Verzahnung des Ballonimplantats auf der gesamten Länge. Damit ist rein morphologisch eine hohe Torsionsstabilität anzunehmen, auch wenn das mechanische Verhalten des Kunststoffes unter Torsionsbelastung nicht bekannt ist (siehe Kap. 5.6.: Verzahnungseffekt und Verriegelung).

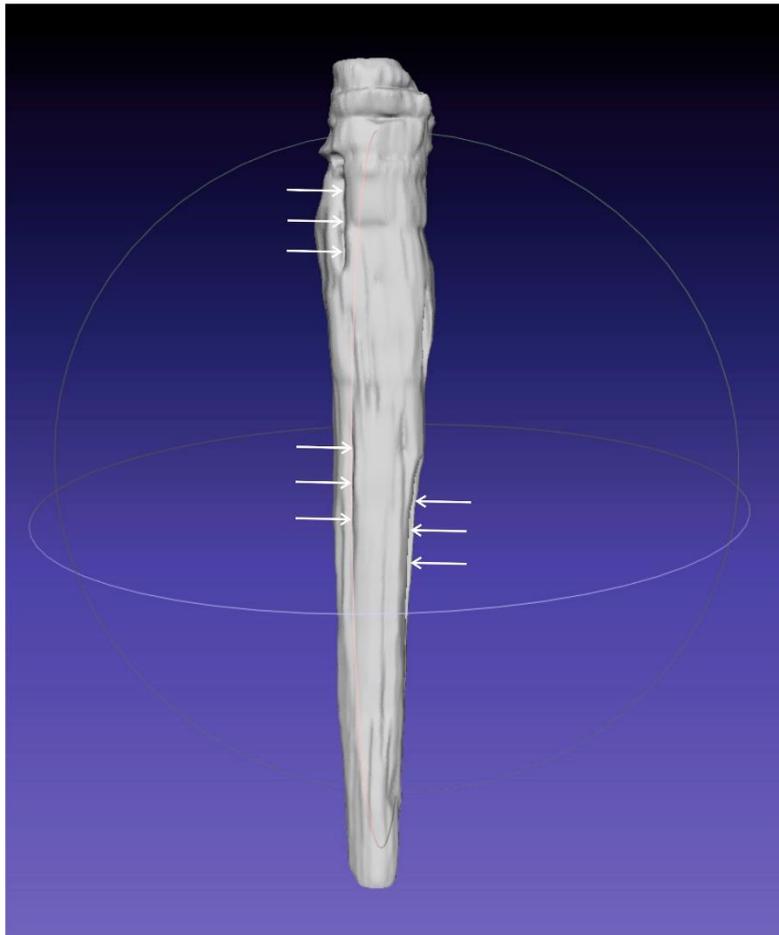


Abb. 24: 3D-Rekonstruktion eines Ballons aus den axialen CT-Schnitten. Die Pfeile deuten auf die Riefen hin, die von spongiösen Bälkchen verursacht werden, welche inkonstant in den Markraum hineinragen. Diese Riefen in der Außenhülle des Ballons entsprechen kleinen Füllungsdefekten und sind durch die raue und unregelmäßige innere Oberfläche des Markraums verursacht (siehe weiter unten). Software: Meshlab.

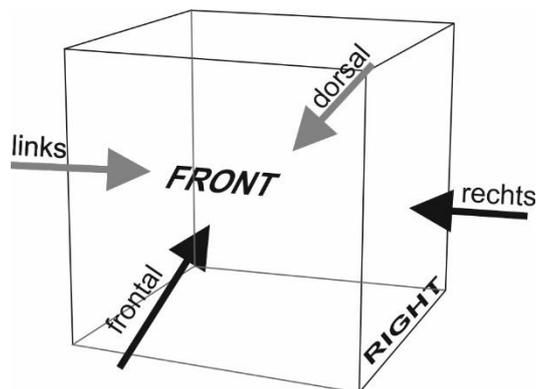
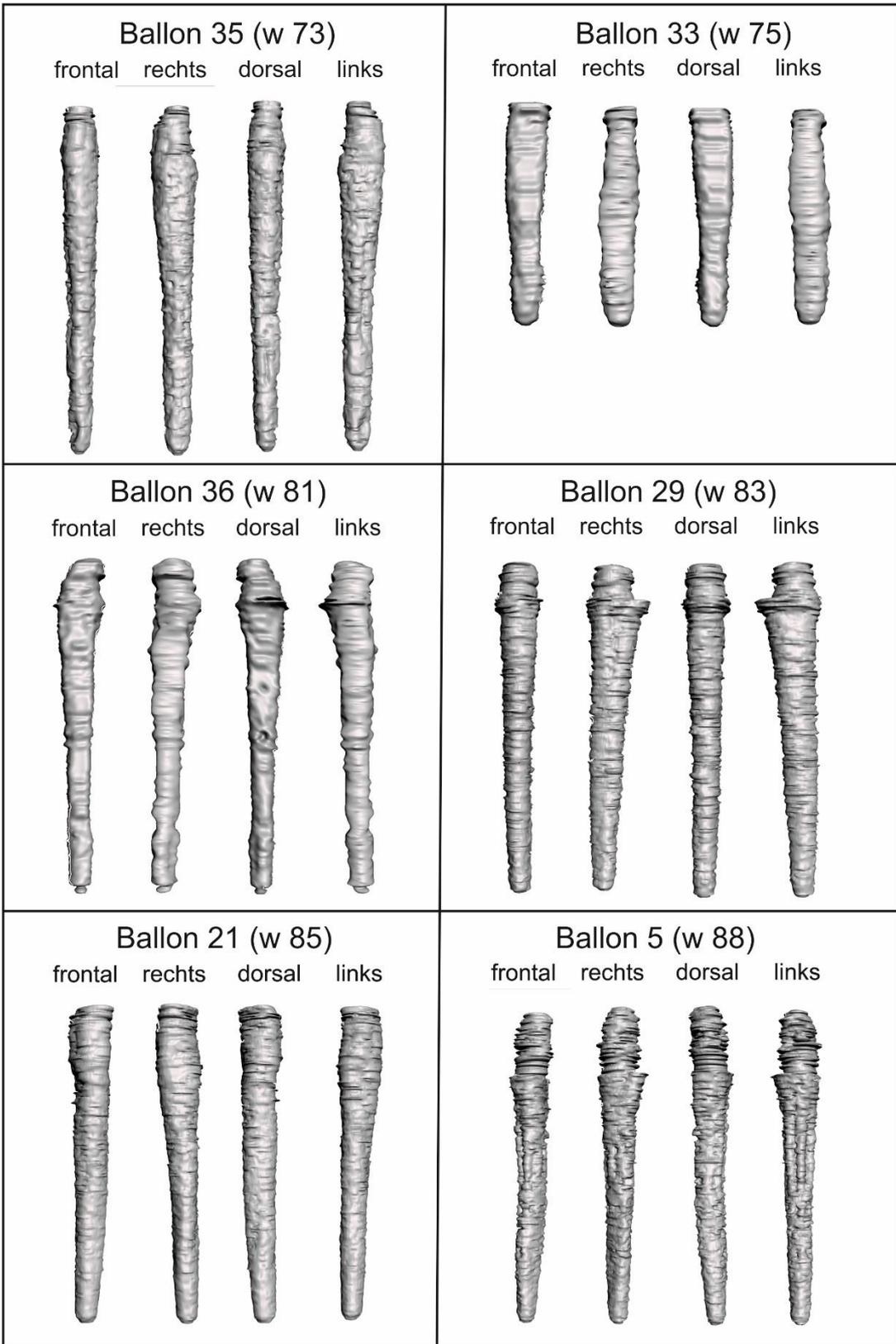
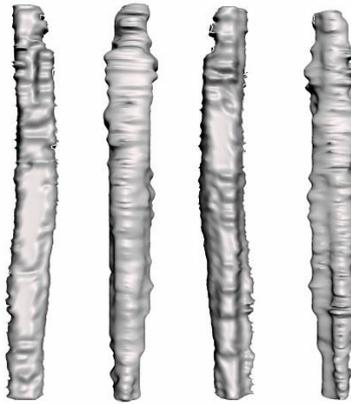


Abb. 25: Würfel zur Illustration der Ansichten im 3-D Modell Abbildung 26.



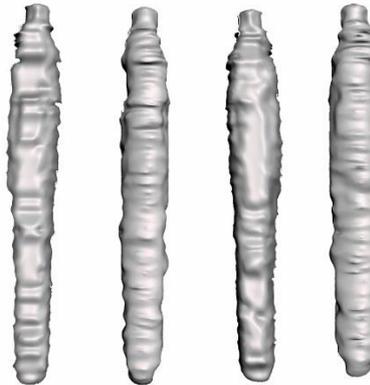
Ballon 31 (w 90)

frontal rechts dorsal links



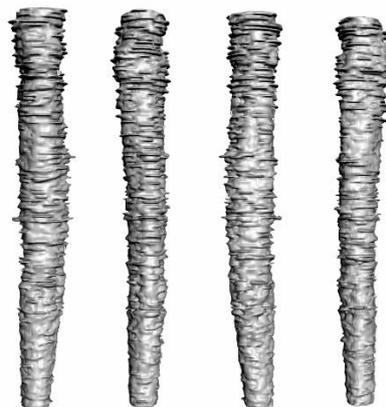
Ballon 30 (w 92)

frontal rechts dorsal links



Ballon 8 (w 94)

frontal rechts dorsal links



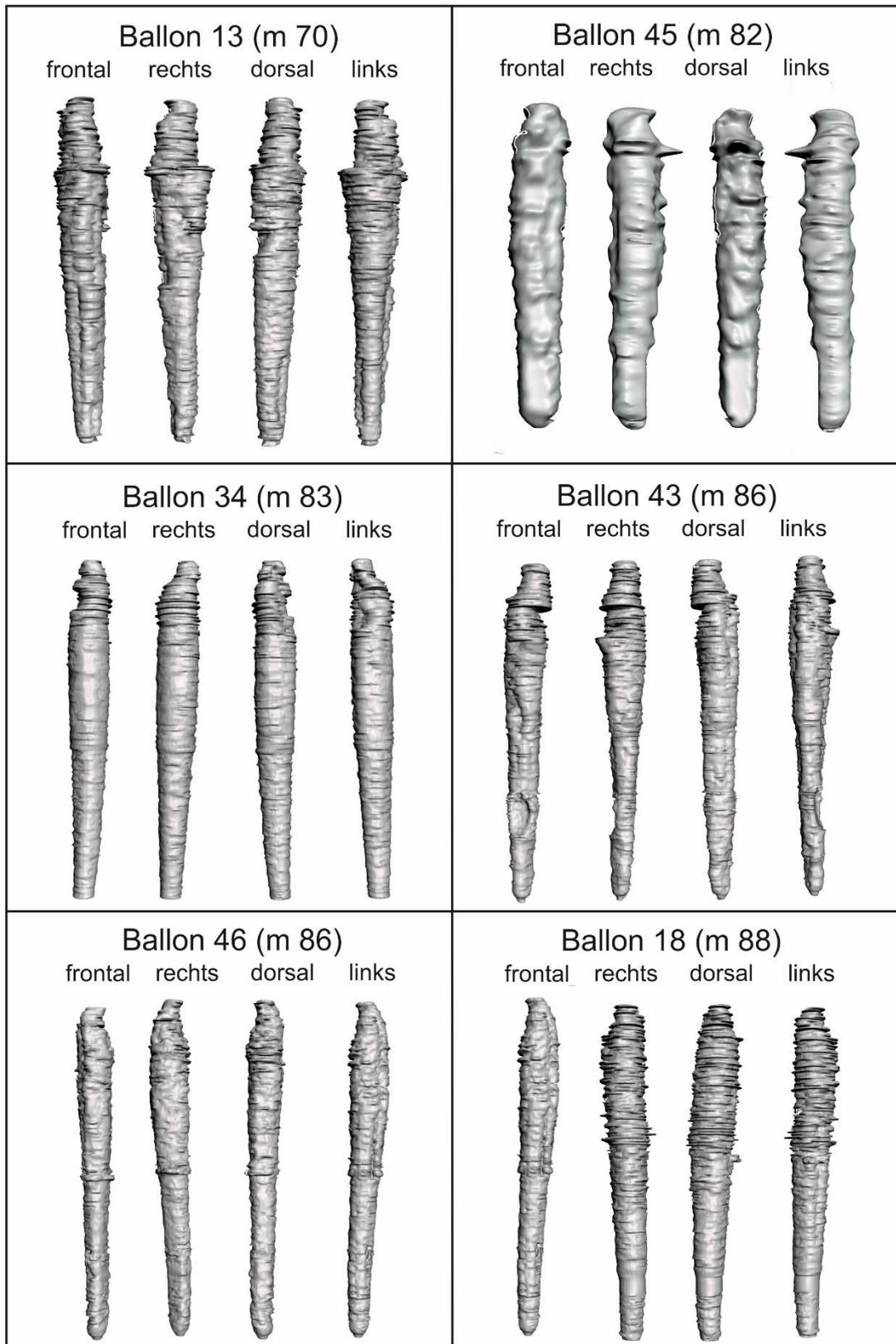


Abb. 26: Darstellung der 3-D Rekonstruktion der hier untersuchten Ballons. Die Ballons sind, getrennt nach Geschlecht, mit aufsteigendem Alter geordnet (vgl. Tab. 2).

In Abbildung 26 sind oben die neun weiblichen Implantate, geordnet nach aufsteigendem Alter der Spender, dargestellt. Die sechs männlichen Implantate finden sich auf dem dritten Tabellenblatt. Allgemein fällt die karottenartige Silhouette auf. Eine etwas abweichende Form zeigen die Implantate 31 und 30 bei den weiblichen Individuen und das Präparat 45 bei den männlichen Individuen. Hier erscheint die Markhöhle insgesamt verbreitert und die sich nach distal verjüngende Gestalt geht weitgehend verloren. Vermutlich ist hier die Altersatrophie der Knochensubstanz vergleichsweise weiter fortgeschritten und die Markhöhle zeigt die bereits erwähnte Vergrößerung des Durchmessers.

Erwähnenswert ist auch der in manchen Präparaten sehr ausgeprägte Kalibersprung im Übergang vom kortikalisbegrenzten Schaft zum spongiösen Bereich im Kopf des Humerus. Ein sehr deutliches Beispiel ist am männlichen Humerus mit dem Ballon Nr. 13 sowie am weiblichen Präparat mit den Ballons 29 und 5 zu sehen. Der spongiosafreie Bereich im Kopf des Knochens ist bei den einzelnen Individuen ausgesprochen unterschiedlich konfiguriert. Da hier die Altersinvolution ihre biomechanischen Spuren hinterlassen hat und es sich um einen insgesamt progressiven Prozess des Abbaus handelt, können die großen interindividuellen Unterschiede damit gut erklärt werden (siehe auch Kap. 5.2.: Alterstypische Veränderungen am Humerus).

Auffällig ist die individuell unterschiedliche Ballonwand bei den einzelnen Präparaten. Die Rauigkeiten der inneren Kortikalis bilden sich bei einzelnen Ballons sehr deutlich ab (Beispiele: Ballon 8 und Ballon 18), während bei anderen Präparaten die Ballonhülle eher glatt erscheint (Beispiel Ballon 21 und Ballon 34).

Eine Erklärung dafür könnte sein, dass bei einigen Präparaten der Ballon aufgrund des großen inneren Knochenraums fast vollständig aufgefüllt werden könnte und die Verzahnung mit den Rauigkeiten der Wand geringer ausfällt. Im Beispiel der Abbildung 19 ist im distalen Anteil des Ballons gut zu erkennen, dass die Ballonhülle die Wand nicht ganz erreicht. Andere Erklärungen, die z.B. in die Kinematik der Ballonentfaltung auf Grund von unterschiedlich appliziertem Stempeldruck liegen können, sind ebenfalls möglich.

4.5. Füllungsausmaß und Füllungsdefekte

Die Entfaltung des Ballons im Inneren der Markhöhle hängt von unterschiedlichen Faktoren ab. Neben der Rigidität der PET Hülle spielt der tatsächliche Füllungsdruck eine wichtige Rolle. Ein im Markraum entsprechend den individuellen Gegebenheiten voll entfalteter Ballon legt sich an die innere Wand der Knochenröhre. Das Relief der Wand (z.B. hervorspringende Spongiosatrabel) können sich so auf der Außenhülle abbilden.

Es finden sich aber auch regelrechte Füllungsdefekt, also Bereiche des Ballons, bei denen die mögliche volle Entfaltung nicht stattgefunden hat. Auch hier sind die oben genannten Faktoren (Rigidität der Ballonwand und Füllungsdruck) für diese Defekte verantwortlich.

4.5.1. Entfaltung des Ballons in der Markhöhle

Mit Hilfe der axialen Schichten lässt sich eine dreidimensionale Rekonstruktion berechnen. An der Außenhülle des Ballons erkennt man Vorsprünge und längsverlaufende Riefen, die durch Impressionen von Spongiosabälkchen verursacht werden (Abb. 24 und 26).

Die Ausdehnung des Ballons durch die in Kap. 3.2.6. beschriebene Befüllung mit Monomer löst keinen relevanten Druck gegen die Wand des Markkanals aus. Die dort hineinragenden knöchernen Strukturen werden nicht verletzt und zeichnen sich deshalb auf der Außenkontur des Ballons ab.

Die CT Darstellung ermöglicht mit gewissen Einschränkungen die Beurteilung der Ballonentfaltung und damit den Durchmesser des Kunststoffimplantats entlang der Längsausdehnung. In den Nativaufnahmen stellt sich der Kunststoff nicht dar.

Anm.: Bei der inzwischen eingeführten Technik zur Beurteilung der Entfaltung des Ballons im Knochen handelt es sich um eine auf die Außenhülle des Ballons aufgedampfte Metallspirale, die nach Befüllung im Röntgenbild sichtbar ist. Diese neuen Implantate standen bei Durchführung dieser Arbeit nicht zur Verfügung.

4.5.2. Lokale Füllungsdefekte

Neben dieser charakteristischen Riefenbildung als Spiegel des inneren Markraumprofils, treten an manchen Stellen auch tatsächliche Füllungsdefekte auf. Sowohl im kortikalisbegrenzten Markkanal des Humerusschaftes als auch im spongiosabegrenzten Kopfbereich finden sich solche Füllungsdefekte. Hiermit sind Lakunen angesprochen, die sich in einigen transversalen Schichten finden. die sich an einzelnen Stellen zwischen Wand des Ballons und Begrenzung des Markkanals zeigen. Derartige Füllungsdefekte sind allerdings nur an wenigen Stellen zu finden und in der Ausdehnung sehr begrenzt (Millimeterbereich).

Derartige, größere Defekte sind vermutlich das bildmorphologische Korrelat der im Ballon verbliebenen Luft bei unzureichender Entlüftung (Abb. 27). Der im Methodenteil (Kap. 3.2.6) beschriebenen Entlüftung des Ballons kommt deshalb eine besondere Bedeutung zu. Eine weitere Erklärung für diese lokalen Füllungsdefekte kann durch die Materialeigenschaften des PET Ballon versucht werden. Möglicherweise ist die PET Wand des Ballons beim Befüllen mit begrenztem Füllungsdruck an einzelnen Stellen etwas rigider und dehnt sich deshalb nicht vollständig gegen die kortikale oder spongiöse Wand aus. Solche lokalen Defekte könnten in

größerem Ausmaß theoretisch die Stabilität des Implantats schwächen. Insgesamt ist der beobachtete Effekt zu gering, um mechanisch eine Rolle zu spielen.

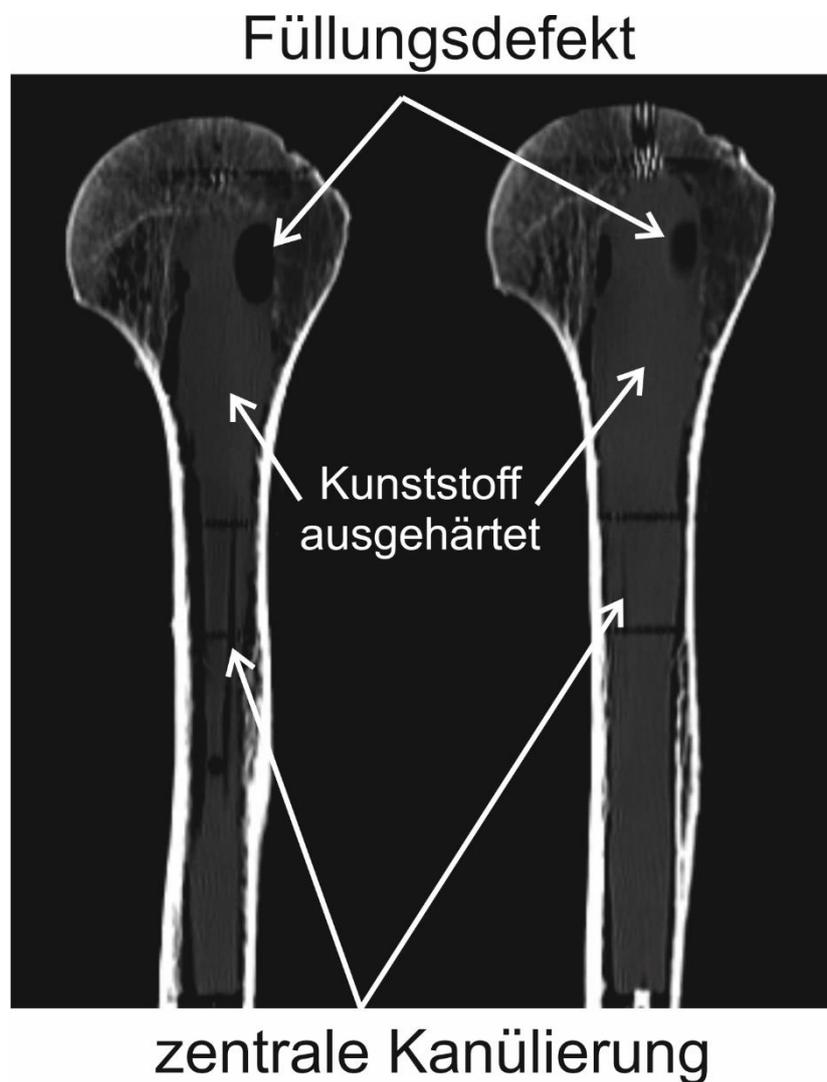


Abb. 27: Frontale CT-Rekonstruktion. In den frontalen Rekonstruktionsschichten sind, lokal begrenzt, runde, blasenförmig imponierende Füllungsdefekte erkennbar. Die zentrale Kanülierung des Ballons kommt an einigen Stellen in dieser Schicht ebenfalls zur Darstellung. Bei den meisten ausgewerteten Präparaten sind solche lokalen Defekte jedoch wesentlich kleiner ausgeprägt.

Auf den konventionellen Röntgenaufnahmen sind diese lokalen Defekte nicht zu erkennen. Allerdings kann man auch bei den neueren Ballons nicht davon ausgehen, dass die oben angesprochenen, lokal begrenzten Füllungsdefekte zur Darstellung kommen, zumal die Metallspirale auf der Außenhülle nur dann gut zu erkennen ist, wenn sich der Ballon weitgehend entfaltet hat, was im Kopfbereich des Humerus regelmäßig nicht der Fall ist.

4.6. Kortikale und spongiöse Räume

Die im Schaftbereich kräftig ausgebildete Kortikalis verschmälert sich im subcapitalen Bereich und ist im Kopfbereich nur als schmale kortikale Lamelle, die dem knorpeligen Belag unterliegt, vorhanden. In gleichem Maß, in dem die Kortikalis zum Kopf hin ausdünt, entsteht ein Geflecht von Knochenbälkchen, das die spongiöse Architektur des Kopfes repräsentiert. Im gesamten Kopfbereich wird der Markraum von Spongiosa begrenzt (Abb. 18).

Im Bereich des Humeruskopfes ändert sich die Charakteristik des Markraums grundlegend. Zum Apex des Humeruskopfes zu verjüngt sich der Markraum und läuft teilweise spitzzipfelig zu. Die Ausläufer des Markraums erreichen in den meisten Fällen nicht den subcortikalen Bereich des Humeruskopfes. Diese Ausdehnung des Markraums in den Kopf steht jedoch nicht in direkter Verlängerung der Achse des kortikal begrenzten Markkanals (Gausepohl et al. 2021), sondern weicht leicht nach lateral hin ab.

Zum einen erkennt man beispielhaft in Abbildung 22 medial einen gut abgrenzbaren spongiösen Körper, der die Kopfkalotte im Eigentlichen bildet zum anderen sind lateral die spongiösen Tubercula erkennbar, hier vor allem das Tuberculum majus. Zwischen diesen beiden Spongiosakörpern verläuft der im Alter proximalwärts in den Humeruskopf ausgedehnte Markkanal. Damit erklärt sich auch die leichte Abweichung des Markkanals im Kopf nach lateral, indem nämlich die Gelenkknorpel tragende Kalotte in einer Winkelung zum Schaft steht (Abb. 23), wobei die kranialen Anteile der Kalotte über die Zentralachse des Schaftes ragen und die Deviation des Markraums im Humeruskopf nach lateral bedingen (Abb.22).

4.6.1. Differenzierung zwischen Kopf und Schaft

Aus der oben dargestellten sehr unterschiedlichen Charakteristik des Markraums im Schaftbereich des Röhrenknochens gegenüber der Ausdehnung des Markraums in den Humeruskopf ergibt sich, dass bei der Bestimmung der Ballonvolumina eine Unterscheidung in den kortikalisbegrenzten Füllungsbereich des Schaftes und den spongiosabegrenzten Füllungsbereich des Humeruskopfes eingeführt wird. Als Grenze zwischen den beiden Bereichen wird eine subcapitale Ebene definiert, die den kortikospongiösen Übergang zum markiert (Abb. 28).

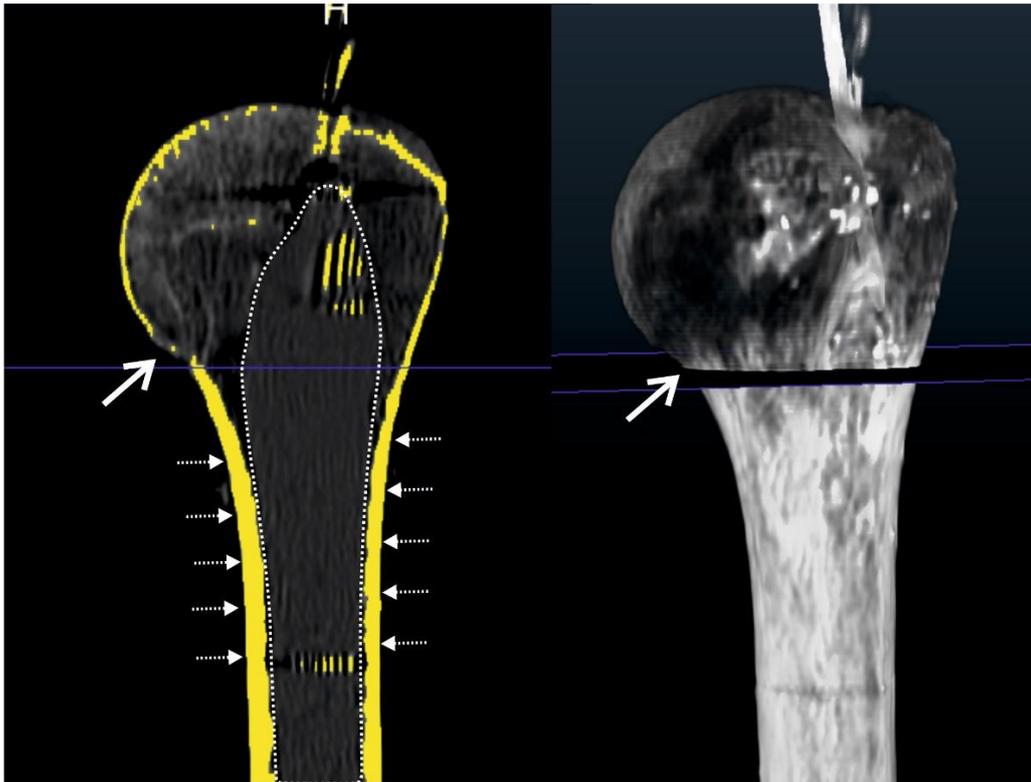


Abb. 28: Die Lage des Ballons in der frontalen Schicht ist mit einer gestrichelten Linie gekennzeichnet. Die Falschfarbenkodierung zeigt die hohe Dichte der Kortikalis an (gestrichelte Pfeile). Im Übergang vom Kopf, respektive vom Kalottenelement zum Schaft ist der Hals auf der Schicht und der 3-D-Rekonstruktion mit einem weißen Pfeil gekennzeichnet. Auch im Bereich des Tuberculum majus ist eine solche Ausdünnung der Kortikalis erkennbar.

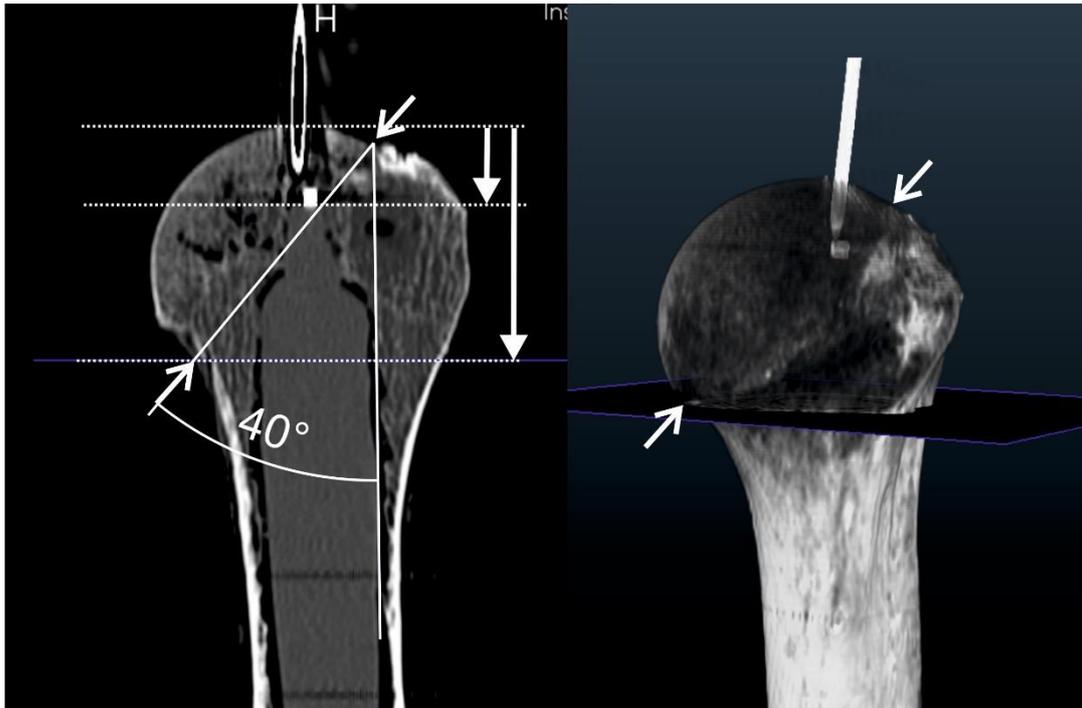


Abb. 29: Frontale Rekonstruktionsschicht links mit 3-D-Rekonstruktion rechts (Beispiel Ballon 28). Zur Winkelmessung der Kalotteninklination wurde die subcapitale Schicht auf der 3-D-Rekonstruktion markiert. Der Übergang vom Kopf in den Hals lässt sich auf diesen Darstellungen besser identifizieren. Die Messung des Winkels erfolgte entsprechend den rechts abgebildeten Pfeilen und beträgt hier 40°.

Zur Bestimmung des Abstandes vom Apex des Kopfes bis zur Spitze des Ballons wurde die Schicht in der frontalen Rekonstruktion gewählt, auf der die röntgendichte Markierung zu erkennen ist. Die zweite Messung erfasste die Höhe des Kopfes bis zur subcapitalen Linie. Auf der Grundlage dieser Überlegungen wurde aufgrund der großen bildmorphologischen Unterschiede hinsichtlich der weiteren Auswertung zwischen Kopf und Schaft unterschieden. Gerade hinsichtlich der Versorgung der häufigen subcapitalen Frakturen spielt diese Unterscheidung eine bedeutsame Rolle.

Die Gesamtlänge des Ballons wurde herstellereits mit 160 mm angegeben (Kap. 3.1.2). Diese Länge bezieht sich auf den gesamten Ballon („über alles“) Der im Sinne einer stabilisierenden Osteosynthese verwertbare Bereich ist etwas kürzer und beträgt etwa 140 bis 150 mm.

4.6.2. Ballonausdehnung im spongösen Bereich

In den Schnittbildern ist gut erkennbar, dass sich der Ballon auch im Kopfbereich nahezu vollständig ausgedehnt hat. Füllungsdefekte (siehe oben) sind, von Ausnahmen abgesehen, nur gering ausgeprägt. Es auch erkennbar, dass der Ballon sich nur im Bereich des natürlichen Markraums ausgedehnt hat. Eine Verdrängung der Spongiosa durch den Füllungsdruck ist nicht vorhanden. Dies ist vor allen durch die gleichmäßige Dichte der an den Ballon grenzenden Spongiosa erkennbar. Eine Verdichtung der Spongiosa durch das Zusammendrücken der Bälkchen und Druck des Ballons ist nicht vorhanden. Insgesamt sind

die Volumina der kunststoffgefüllten Ballonanteile im Kopfbereich durch die konische Konfiguration vermindert.

4.6.3. Ballonausdehnung im Schaftbereich

Vor allem in den proximalen Abschnitten zeigt sich ein großer Durchmesser des Ballons korrespondierend mit der oben dargestellten Charakteristik des natürlichen Markraums. Nach distal hin verjüngt sich der Ballon, wobei der natürliche Markraum im Wesentlichen gefüllt wird.

4.7. Ballonmechanik

4.7.1. Differenz technischer Durchmesser und Füllungsdurchmesser

Wie im Methodenteil bereits aufgeführt, hat das Implantat eine maximale Länge von 160mm und in Bezug auf den Durchmesser eine konische, sich von proximal nach distal verjüngende Form (20mm auf 10mm). Die vollständige Längenausdehnung konnte in jedem Präparat erreicht werden, die Ausdehnung im proximalen war durch die anatomischen Begebenheiten der Präparate begrenzt (siehe Kapitel 3.8.3).

4.7.2. Fältelungscharakteristik

Im Gegensatz zu den vereinzelt feststellbaren Füllungsdefekten (siehe oben), spielt die Fältelung der Ballonwand möglicherweise eine größere Rolle. Diese Fältelung kommt dadurch zu Stande, dass der Ballon sich im begrenzten Markraum an den meisten Stellen nicht vollständig entfalten kann. Je geringer die Entfaltung des Ballons ist, in desto höherem Maße ist eine Fältelung der Ballonwand zu erwarten.

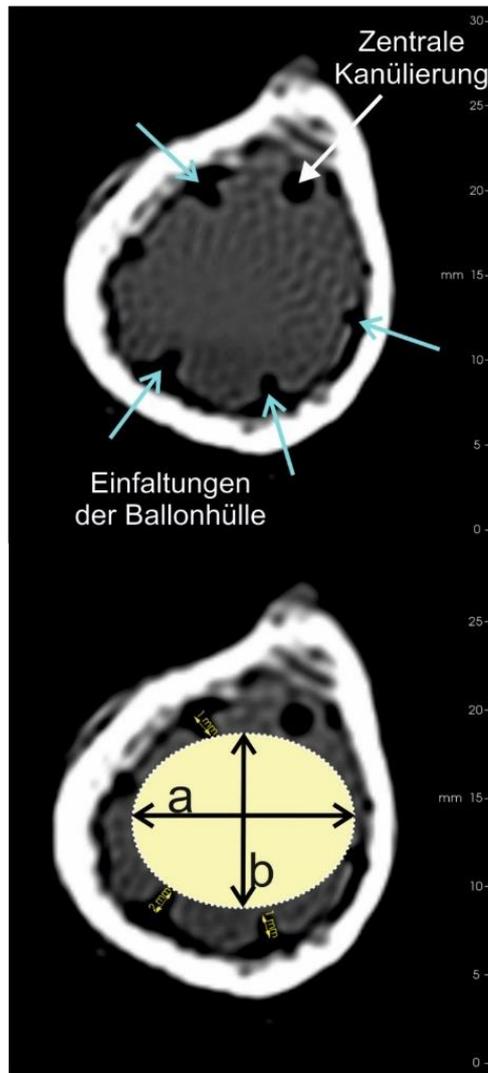


Abb. 30 Mit Querschnitt und ovalärer Geometrie zur Darstellung der Durchmesser in den beiden Hauptrichtungen (a = frontal und b = sagittal). Die Ellipse wurde so eingepasst, dass die Einfaltungen des Ballons außerhalb lagen. Die Hauptdurchmesser der Ellipse wurden als „chirurgisch verwertbarer“ Bereich bemessen.

4.7.3. Verwertbarer Ballondurchmesser

Nach Anfertigung entsprechender Rekonstruktionen wurde sowohl in coronarer als auch sagittaler Ebene der Corticalisdurchmesser sowie der Implantatdurchmesser von 15 mit dem Implantat gefüllten Präparaten bestimmt. Die Messungen (in Millimeter; Messungenauigkeit +/- 0,5mm) erfolgten auf Höhe des Collum chirurgicum sowie 4 Zentimeter weiter distal mit dem Längenmess-Tool des IMPAX Programms.

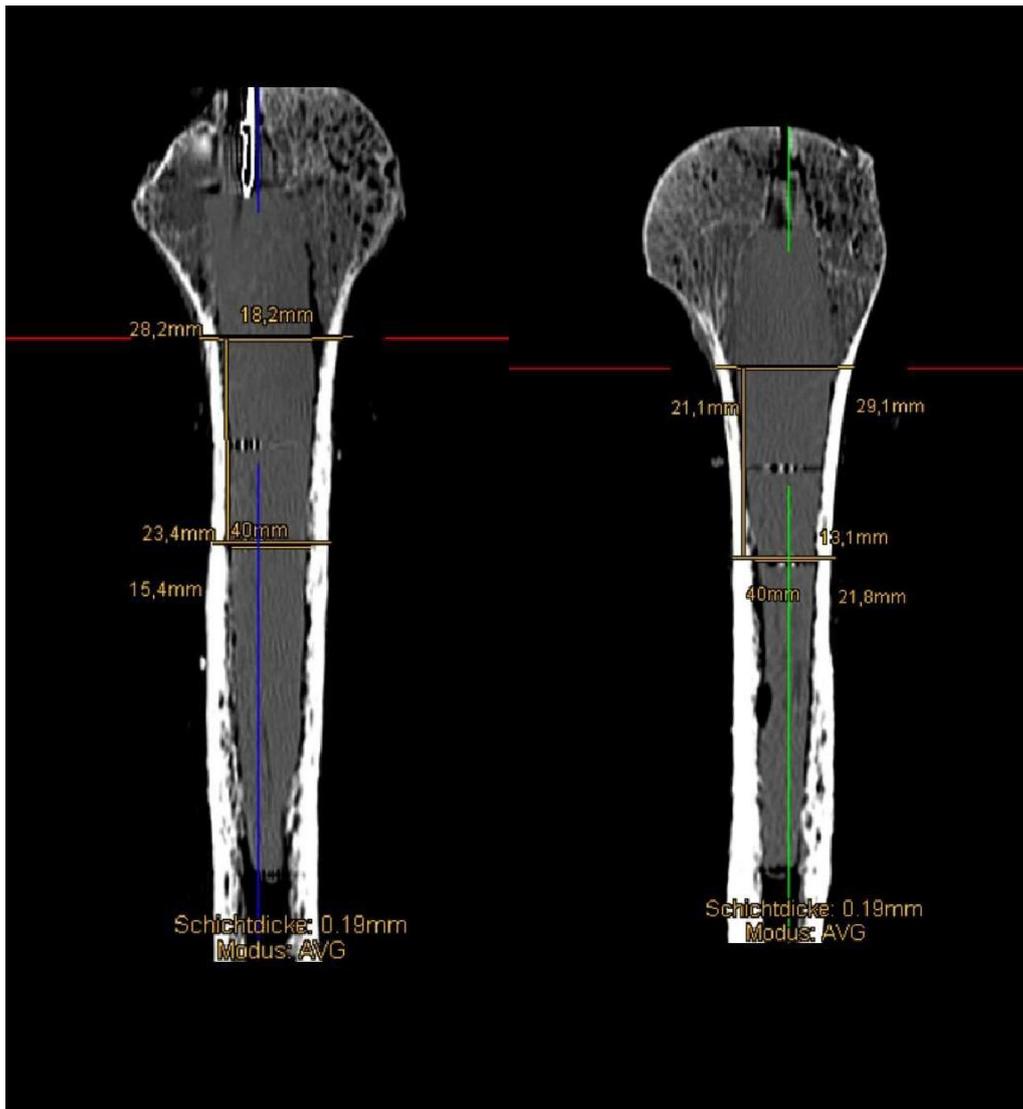


Abb. 31 Darstellung der Längenmessungen im IMPAX Programm

Die Messwerte sind nach Geschlecht sortiert, zur Veranschaulichung der Implantatgröße wurde das prozentuale Verhältnis des Implantatdurchmessers zum Außendurchmesser berechnet.

Tabellen 3 a) bis d): Die Messwerte der weiblichen Präparate, Außen- und Implantatdurchmesser jeweils in Coronar- und Sagittalebene und vier Zentimeter weiter distal, sowie der prozentuale Anteil der Implantatausdehnung in Relation zum Außendurchmesser.

3 a)

Nr.	Sex	C. chir. coronar Außen- durchmesser	C. chir. coronar Implantat- durchmesser	Prozentsatz Implantat zu Außendurchmesser
5	W	25,8	19,3	74,81%
21	W	27,7	19,5	70,40%
25	W	22,8	17,6	77,19%
27	W	26,0	18,3	70,38%
31	W	33,0	15,2	46,06%
35	W	29,0	16,8	57,93%
36	W	29,0	18,2	62,76%
39	W	26,9	17,7	65,80%

n=8	MW	27,53	17,83	65,67%
	Stdev	2,99	1,38	10,10%
	Min	22,8	15,2	46,06%
	Max	33,0	19,5	77,19%

3 b)

Nr.	Sex	4cm distal C. chir. coronar Außen- durchmesser	4cm distal C. chir. coronar Implantat- durchmesser	Prozentsatz Implantat zu Außendurchmesser
5	W	19,3	14,2	73,58%
21	W	18,9	12,7	67,20%
25	W	17,3	10,7	61,85%
27	W	20,6	12,9	62,62%
31	W	24,7	15,6	63,16%
35	W	21,1	13,9	65,88%
36	W	18,8	13,1	69,68%
39	W	20,9	14,9	71,29%

n=8	MW	20,20	13,50	66,91%
	Stdev	2,22	1,51	4,32%
	Min	17,3	10,7	61,85%
	Max	24,7	15,6	73,58%

3 c)

Nr.	Sex	C. chir. sagittal Außen- durchmesser	C. chir. sagittal Innen- durchmesser	Prozentsatz Implantat zu Außendurchmesser
5	W	21,3	16,3	76,53%
21	W	22,8	16,7	73,25%
25	W	18,3	13,8	75,41%
27	W	23,8	18,3	76,89%
31	W	26,9	17,1	63,57%
35	W	21,8	14,8	67,89%
36	W	24,5	18,8	76,73%
39	W	21,2	14,9	70,28%

n=8	MW	22,58	16,34	72,57%
	Stdev	2,57	1,75	4,90%
	Min	18,3	13,8	63,57%
	Max	26,9	18,8	76,89%

3 d)

Nr.	Sex	4cm distal Col. chir. sagittal Außen- durchmesser	4cm distal C. chir. sagittal Innen- durchmesser	Prozentsatz Implantat zu Außendurchmesser
5	W	18,0	11,1	61,67%
21	W	18,9	14,5	76,72%
25	W	17,0	10,7	62,94%
27	W	17,4	13,2	75,86%
31	W	26,5	17,1	64,53%
35	W	18,8	12,5	66,49%
36	W	18,5	12,1	65,41%
39	W	19,6	12	61,22%

n=8	MW	19,34	12,90	66,85%
	Stdev	3,01	2,07	6,09%
	Min	17,0	10,7	61,22%
	Max	26,5	17,1	76,72%

Tabellen 4 a) bis d): Die Messwerte der männlichen Präparate, Außen- und Implantatdurchmesser jeweils in Coronar- und Sagittalebene und vier Zentimeter weiter distal, sowie der prozentuale Anteil der Implantatausdehnung in Relation zum Außendurchmesser.

4 a)

Nr.	Sex	C. chir. coronar Außen- durchmesser	C. chir. coronar Implantat- durchmesser	Prozentsatz Implantat zu Außendurchmesser
13	M	32,8	20,2	61,59%
16	M	31,4	19,4	61,78%
28	M	34,2	18,4	53,80%
34	M	39,2	19,8	50,51%
38	M	26,1	17,4	66,67%
43	M	29,1	21,1	72,51%
46	M	28,4	18,5	65,14%

n=7	MW	31,60	19,26	61,71%
	Stdev	4,33	1,25	7,54%
	Min	26,1	17,4	50,51%
	Max	39,2	21,1	72,51%

4 b)

Nr.	Sex	4cm distal C. chir. coronar Außen- durchmesser	4cm distal C. chir. coronar Implantat- durchmesser	Prozentsatz Implantat zu Außendurchmesser
13	M	24,6	14,8	60,16%
16	M	22,6	14,3	63,27%
28	M	24,2	17,1	70,66%
34	M	28,0	15,3	54,64%
38	M	21,0	13,4	63,81%
43	M	21,8	13,1	60,09%
46	M	21,2	12,2	57,55%

n=7	MW	23,34	14,31	61,46%
	Stdev	2,48	1,62	5,14%
	Min	21,0	12,2	54,64%
	Max	28	17,1	70,66%

4 c)

Nr.	Sex	C. chir. sagittal Außen- durchmesser	C. chir. sagittal Innen- durchmesser	Prozentsatz Implantat zu Außendurchmesser
13	M	28,4	20,8	73,24%
16	M	31,4	20,3	64,65%
28	M	29,0	19,3	66,55%
34	M	29,4	18,6	63,27%
38	M	27,9	16,7	59,86%
43	M	28,2	18,2	64,54%
46	M	23,9	15,8	66,11%

n=7	MW	28,31	18,53	65,46%
	Stdev	2,27	1,82	4,08%
	Min	23,9	15,8	59,86%
	Max	31,4	20,8	73,24%

4 d)

Nr.	Sex	4cm distal Col. chir. sagittal Außen- durchmesser	4cm distal C. chir. sagittal Innen- durchmesser	Prozentsatz Implantat zu Außendurchmesser
13	M	27,9	16,4	58,78%
16	M	25,4	14,8	58,27%
28	M	23,3	14,1	60,52%
34	M	27,6	15,7	56,88%
38	M	23,2	14,9	64,22%
43	M	23,4	15,4	65,81%
46	M	21,6	11,3	52,31%

n=7	MW	24,63	14,66	59,54%
	Stdev	2,40	1,65	4,54%
	Min	21,6	11,3	52,31%
	Max	27,9	16,4	65,81%

Erwartungsgemäß verjüngt sich das Implantat nach distal, die minimale Ausdehnung der Implantate (im Schaftbereich) in den einzelnen Präparaten unterschreitet 10,7mm nicht, die maximale Ausdehnung (auf Höhe des Collum chirurgicum) beträgt 21,1mm. Das prozentuale Verhältnis zwischen Außendurchmesser und Implantatdurchmesser beträgt im Mittel zwischen 59,54% und 72,57%.

Wichtig zu beschreiben erscheint der chirurgisch zur Querverriegelung nutzbare Bereich des Ballons. Exemplarisch wurden aus den CT Schnitten auf drei Höhen axiale Bilder ausgewählt und ein rekonstruiertes Bild erstellt.

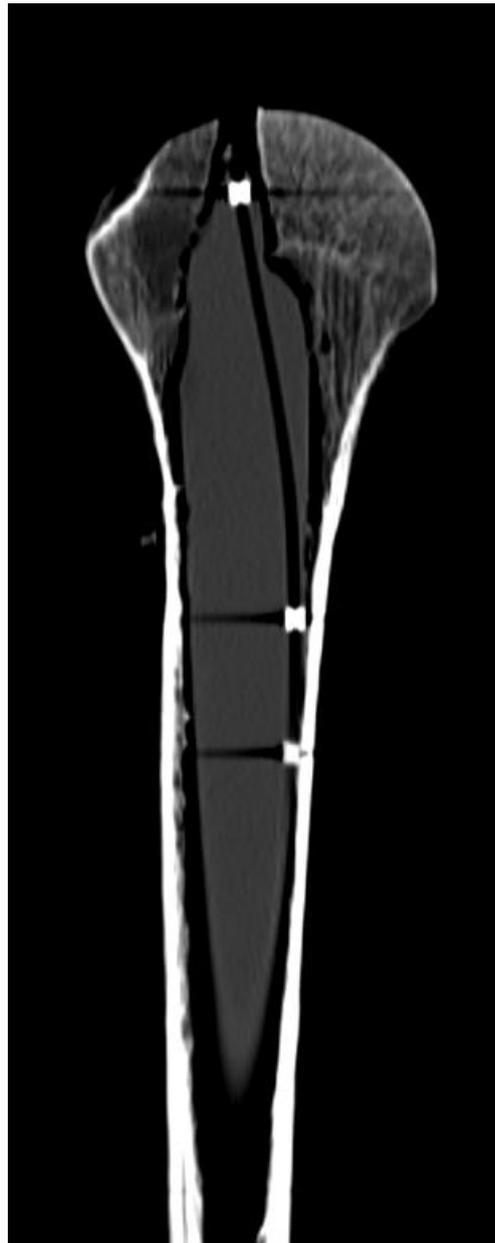
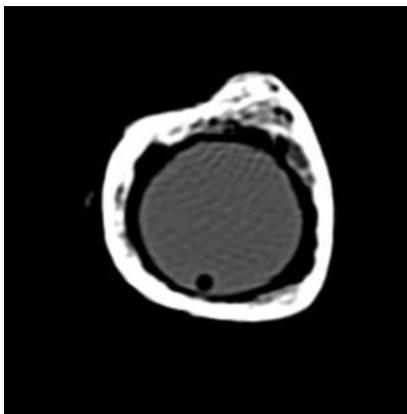
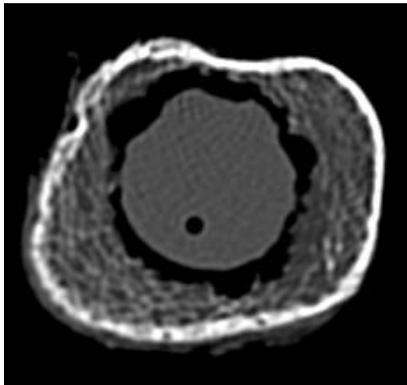
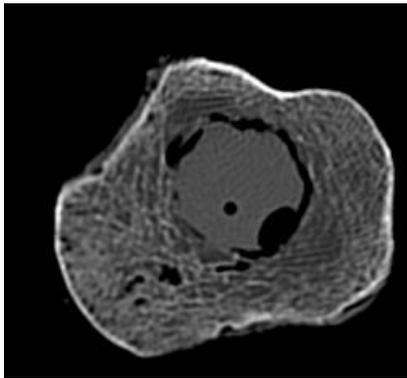


Abb. 32: Axiale Schnitte auf unterschiedlichen Höhen und coronare Rekonstruktion.

5. Diskussion

5.1. Ausprägung der humeralen Markhöhle

Die Ausprägung der humeralen Markhöhle ist interindividuell sehr variabel und zudem von unterschiedlichen Faktoren wie zum Beispiel dem Grad einer manifesten Osteoporose abhängig. Die Dimensionen des Humerus und auch die Morphologie seines Markkanals zeigt neben grundsätzlichen, statistisch signifikanten Unterschieden (siehe Ergebnisteil) des Geschlechts auch (teils erhebliche) Unterschiede zwischen verschiedenen Populationen (Popsula et al., 2004). Hinzu kommen Veränderungen der Knochensubstanz des Individuums, die sich zwar regelhaft im Laufe des Lebens entwickeln aber bei jedem Menschen unterschiedlich stark ausgeprägt sind.

5.2. Alterstypische Veränderungen am Humerus

Die Geometrie des Röhrenknochens zeigt beim alten Menschen typische Anpassungsvorgänge. Mit der Entwicklung eines zunehmenden ossären Umbaus findet eine Umverteilung der Knochensubstanz auch im Bereich der Knochenröhre statt. Dieser Prozess ist allerdings interindividuell hinsichtlich Ausprägung sehr unterschiedlich. Letztlich aber kommt es Erweiterung des Markkanals und konsekutiv zur Verbreiterung des Knochenquerschnitts, wobei die grundsätzliche Statik erhalten bleibt. Man kann diesen Vorgang in gewisser Weise als Materialökonomie verstehen. In ähnlicher Weise zeigen sich solche Veränderung auch im Bereich des Humeruskopfes. Die im Jugendalter ausgeprägte spongiöse Füllung des Kopfes bildet sich zurück. Die Ausrichtung der spongiösen Bälkchen folgt aber weiterhin der biomechanischen Notwendigkeit. Auf den CT Abbildungen (z. B. Abb. 32) ist die typische Bälkchenarchitektur im Alter sehr gut visualisiert. Die Ausrichtung dieser Bälkchen folgt, wie spätestens seit den grundlegenden Arbeiten von Powells am proximalen Femur bekannt (Pauwels F. 1948 und 1974), den biomechanischen Hauptbelastungslinien (Trajektorien). Am Humeruskopf zeigt sich eine stränig konfigurierte Spongiosa mit Zugrichtung von der medialen Knochenseite auf den knorpeltragenden Kopfanteil zu. Auch im lateralen Abschnitt des Kopfes sind die prominenten Tuberkel mit einer der mechanischen Belastung entsprechend orientierten Spongiosa unterlagert. Zwischen diesen beiden Bereichen findet sich ein knochenleerer Bereich. Die Beobachtung ist bereits für das proximale Femur hinreichend beschrieben und unterstreicht die alterstypischen Veränderungen unter Erhalt der Biomechanik (vgl. Wardsches Dreieck).

Dieser erweiterte ‚Markraum‘ des älteren Menschen ist offensichtlich biomechanisch funktionslos und lediglich Ausdruck der oben erwähnten Materialökonomie. Für die hier untersuchte Ballontechnik hat er insofern große Bedeutung, als dass eine Füllung dieses Raumes die natürlichen Knochenverhältnisse nicht stört. Dieser intrakapitale Raum kann zur Stabilisierung subcapitaler Frakturen mit einem Ballon genutzt werden.

5.3. Ballonausdehnung im Humeruskopf

Die Abbildungen 27 und 29 zeigen die typischerweise zipfelförmige Füllung des Ballons im Humeruskopf. Der Querschnitt des gefüllten Ballons nimmt im Kopfbereich proximalwärts stark ab. Die dargestellten Verhältnisse machen deutlich, dass im Kopfanteil des Ballons kaum eine sichere Verriegelung quer zur Ballonachse erfolgen kann, legt man gebräuchliche Durchmesser von Verriegelungsschrauben (Kleinfragmentsystem 3,5 mm Außendurchmesser) zu Grunde. Lediglich im subcapitalen Bereich (vgl. Tabellen 3 und 4) ist die Ausdehnung des Ballons regelhaft so groß, dass eine nach medial aufsteigende Schraube (also in einem gewissen Winkel zur Längsachse des Ballons angelegt) den Kopf stabilisieren könnte. Es handelt sich hier aber um eine rein theoretische Erwägung, da es sich ja im Falle einer Stabilisierung nahezu immer um eine Fraktursituation handeln dürfte und die Fragmentstellung auf die Verwendung einer Verriegelungsschraube großen Einfluss hat. Eine Ausnahme stellen drohende pathologische Frakturen dar, die prophylaktisch stabilisiert werden können und bei denen die anatomischen Verhältnisse deshalb weitgehend noch erhalten sind.

5.4. Ballonausdehnung im Schaftbereich

Im Schaftbereich findet sich regelhaft eine nahezu vollständige Ausfüllung des Markraums (vgl. Tabellen 3 und 4). Da der quere Durchmesser der Ballons den des Knochenröhrenquerschnitts in allen Fällen übertraf, legte sich die Wand des PET Ballons beim Auffüllen flächig auf die innere Oberfläche der Markhöhle.

Die erreichten Durchmesser des Implantats sowohl im subcapitalen als auch im proximalen Schaftbereich übertreffen regelhaft die zur intramedullären Versorgung verfügbaren metallischen Nagelsysteme.

Mit dem Durchmesser des ausgehärteten Ballons ist für eine Verriegelung mit herkömmlichen Schrauben (3,5 mm Außendurchmesser, 2,5 mm Kerndurchmesser) ausreichend Substanz vorhanden. Der ausgehärtete Kunststoff lässt sich mit einem Bohrer (2,5 mm) an jeder Stelle durchqueren. Die Schraube kann nach dem Vorbohren ohne ein Gewinde vorzuschneiden eingedreht werden. Dies ist den Materialeigenschaften des Polymers geschuldet. Die Applikation einer oder mehrerer Schrauben an beliebiger Stelle des Ballons scheint ein Vorteil der Technik zu sein, kann man doch in Ergänzung des intramedullären Implantats an gewünschter Stelle eine Osteosyntheseplatte anbringen. Die Möglichkeiten einer Verbundosteosynthese in diesem Zusammenhang sollen hier jedoch nur am Rande angesprochen werden, da sie nicht Hauptthema der Arbeit sind.

Die Verriegelung eines Nagelimplantates ist z.B. dann erforderlich, wenn die Klemmwirkung des Nagelimplantates nicht ausreicht und durch eine mehrfragmentäre Fraktursituation ein sekundäres, axiales Sintern der Fraktur oder eine Torsion befürchtet werden muss. Inwieweit

sich das hier untersuchte Kunststoffimplantat und seine mechanischen Eigenschaften für derartige Fraktursituation eignen, bleibt eigenständigen Untersuchungen vorbehalten.

Eine Verriegelung ist auch erforderlich, wenn die Knochenröhre durch das Markraumimplantat zwar gegen Seitverschiebungen und Verkippen geschützt ist, aber eine Torsion der Knochenanteile im Frakturbereich aufgrund der nicht ausreichenden Klemmwirkung nicht entgegenwirken kann. Hier zeigen sich Vorteile eines individuell angepassten intramedullären Implantates. Einerseits ist eine Knochenröhre in der Regel nicht rund, sondern zeigt immer einen angenäherten ovalären Querschnitt, der alleine schon einer Torsion entgegenwirkt, wenn das Implantat die innere Form ausfüllt. Andererseits zeigen die im Ergebnisteil dargestellten Querschnitte zahlreiche Unregelmäßigkeiten der Ballonwand, die unter anderem durch in die Knochenröhre ragende Spongiosaleisten über die gesamte Länge des untersuchten Knochenabschnitts nachgewiesen werden könnten. Die innere Kontur des kortikalen Knochenabschnitts ist also nicht glatt und die Wand des aufgefüllten Ballons erzeugt damit eine Art Verzahnungseffekt an multiplen Stellen, so dass in der Gesamtwirkung eine Torsionsstabilität erzeugt wird, so dass auf zusätzliche Verriegelungsschrauben verzichtet werden kann. Sehr eindrücklich lässt sich dies an anatomischen Schnitten in Abbildung 18 erkennen. Das gilt nur dann, wenn der Ballon vollständig aufgefüllt wird und die Ballonwand die Knochenröhre erreicht.

Zur möglichen Entfernung des Kunststoffimplantates und der damit verbundenen Idee einer Unterfüllung des Ballons soll weiter unter kurz Stellung genommen werden.

5.5. Füllungszustand des Ballons und Anpassung an den Markraum

Inwieweit sich der Ballon in gefülltem Zustand an die räumlichen Verhältnisse des individuellen Markraums anpassen kann, hängt einerseits vom Durchmesser des Markraums, andererseits von der Größe des Ballons ab. Wie im vorigen Abschnitt beschrieben, bedingt die Altersinvolution eine deutliche Veränderung der intramedullären Verhältnisse. Nicht nur die Ausdehnung des spongiosafreien Raumes in den Kopf ist bemerkenswert, sondern auch die individuell sehr unterschiedliche Weitung des medullären Raumes im Schaftbereich (siehe Messdaten im Ergebnisteil). Mit dem konischen Design der hier verwendeten Ballons (siehe Kapitel Material und Methoden) sollte der karottenähnlichen Konfiguration des Markraums beim älteren Menschen genüge getan werden. Die Ballongröße wurde auf der Grundlage früher erhobener Daten des humeralen Markraums bei älteren Menschen bestimmt (Gausepohl T. et al 2021).

Bei einigen Präparaten zeigte sich eine vollständige oder nahezu vollständige Füllung des medullären Raumes. In diesen Fällen legt sich die Ballonhülle idealer Weise an die Innere Wand der Knochenröhre an und sorgt durch den engen Kontakt mit der unregelmäßig geformten inneren Oberfläche für eine Art Verzahnungseffekt zwischen Knochen und Ballon

(siehe Kapitel Verriegelung). Bei einer geringeren Anzahl von Präparaten konnte trotz vollständiger Entfaltung des Ballons kein Kontrakt mit der Knochenwand hergestellt werden. In diesen Fällen verhält sich der Ballon im Schaftbereich ähnlich einem Metallnagel, der ja die unterschiedliche Weite des Markraums entlang der Schaftachse nicht füllen kann und deshalb stets unterdimensioniert ist. Eine Torsionsstabilität ist in diesen Fällen nicht anzunehmen (siehe Kapitel Verriegelung).

In den proximal gelegenen Abschnitten des Markkanals und insbesondere im Bereich des Humeruskopfes ist der Ballon stets von spongiösem Knochen umgeben. Hier kommt es regelhaft zu einer unvollständigen Füllung des Ballons und in der Folge zu einer irregulär geformten, den örtlichen Verhältnissen angepassten Ballongeometrie.

Wenn der technisch mögliche Durchmesser des verwendeten Ballons den Durchmesser des Markraums überschreiten und eine vollständige Entfaltung des Ballons somit nicht erfolgen kann, finden sich teilweise multiple Fältelungen in der Hülle. Diese Fältelungen müssen vom mechanisch wirksamen Durchmesser des Ballons abgezogen werden. Die Auswertung hat aber ergeben, dass der Grad dieser Einfaltungen im Verhältnis zum Gesamtdurchmesser des Ballons an der jeweiligen Stelle nicht ins Gewicht fällt.

Ein anderer, wesentlicher Aspekt mit diesem Bezug ist die teils ausgeprägte Verzahnung des Ballons mit der Knochenwand unter dem Aspekt der Implantatentfernung. Der Markraum des Humerus ist zwar, wie wir gesehen haben, von seiner trichterartigen Konfiguration her eigentlich ideal geeignet, mit einem derartigen Implantat befüllt zu werden, indem er nämlich keinerlei Isthmus aufweist und von proximal nach distal recht regelmäßig im Durchmesser abnimmt, es kommt aber bei der Entfernung eines raumfüllenden Ballons vermutlich aufgrund der intensiven Verzahnung mit der wandständigen Spongiosa doch zu Schwierigkeiten.

Es wäre bei geplanter Entfernung des Ballons deshalb zu erwägen, den Füllungszustand des Ballons bewusst geringer zu halten, um eine derartige Verklemmung zu vermeiden. Dann aber muss man sich bewusst sein, dass die Torsionsstabilität in gleichem Maß vermindert wird.

5.6. Verzahnungseffekt und Verriegelung

Verriegelungsschrauben für Stahlnägel sind am Markt in verschiedenen Durchmessern erhältlich. Die Größe des Durchmessers hängt dabei wesentlich von der Stärke des verwendeten Nagels und von der Art des Nagelsystems ab. Eine Schwächung des Nagels im Bereich der Verriegelungsschraube muss verhindert werden. Da der Schaftdurchmesser des Humerus vor allem im distalen Anteil aufgrund der konischen Charakteristik der Markhöhle auch im höheren Lebensalter selten Durchmesser von mehr als neun Millimetern zulässt, sind Verriegelungsschrauben in der Regel nicht größer als 3,5 mm. Damit verbleiben an den Seiten des Verriegelungsloches bei diesem Beispieldurchmesser etwas mehr als 2,5 mm. Da aufgrund des Materials (Kunststoff) eine Durchbohrung an beliebiger Stelle möglich ist, ist

auch die Möglichkeit der Verriegelung an jeder gewünschten Stelle möglich. Proximal, in der subkapitalen Region, sind die Verhältnisse besonders bei älteren Menschen mit weiten Markräumen für eine Verriegelung günstig.

Allerdings scheint eine Verriegelung des Ballons, mit dem Ziel eine Torsionsstabilität im Schaftbereich herzustellen in den meisten Fällen nicht erforderlich, da der voll entfaltete Ballon in dem unregelmäßig geformten Markraum eine Verdrehung des Ballons gegenüber der Knochenröhre kaum zulässt. Dieser (aufgrund der Technik bei vollständiger Füllung dargestellte) Effekt der ‚Verzahnung‘ des Implantates mit der Wand der Knochenröhre dürfte in den meisten Fällen ausreichen. Daten hierzu liegen allerdings nicht vor. Die experimentelle Erstellung solcher Daten wäre einer gesonderten Studie vorbehalten.

Anders verhält es sich mit der Verriegelung zur Stabilisierung eines Kalottenfragmentes. Die im Ergebnisteil ausführlich dargestellten Beispiele lassen es wünschenswert erscheinen, unter Nutzung des Ballonanteils im Kopf Verriegelungsschrauben im Kalottenfragment unterzubringen.

Hierin kann man zugleich den Vorteil eines solchen Systems gegenüber präformierten, industriell hergestellten Metallimplantaten erkennen, indem nämlich eine Verriegelung an jeder beliebigen Stelle des Ballons erfolgen kann.

Die in Kapitel 4 ausführlich dargestellten Daten zeigen allerdings, dass mit der hier untersuchten Technik, insbesondere ohne eine weitere Vorbereitung des Markraums, oder genauer, ohne eine Erweiterung des spongiosafreien Bereichs im Kopf nicht regelmäßig ausreichend Kunststoffsubstanz vorhanden ist. In der Realität mag das Problem weniger gravierend sein, wenn im Normalfall der Ballon antegrad eingebracht wird und eine gewisse ‚Weitung‘ des freien Raumes schon durch die Präparation des Zugangs erfolgt.

5.7. Probleme und Chancen

5.7.1 Herausforderungen in der technischen Anwendung

Die Ballonfüllung

Die Füllungsproblematik wurde bereits an den Beispielen im Ergebnisteil dargestellt. Da die Technik innovativ ist und eine intraoperative Vorbereitung des Implantats erforderlich ist, wird man eine gewisse Lernkurve erwarten. Kritisch ist dabei insbesondere, die notwendige vollständige Entlüftung des Ballons zu erzielen. Auch die ausreichende Befüllung des Ballons bedarf einer gewissen Erfahrung mit dem Instrumentarium. Einige der hier besprochenen Füllungsdefekte lassen sich mit entsprechender Expertise möglicherweise vermeiden. Hilfreich bei der Erkennung relevanter Füllungsdefekte ist die vorerwähnte, auf die Außenhülle

aufgedampfte Metallspirale, über die die neueren Ballons verfügen, welche aber für diese Arbeit noch nicht zur Verfügung standen.

Zielmöglichkeit für Verriegelung

Auch wenn der Ballon an jeder beliebigen Stelle durchbohrt werden kann, so ist es aus grundsätzlichen mechanischen Überlegungen sicherlich sinnvoll mit einer Verriegelungsschraube die Mitte des Ballons zu treffen. Ein Zielinstrumentarium ist derzeit nicht vorhanden. Damit besteht die Gefahr, dass eine Schraube zur Fixierung eines Kalottenfragmentes den Ballon nur randständig durchläuft und eine ausreichende Verankerung im Ballon nicht erzielt wird.

Entfernung des Implantats

Das hier untersuchte Implantat ist für den dauerhaften Verbleib im Knochen vorgesehen. Eine routinemäßige Materialentfernung ist nicht angedacht. Bei einer Fraktur des Knochens im Bereich des Implantats, z.B. durch erneuten Sturz auf die Extremität, kann das Kunststoffimplantat in situ belassen werden und z.B. eine Plattenosteosynthese durchgeführt werden, da die Plattenschrauben an jeder beliebigen Stelle des Ballons eingebracht werden können.

Das Problem Implantatentfernung darf dennoch nicht unterschätzt werden. Durch die oben ausführlich dargestellte ‚Verzahnung‘ des Ballons mit der knöchernen Umgebung, kann die Entfernung, wenn sie notwendig sein sollte, ausgesprochen aufwendig sein. Vergleichbar mit der Entfernung von Prothesenzement beim Prothesenwechsel, kann bei der Entfernung des Ballons ein relevanter Knochenschaden entstehen. Ein spezielles Instrumentarium (auf der Basis von Ultraschall) zur leichteren Entfernung des Ballons ist in Entwicklung.

Ein weiterer Ansatz, das Problem einer übermäßigen Verklebung des Ballonimplantats in der Knochenröhre zu lösen, ist die kontrollierte ‚Unterfüllung‘ des Ballons. Dies führt jedoch zwangsläufig zu einer Reihe anderer Probleme, von denen die verminderte Torsionsstabilität beispielhaft genannt werden soll. Auch kann die Verminderung des Volumens in engen Markräumen die Bruchfestigkeit des Implantats negativ beeinflussen.

5.7.2. Chancen und zukünftige Entwicklungsmöglichkeiten

Die weitere Entwicklung dieser Technik betrifft einerseits die Ballons selbst, andererseits aber auch die Einbeziehung anderer, herkömmlicher Osteosynthesetechniken.

Ergänzende Osteosynthesetechniken

In der vorliegenden Form ist die Ballontechnik im Sinne einer ‚stand alone‘ Technik untersucht worden. Der proximale Humerus vor allem des älteren Menschen eignet sich besonders für diese Technik, da der Markraumdurchmesser im subcapitalen Bereich altersbedingt ausgesprochen weit ist und dementsprechend viel Material untergebracht werden kann. Denkbar sind jedoch auch Stabilisierungsvarianten, bei denen der Kunststoffballon zusammen mit einem Metalldraht (z.B. Bündelnagel) angewendet wird. Dabei könnten sich die unterschiedlichen Materialeigenschaften ergänzen. Es wird zukünftigen Entwicklungen vorbehalten sein, nach neuen Kombinationen und Anwendungsmöglichkeiten zu suchen.

Retrograde Nagelung

Die Darstellung in dieser Arbeit bezieht sich ausschließlich auf die proximale Humerusfraktur und eine antegrade Applikationstechnik. Der Anwendungsbereich kann jedoch auch auf andere Knochenbereiche ausgedehnt werden. Denkbar ist in diesem Zusammenhang auch eine retrograde Ballontechnik. Dabei sind als Eintrittspunkte für den Ballon die Epikondylen im distalen Bereich des Humerus ein vielversprechender Ansatz. Das Ballondesign müsste entsprechend angepasst werden (Länge und von distal nach proximal ansteigender Durchmesser). Solche Möglichkeiten könnten anhand einer ähnlich angelegten Studie untersucht werden.

Der Ballon als Augmentation einer herkömmlichen Osteosynthese

Ein besonderes Potential der Ballontechnik kann in der Möglichkeit gesehen werden, die geschwächte innere Struktur eines Röhrenknochens zu verstärken. Diese Überlegung geht in die Richtung einer Verbundosteosynthese, indem, minimal invasiv, ein Ballon in den Markraum eingebracht wird und anschließend planmäßig eine Plattenosteosynthese erfolgen kann. Die Positionierung der Plattenschrauben ist, wie oben besprochen, aufgrund des

Kunststoffmaterials beliebig. Eine solche Technik kann dann in Erwägung gezogen werden, wenn die knöcherne Substanz absehbar keinen ausreichenden Schraubenhalt bietet.

5.7.3. Retrograde Applikation des Implantats

Die retrograde Applikation des Ballons wurde aus experimentellen Gründen gewählt. Auf diese Weise konnte geronnenes Blut und Fett aus der Markhöhle zuverlässig entfernt werden. Insbesondere aufgrund der Fixiermethode der Präparate (Formalin-Alkohol) wäre eine Reinigung über einen kleinen antegraden Zugang nicht möglich gewesen. Ein Nachteil dieser Präpariertechnik ist, dass der Ballon nicht in allen Fällen bis in die proximale subchondrale Kortikalis des Humeruskopfes vorgeschoben werden konnte (vgl. Abb. 18) Bei antegrader Verwendung des Ballons kann dieser Nachteil ausgeglichen werden. Man gewinnt damit einige Millimeter Ballonstrecke im Kopfbereich. Wenn eine größere Kunststofffüllung des Kopfes angestrebt wird, müsste der Kopfraum z.B. mit einem Bohrsystem erweitert werden.

5.7.4. Unschärfe der Auswertung

Die Auswertung unterliegt aufgrund des experimentellen Designs einer gewissen ‚Unschärfe‘. Die computertomographische Darstellung des Knochens und des Ballons erfolgt über dichteabhängige Grauwerte (256 Grauwertstufen pro Bildpunkt). Da die Dichtewerte des Ballons teilweise nahe an den Dichtewerten der im Markraum vorhandenen Knochen trabekeln lagen oder sich mit diesen überschneiden, war eine automatisierte Segmentierung nicht möglich. Deshalb erfolgte die Diskriminierung zwischen Knochenstruktur und Ballon auf manchen Schnitten aufgrund der visuellen Einschätzung der Untersucher, wobei auch die am ehesten zutreffende Form des Ballons mit einbezogen wurde. In der Darstellung wurden die hohen Dichtewerte und die niedrigsten Dichtewerte subtrahiert. Übrig bleibt ein Grauwertbereich, der sowohl den Ballon als auch die randständige Spongiosa erfasst.

5.7.5. Grenzen der Bewertung

Abschließend soll die hier vorgestellte Untersuchungstechnik bewertet werden. Die retrograde Applikationstechnik des Ballons bot den Vorteil insbesondere die Spongiosa im Kopfbereich des Humerus, auf die es in besonderem Maße ankam, im geringsten möglichen Maß zu destruieren. Es sollten die natürlichen Verhältnisse der Knochensubstanz im Zusammenhang mit dem Ballon untersucht werden. Als Nachteil hat sich dabei herausgestellt, dass die sehr weit kranial gelegenen Spongiosaräume nicht instrumentiert werden konnten. Die Antwort auf die Frage, in welchem Maß die Ausdehnung des Ballons vermehrt werden kann, und ob Verriegelungsschrauben zur Stabilisierung des Kalottenfragmentes ausreichend im Ballon verankert werden können, bleibt die Untersuchung schuldig.

Ein weiteres Problem ist die ausschließlich bildmorphologische Betrachtung, die in der Natur dieses experimentellen Vorgehens liegt. Die neben der morphologischen Ausprägung des Ballons ebenso wichtigen Fragen zur mechanischen Stabilität waren nicht Gegenstand dieser Untersuchung.

Mit der Untersuchung eines geriatrischen Spenderkollektivs können grundsätzlich wichtige Erkenntnisse zum Verhalten des Ballons im Knochen gesammelt werden. Eine tatsächliche Fraktursituation kann allerdings auf diese Weise nicht simuliert werden. Die frakturbedingte Instabilität und die tatsächliche Fragmentierung des Knochens (siehe Klassifikation im Kapitel 2.4.) verändern naturgemäß auch die Form des Markraums. Die Übertragung vom Experiment auf die tatsächliche Frakturversorgung muss deshalb mit der gebotenen Vorsicht geschehen. Dieser Untersuchungsansatz kann deshalb nur als ein Baustein bei der Evaluation dieses neuen Osteosyntheseverfahrens verstanden werden.

6. Literaturverzeichnis

1. Aytac SD, Schnetzke M, Hudel I, Studier-Fischer S, Grützner PA, Gühring T (2014) High bone consolidation rates after humeral head-preserving revision surgery in non-unions of the proximal humerus.
Z Orthop Unfall. 2014 Dec;152(6):596-602. doi: 10.1055/s-0034-1383208. Epub 2014Dec 22.PMID: 25531521 German.
2. Blonna D, Castoldi F, Scelsi M, Rossi R, Falcone G, Assom M (2010) The hybrid technique: potential reduction in complications related to pins mobilization in the treatment of proximal humeral fractures.
J Shoulder Elbow Surg. 2010 Dec;19(8):1218-29. doi: 10.1016/j.jse.2010.01.025. Epub 2010 May 8.
3. Blum J, Hansen M, Rommens PM (2009) Angle-stable intramedullary nailing of proximal humerus fractures with the PHN (proximal humeral nail) Oper Orthop Traumatol. 2009 Sep;21(3):296-311.
doi: 10.1007/s00064-009-1806-4.
4. Brunner U H: Kopferhaltende Therapie der proximalen Humerusfraktur (2010) Habermeyer P, Lichenberg S, Magosch P: Schulterchirurgie Elsevier GmbH München. Vierte Auflage 2010: Seite 511-556.
5. Brunner A, Weller K, Thormann S, Jöckel JA, Babst R. Closed reduction and minimally invasive percutaneous fixation of proximal humerus fractures using the Humerusblock. J Orthop Trauma. 2010 Jul;24(7):407-13. doi: 10.1097/BOT.0b013e3181c81b1c. PMID: 20577070.
6. Codman E.A: Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions on or about the subacromial bursa. Boston, Massachusetts 1934, Seite 313 – 331.
7. Drake GN1, O'Connor DP, Edwards TB. Indications for reverse total shoulder arthroplasty in rotator cuff disease. Clin Orthop Relat Res. 2010 Jun;468(6):1526-33. doi: 10.1007/s11999-009-1188-9.
8. Füchtmeier B, May R, Fierlbeck J, Hammer J, Nerlich M. A comparative biomechanical analysis of implants for the stabilization of proximal humerus fractures. Technol Health Care. 2006;14(4-5):261-70.PMID: 17065749

9. Gausepohl T, Sohrabi K, Hoffmann F, Koebke J. Characteristics and dimensions of the humeral cavity in elderly patient. Anatomical data base as a basis for intramedullary nailing an stem design in shoulder arthroplasty. *J Case Rep Med* 2021 10 (1): 7-12. Doi: 10.25149/jocrm.v10i1.226.
10. Garofalo R1, Flanagan B2, Castagna A3, Lo EY4, Krishnan SG2. Long stem reverse shoulder arthroplasty and cerclage for treatment of complex long segment proximal humeral fractures with diaphyseal extension in patients more than 65 years old. *Injury*. 2015 Dec;46(12):2379-83. doi: 10.1016/j.injury.2015.09.024. Epub 2015 Oct 9.
11. Gracitelli MEC1, Malavolta EA1, Assunção JH1, Ferreira Neto AA1, Silva JS1, Hernandez AJ1. Locking intramedullary nails versus locking plates for the treatment of proximal humerus fractures. *Expert Rev Med Devices*. 2017 Sep;14(9):733-739. doi: 10.1080/17434440.2017.1364624. Epub 2017 Aug 17.
12. Habermeyer und Schweiberer *Frakturen des proximalen Humerus Orthopäde* 1998, 18: 200-207.
13. Habermeyer *Schulterchirurgie*; 1997
14. Handoll H1, Brealey S2, Rangan A3, Keding A2, Corbacho B2, Jefferson L2, Chuang LH4, Goodchild L5, Hewitt C2, Torgerson D2. The ProFHER (PROximal Fracture of the Humerus: Evaluation by Randomisation) trial - a pragmatic multicentre randomised controlled trial evaluating the clinical effectiveness and cost-effectiveness of surgical compared with non-surgical treatment for proximal fracture of the humerus in adults. *Health Technol Assess*. 2015 Mar;19(24):1-280. doi: 10.3310/hta19240.
15. Helfen T1, Siebenbürger G2, Mayer M2, Böcker W2, Ockert B2, Haasters F2. Operative treatment of 2-part surgical neck fractures of the proximal humerus (AO 11-A3) in the elderly: Cement augmented locking plate Philos™ vs. proximal humerus nail MultiLoc®. *BMC Musculoskelet Disord*. 2016 Oct 28;17(1):448.
16. Hessmann MH, Hansen WS, Krummenauer F, Pol TF, Rommens P Locked plate fixation and intramedullary nailing for proximal humerus fractures: a biomechanical evaluation. *J Trauma*. 2005 Jun;58(6):1194-201. doi: 10.1097/01.ta.0000170400.68994.ab.PMID: 15995470

17. Howard L1, Berdusco R2, Momoli F3,4,5, Pollock J1, Liew A1, Papp S1, Lalonde KA1, Gofton W1, Ruggiero S1, Lapner P6. Open reduction internal fixation vs non-operative management in proximal humerus fractures: a prospective, randomized controlled trial protocol. *BMC Musculoskelet Disord*. 2018 Aug 18;19(1):299. doi: 10.1186/s12891-018-2223-3.
18. Khurana S, Davidovitch RI, Kwon YK, Zuckerman JD, Egol KA. Similar Function and Improved Range of Shoulder Motion is Achieved Following Repair of Three- and Four-Part Proximal Humerus Fractures Compared with Hemiarthroplasty. *Bull Hosp Jt Dis* (2013). 2016 Sep;74(3):212-8.
19. Küntscher, Gerhard: *Praxis der Marknagelung*. Friedrich-Karl Schattauer Verlag; 1962
20. Kwan-Hyun Youn 1, Tae-Hyeon Cho 2, Hyun-Jin Kwon 2, Hun-Mu Yang 2, Sung-Yoon Won 3 A Detailed Analysis of the Blood Supply to the Subscapularis Muscle *Clin Anat*. 2019 Jul;32(5):642-647. doi: 10.1002/ca.23362. Epub 2019 Mar 13.
21. Kenichi Mihara 1, Hiroaki Tsutsui, Kazuhide Suzuki, Daisuke Makiuchi, Naoya Nishinaka, Ken Yamaguchi New intramedullary nail for the surgical neck fracture of the proximal humerus in elderly patients *J Orthop Sci*. 2008 Jan;13(1):56-61. doi: 10.1007/s00776-007-1193-3. Epub 2008 Feb 16.
22. Milgrom C1, Schaffler M, Gilbert S, van Holsbeeck M. Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender. *J Bone Joint Surg Br*. 1995 Mar;77(2):296-8.
23. Mittlmeier TWF, Stedtfeld HW, Ewert A, Beck M, Fosch B, Gradl G Stabilization of proximal humeral fractures with an angular and sliding stable antegrade locking nail (Tqargon PH) *J Bone Joint Surg*. 2003, 85°: 136 - 146
24. Moro GL1, Mezzadri U2, Mancini N1, Naim Rodriguez N3, Tartaglia G4, Gatti M5, Pedretti A6, Fraschini G1. The "FraMo" System: A New Mini-Invasive Technique in the Treatment of Proximal Humerus Fractures. *Tech Hand Up Extrem Surg*. 2019 Sep;23(3):102-110. doi: 10.1097/BTH.0000000000000246.

25. Müller M.E., Allgöwer M., Schneider R., Willenegger H. Manual der Osteosynthese. AO-Technik Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York. 3. Erweiterte Aufl. 1992: Seite 124 f.
26. Neer CS Displaced proximal Humerus fractures. Part 1: Classification and evaluation. Part 2: Treatment of three-part and four-part displacement. J Bone Joint Surg. 1970, 52 A: 1077-1103.
27. Neer CS Fractures. In: Neer CS (ed.) Shoulder reconstruction Saunders, Philadelphia London Toronto.1990, Seiten 363-420.
28. Parlato A1, D'Arienzo A2, Ferruzza M2, Galvano N2, D'Arienzo M2. Indications and limitations of the fixator TGF "Gex-Fix" in proximal end humeral fractures. Injury. 2014 Dec;45 Suppl 6:S49-52. doi: 10.1016/j.injury.2014.10.023. Epub 2014 Nov 18.
29. Pauwels F. Bedeutung und kausale Erklärung der Spongiosaarchitektur in neuer Auffassung. Arztl Wochenschr. 1948 Jun 30;3(23-24):379. German. PMID: 18934317
30. Pauwels F. Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens. Morph. Jb. 1955; 95: 35 – 54
31. Pauwels F. Über die Bedeutung der Markhöhle für die mechanische Beanspruchung des Röhrenknochens. Z Anat Entwicklungsgesch. 1974;145(1):81-5. German. PMID: 4450601.
32. Pospula W, Abu Al Noor T, Roshdy T, Al Rowaih A. Radioanatomical measurements of the medullary cavity of the humerus in Kuwait: ethnic differences and clinical implications for fracture fixation. Med Princ Pract. 2004 Jul-Aug;13(4):206-10. doi: 10.1159/000078317. PMID: 15181325.
33. Rupp M, Walter N, Pfeiffer C, Lang S, Kerschbaum M, Krutsch W, Baumann F, Alt V: The incidence of fractures among the adult population of Germany-an analysis from 2009 through 2019. Dtsch Arztebl Int 2021; 1118: 665-9. DOI: 10.3238/arztebl.m2021.0238
34. Sanders RJ1, Thissen LG, Teepen JC, van Kampen A, Jaarsma RL. Locking plate versus nonsurgical treatment for proximal humeral fractures: better midterm outcome with

nonsurgical treatment. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011 Oct;20(7):1118-24. doi: 10.1016/j.jse.2011.01.025. Epub 2011 Apr 9.

35. Sarmiento A, Latta LL: Functional fracture bracing. *J Am Acad Orthop Surg* 1999; 7:66–75.

36. Seggl W, Weglein A Die arterielle Blutversorgung des Oberarmkopfes und ihre prognostische Bedeutung bei Luxationen, Frakturen und Luxationsfrakturen des Oberarmkopfes. *Acta Chir. Austriaca* 1991, 92 (Suppl): 1-19.

37. Sobel A D, Sha K N, Paxton E S Fixation of a Proximal Humerus Fracture With an Intramedullary Nail Review *J Orthop Trauma* 2017 Aug;31 Suppl 3: S47-S49. doi: 10.1097/BOT.0000000000000909.

38. Solberg BD1, Moon CN, Franco DP, Paiement GD. Surgical treatment of three and four-part proximal humeral fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 2009 Jul;91(7):1689-97. doi: 10.2106/JBJS.H.00133.

39. Statistisches Bundesamt
<https://service.destatis.de/bevoelkerungspyramide/index.html#!y=2040> zuletzt abgerufen am 18.08.2021

40. Somasundaram K1, Huber CP, Babu V, Zadeh H. Proximal humeral fractures: the role of calcium sulphate augmentation and extended deltoid splitting approach in internal fixation using locking plates. *Injury.* 2013 Apr;44(4):481-7. doi: 10.1016/j.injury.2012.10.030. Epub 2012 Nov 27.

41. Carla Stecco 1, Giorgio Gagliano, Luca Lancerotto, Cesare Tiengo, Veronica Macchi, Andrea Porzionato, Raffaele De Caro, Roberto Aldegheri Surgical anatomy of the axillary nerve and its implication in the transdeltoid approaches to the shoulder *J Shoulder Elbow Surg.* 2010 Dec;19(8):1166-74. doi: 10.1016/j.jse.2010.05.010. Epub 2010 Aug 25.

42. Teunis T, Lubberts B, Reilly BT, Ring D. A systematic review and pooled analysis of the prevalence of rotator cuff disease with increasing age. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014 Dec;23(12):1913-1921. doi: 10.1016/j.jse.2014.08.001. Review.

43. H P Theeuwes 1, J W Potters 2, Jhjm Bessems 2, A J Kerver 3, G J Kleinrensink 4 Use of the Humeral Head as a Reference Point to Prevent Axillary Nerve Damage during Proximal Fixation of Humeral Fractures: An Anatomical and Radiographic Study *Strategies Trauma Limb Reconstr.* May-Aug 2020;15(2):63-68. doi: 10.5005/jp-journals-10080-1460.
44. Xiaoqing Shi, Hao Liu, Runlin Xing, Wei Mei, Li Zhang, Liang Ding, Zhengquan Huang, and Peimin Wang Effect of intramedullary nail and locking plate in the treatment of proximal humerus fracture: an update systematic review and meta-analysis *J Orthop Surg Res.* 2019; 14: 285. Published online 2019 Aug 30. doi: 10.1186/s13018-019-1345-0 PMID: 31470878
45. Bildnachweis: Die zeichnerischen Darstellungen wurden freundlicher Weise von Herrn PD Dr. med. Thomas Gausepohl zur Verfügung gestellt.

7. Anhang

7.1. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Dargestellt sind die wesentlichen knöchernen Landmarken am proximalen Humerus und an der Scapula sowie deren Beziehung zum anterioren Teil der Rotatorenmanschette (M. subscapularis und M. supraspinatus). (Zeichnung Archiv PD Dr. Th. Gausepohl)

Abbildung 2: Antero-posteriore Projektion des Schultergelenkes (37-jährige Frau, rechte Seite). Der radiologische Aspekt ist unauffällig. Diese Darstellung erfolgte anlässlich einer Schulterprellung. Das Tuberculum minus wird nur durch eine feine Verdichtungslinie am medialen Rand des Sulcus bicipitalis erkannt. (Röntgenaufnahme Archiv PD Dr. Th. Gausepohl)

Abbildung 3: Seitliche Projektion des Humerus und der Scapula. Diese Aufnahme wird wegen der Darstellung der Scapula auch als Y-Aufnahme bezeichnet. Die erkennbaren Knochenanteile sind im Bild bezeichnet. Die Kreise markieren das Lager der Muskeln, die zur Rotatorenmanschette zählen. 1 = M. supraspinatus; 2 = M. infraspinatus / teres minor; 3 = M. subscapularis. (Röntgenaufnahme Archiv PD Dr. Th. Gausepohl)

Abbildung 4: Ansicht auf das Schultergelenk von dorsal. Zusätzlich zu den Muskeln der dorsalen Rotatorenmanschette (M. infraspinatus und M. teres minor) sind das Caput longum des M. triceps und der M. teres major eingezeichnet. Die laterale Achsellücke ist rechteckig und wird vom medialen Humerusschaft und des Trizeps einerseits und den beiden schräg verlaufenden Mm. teres minor und teres major gebildet. Die A. circumflexa humeri posterior und der N. axillaris verlaufen hier in unmittelbarer Beziehung zur Knochenkontur des Humerus. (Zeichnung Archiv PD Dr. Th. Gausepohl)

Abbildung 5: Anteriore und posteriore Ansicht eines proximalen Humerus. Im mazerierten anatomischen Präparat erkennt man die Gefäßversorgung durch die nutritiven Knochenkanäle. Neben größeren Eintrittslöchern finden sich auch zahlreiche kleinere Kanäle nahe an der Gelenklinie (kleine Pfeile). Hier befindet sich die Anheftungsstelle der Gelenkkapsel. Konstant lässt sich ein größerer Knochenkanal im Bereich des Sulcus intertubercularis identifizieren (gestrichelter Pfeil), dessen Fortsetzung im Knocheninneren aufgrund des bogenförmigen Verlaufs als A. arcuata bezeichnet wird. (Bild: Archiv PD Dr. Th. Gausepohl)

Abbildung 6: Schematische Darstellung analog der Einteilung proximaler Humerusfrakturen nach Codman 1934 und Neer 1970. Bei 2-Fragmentfrakturen können

unterschiedliche Situationen auftreten. Der subcapitale Frakturverlauf kann im Bereich des Collum anatomicum (seltener) oder im Bereich des Collum chirurgicum (häufig) liegen. Der Dislokationsgrad wird bei dieser Klassifikation nicht bewertet. (Zeichnung Archiv PD Dr. Th. Gausepohl)

Abbildung 7: Schematische Darstellung der Klassifikation nach Neer in Anlehnung an die Darstellung in: Schulterchirurgie (Habermeyer et al., 2010, Seite 517). Die gleichzeitige Luxation des Humeruskopfes bildet bei Neer eine eigene Gruppe. Auf die Darstellung dieses Verletzungsmusters. Aus Gründen der Übersichtlichkeit werden diese Verletzungen hier nicht dargestellt.

Abbildung 8: Schematische Darstellung der AO-Klassifikation in Anlehnung an die Darstellung im Manual der Osteosynthese (Müller et al., 1992, Seite 124 und 125). Dort auch detaillierte Beschreibung der Frakturmuster).

Abbildung 9: Ein Teil der gesäuberten und zur Implantation vorbereiteten Präparate. Anhand der erkennbaren Nummern ist eine Zuordnung zu den Basisdaten (Alter und Geschlecht) möglich. Ebenfalls erkennbar die Bohrung zur Übertragung der Epicondylenebene auf den abgetrennten Schaft. (Fotografie Archiv H. Pennig)

Abbildung 10: Das zur Implantation bereits entpackte Implantatsystem. Das flüssige Monomer (a) ist lichtgeschützt verpackt. Das gelbe Ende des Lichtleiters (b) wird an die Lichtquelle (siehe Abb. 12) angeschlossen, so wird das zur Aushärtung benötigte Licht bis zum Ballon geleitet. Am Dreiwegehahn (c) wird der Ballon entlüftet und anschließend mit dem Monomer gefüllt. Der gefaltete Ballon (d) in einer Plastikhülse, diese wird nach der Implantation in den Markraum entfernt (siehe Abb. 12). Der kanülierte flexible Trokar aus Kunststoff (e) dient zur Sondierung des Markraums nach Implantation eines Führungsdrahtes, dazu wird der Trokar in die zweite Plastikhülse geschoben, nach Entfernung des Trokars kann der Ballon in die liegende Plastikhülse geschoben werden. Ebenfalls dargestellt die zur Implantation benötigte Luer-Lock Spritze. (Fotografie Archiv H. Pennig)

Abbildung 11: Vereinfacht dargestellt ist die Implantation des Ballons, nach Einschieben von Trokar und Plastikhülse wird der Ballon eingebracht. Zu erkennen sind die röntgendichten Markierungen. Nach korrekter Positionierung wird die Plastikhülse entfernt, der Ballon wird anschließend gefüllt. (Fotografie Archiv H. Pennig)

Abbildung 12: Lichtquelle zur Erzeugung des benötigten blauen Lichts (fest eingestellte Wellenlänge und Frequenz). Das im Gerät erzeugte Licht wird über eine Fiberoptik an den Lichtleiter des Ballons weitergeleitet (a). Das Gerät hat einen Steckplatz für den ballonspezifischen Chip (b) und eine digitale Anzeige

für die Aushärtungszeit in Sekunden (c). Die Lichthärtung wird über einen Fußschalter ausgelöst (d). (Darstellung des Lichtkastens: Überlassung der Fa. IlluminOss™)

Abbildung 13: Bildwandlerdarstellung des proximalen Humerus. Der Ballon ist bis zum proximalen Ende des Markraums vorgeschoben worden und anschließend mit einer röntgendichten Flüssigkeit (Kontrastmittel) vollständig gefüllt worden. (Bilddatei Archiv H. Pennig)

Abbildung 14: Polymerisationsvorgang durch blaues Licht (Fotografie Archiv H. Pennig)

Abbildung 15: Ein Teil der implantierten Präparate. Anhand der erkennbaren Nummern ist eine Zuordnung zu den Basisdaten (Alter und Geschlecht) möglich. Ebenfalls erkennbar das Ende des Ballons mit Dreiwegehahn und Kanal für den Lichtleiter. (Fotografie Archiv H. Pennig)

Abbildung 16: Die Bilder zeigen die Positionierung der Präparate auf dem Gestell. Bei jedem Präparat wurde durch die distal durch den Knochen eingebrachte Aluminiumstange gewährleistet, dass bei der CT Untersuchung die exakt gleiche Orientierung erzeugt wurde (Vgl. Kap. 3.2.3). Damit war auf den Querschnittsbildern eine Identifizierung der sagittalen und frontalen Richtung möglich. (Haltegerüst Konstruktion H. Pennig)

Abbildung 17: Graphische Darstellung eines Humerus a.p. Als Messwerte wurde die Gesamtlänge der Humeri einmal auf der radialen Seite (vom Kopf bis zum Condylus humeri radialis) und zum anderen auf der ulnaren Seite (vom Kopf bis zum Condylus humeri ulnaris) notiert (siehe Tabelle 1 und 2). (Zeichnung Archiv PD Dr. Th. Gausepohl)

Abbildung 18: Das Präparat „29“ nach Anfertigung der anatomischen Schnitte. Die axiale Ausdehnung des Implantats ist hier gut zu erkennen. (Fotografie Archiv H. Pennig)

Abbildung 19 a und b:

a) Coronare Rekonstruktionsschicht (OA 13). Die Lage des Ballons im Kopfbereich kommt zur Darstellung. Cranial erreicht das Ballonende nicht die subchondrale Kortikalis. Der proximale Abschnitt des Ballons hat eine konische Geometrie.

b) Darstellung der korrespondierenden Schnittebene am proximalen Ende des Ballons in der 3-D-Rekonstruktion des Knochens. (Beispiel OA 13).

Abbildung 20: Sagittale Darstellung (Rekonstruktionsschicht) des proximalen Humerus mit dem ausgehärteten Ballon in situ. Rechts ist zur Verdeutlichung die Form des Ballons dargestellt.

a) Spongioser Bereich im Bereich der Tuberkel

b) Spongiosa des Kalottenfragmentes

Abbildung 21: Frontale CT Schicht durch einen Humeruskopf. Die kleinen weißen Pfeile markieren den Rand des Ballons. Deutlich kommt die Spongiosagrenze zwischen Kopf und Schaft zur Darstellung. Die gestrichelte Linie deutet auf den subcapitalen Frakturverlauf im Collum chirurgicum hin. Die Spongiosa, die die knorpeltragende Gelenklinie untermauert (->a) ist deutlich dichter als die Spongiosa im Bereich des Tuberculum majus (->b). Der Stern weist auf den Anschnitt der zentralen Ballonkanüle für den Lichtleiter hin (vgl. auch Kap. 3.2.4. und Abb. 10).

Abbildung 22: Schnitte auf unterschiedlichen Höhen. Die Kontur des Ballons ist mit einer gestrichelten weißen Linie gekennzeichnet. Die jeweilige Schnittposition kann am rechts abgebildeten 3-D-Model abgelesen werden.

a) Proximaler Schnitt durch den Humerus. Die Dichte der umgebenden Spongiosa unterscheidet sich nicht von der Darstellung des Ballons.

b) In der Schnittfläche zeigen sich ‚leere‘ Areale. Der Ballon füllt hier nicht den gesamten Raum. Die gestrichelten roten Pfeile weisen auf randständige Spongiosa hin.

c) Die Schwierigkeit der Abgrenzung des Ballons zeigt sich hier durch eine mit der randständigen Spongiosa verbundene kräftig Knochenlamelle.

Abbildung 23 a und b:

a) Beispielhaft dargestellt ist ein Querschnitt auf mittlerer Höhe. Die Kontur des Ballons ist mit einer gestrichelten weißen Linie verdeutlicht. Die Kreise stellen die Abtastung des Randes mit dem Werkzeug dar. In b ist die gesamte Markierung des Ballons im Querschnitt (=Segmentierung) dargestellt.

Abbildung 24: 3D-Rekonstruktion eines Ballons aus den axialen CT-Schnitten. Die Pfeile deuten auf die Riefen hin, die von spongiösen Bälkchen verursacht werden, welche inkonstant in den Markraum hineinragen. Diese Riefen in der Außenhülle des Ballons entsprechen kleinen Füllungsdefekten und sind durch die raue und unregelmäßige innere Oberfläche des Markraums verursacht (siehe weiter unten). Software: Meshlab.

Abbildung 25: Würfel zur Illustration der Ansichten im 3-D Modell Abbildung 26.

Abbildung 26: Darstellung der 3-D Rekonstruktion der hier untersuchten Ballons. Die Ballons sind, getrennt nach Geschlecht, mit aufsteigendem Alter geordnet (vgl. Tab. 2)

Abbildung 27: Frontale CT-Rekonstruktion. In den frontalen Rekonstruktionsschichten sind, lokal begrenzt, runde, blasenförmig imponierende Füllungsdefekte erkennbar. Die zentrale Kanülierung des Ballons kommt an einigen Stellen in dieser Schicht

ebenfalls zur Darstellung. Bei den meisten ausgewerteten Präparaten sind solche lokalen Defekte jedoch wesentlich kleiner ausgeprägt.

Abbildung 28: Die Lage des Ballons in der frontalen Schicht ist mit einer gestrichelten Linie gekennzeichnet. Die Falschfarbenkodierung zeigt die hohe Dichte der Kortikalis an (gestrichelte Pfeile). Im Übergang vom Kopf, respektive vom Kalottenelement zum Schaft ist der Hals auf der Schicht und der 3-D-Rekonstruktion mit einem weißen Pfeil gekennzeichnet. Auch im Bereich des Tuberculum majus ist eine solche Ausdünnung der Kortikalis erkennbar.

Abbildung 29: Frontale Rekonstruktionsschicht links mit 3-D-Rekonstruktion rechts (Beispiel Ballon 28). Zur Winkelmessung der Kalotteninklination wurde die subcapitale Schicht auf der 3-D-Rekonstruktion markiert. Der Übergang vom Kopf in den Hals lässt sich auf diesen Darstellungen besser identifizieren. Die Messung des Winkels erfolgte entsprechend den rechts abgebildeten Pfeilen und beträgt hier 40°.

Abbildung 30: Mit Querschnitt und ovalärer Geometrie zur Darstellung der Durchmesser in den beiden Hauptrichtungen (a = frontal und b = sagittal). Die Ellipse wurde so eingepasst, dass die Einfaltungen des Ballons außerhalb lagen. Die Hauptdurchmesser der Ellipse wurden als „chirurgisch verwertbarer“ Bereich bemessen.

Abbildung 31: Darstellung der Längenmessungen im IMPAX Programm

Abbildung 32: Axiale Schnitte auf unterschiedlichen Höhen und coronare Rekonstruktion.

7.2. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Daten der verwendeten Präparate zusammen mit dem Mittelwert und den statistischen Basisdaten für das gesamte Kollektiv, sortiert nach Geschlecht und aufsteigendem Alter.

Tabelle 2: Daten der Körperspender getrennt nach Geschlecht und aufsteigendem Alter.

Tabellen 3 a) bis d):

Die Messwerte der weiblichen Präparate, Außen- und Implantatdurchmesser jeweils in Coronar- und Sagittalebene und vier Zentimeter weiter distal, sowie der prozentuale Anteil der Implantatausdehnung in Relation zum Außendurchmesser.

Tabellen 4 a) bis d):

Die Messwerte der männlichen Präparate, Außen- und Implantatdurchmesser jeweils in Coronar- und Sagittalebene und vier Zentimeter weiter distal, sowie der prozentuale Anteil der Implantatausdehnung in Relation zum Außendurchmesser.