



Bachelorarbeit

Spongiosaplastik in der Endoprothetik: Einfluss von Knochenpartikeln auf die Primärstabilität zementfreier Implantate

Fenja Stiller

Allgemeine Ingenieurwissenschaften

Matrikelnummer: 51078

November 2021

Technische Universität Hamburg,

Institut für Biomechanik M3

Erstprüfer: Prof. Dr. habil. Michael Morlock

Zweitprüfer: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Jürgen Grabe

Betreuer: M. Sc. Sebastian Manuel Zobel

Hamburg, den 18. November 2021

Ich, Fenja Stiller (Studentin der Allgemeinen Ingenieurwissenschaften an der Technischen Universität Hamburg, Matrikelnummer 51078), versichere an Eides statt, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel verwendet habe. Die Arbeit wurde in dieser oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungskommission vorgelegt.

Fenja Stiller

Zusammenfassung

Der Einsatz totaler Hüftendoprothesen für den langfristigen Gelenkersatz zählt in Deutschland zu den häufigsten operativen Eingriffen. Ausschlaggebend für die Langlebigkeit zementfreier Implantate im Körper ist eine ausreichende initiale Stabilität unmittelbar nach der Implantation, die Primärstabilität. Diese wird durch die Unterdimensionierung der Kavität gegenüber dem Implantat, den Pressfit, erzeugt. Die Osseointegration, das Verwachsen der Prothese mit dem Knochen, kann nur beim Ausbleiben extremer Mikrobewegungen zwischen Prothese und Knochen stattfinden. Die Prothesenlockerung, die durch eine verminderte Knochendichte begünstigt werden kann, ist der häufigste Revisionsgrund in der Endoprothetik.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde der Einfluss der Spongiosaplastik auf die Primärstabilität zementfreier Implantate untersucht. In einer *in vitro* Studie wurde in 21 porcine Humeri an einem Fallturm unter stets gleicher Energieeinwirkung ein zementfreies Pressfit-Implantat implantiert. Jeweils sieben der Kavitäten der Versuchsknochen wurden vor der Implantation einer Lavage mit Ringerlösung unterzogen, mit zusätzlichen autologen Spongiosapartikeln versehen oder nach dem Reamen nativ belassen. Die Anfertigung von 3D-Scans vor und nach der Implantation ermöglichte die Ermittlung der jeweiligen Position des Implantats im Knochen. Anschließend wurde das Implantat an einer uniaxialen Materialprüfmaschine unter Messung der notwendigen Kraft, die als Maß für die Primärstabilität dient, explantiert.

In der Gruppe der mit zusätzlich eingebrachten Partikeln getesteten Knochen streuten die Implantatpositionen und dadurch der berechnete theoretische Pressfit weniger als bei den Versuchsdurchführungen ohne zusätzliche Partikel. Die gemessenen Auszugskräfte waren in dieser Gruppe am höchsten. Es zeigte sich, dass die Primärstabilität zementfreier Implantate durch das Einbringen zusätzlicher Partikel erhöht werden kann.

Abstract

The use of total hip arthroplasty for long-term joint replacement is one of the most common surgical procedures in Germany. The decisive factor for the longevity of cementless implants in the body is the primary stability which means a sufficient initial stability immediately after implantation. This is created by the press-fit, meaning the undersizing of the cavity in relation to the implant. Osseointegration, the fusion of the prosthesis with the bone, can only take place in the absence of extreme micromovements between the prosthesis and the bone. Loosening of the prosthesis, which can be promoted by reduced bone density, is the most frequent reason for revision in arthroplasty.

In this paper, the influence of spongiosaplasty on the primary stability of cementless implants was investigated. In an *in vitro* study, a cementless press-fit implant was implanted in 21 porcine humeri using a drop tower under the application of the same energy for each implantation. Seven of the cavities of the test bones underwent a lavage with Ringer's solution before implantation, seven were provided with additional autologous cancellous bone particles and seven were left native after reaming. 3D-scans were taken before and after implantation to determine the position of the implant in the bone. The implant was then extracted using a uniaxial material testing machine measuring the necessary force which serves as a measure of primary stability.

In the group of bones tested with additionally introduced particles, the implant positions and thus the calculated theoretical press-fit were less scattered than in the test runs without additional particles. The measured pull-out forces were highest in this group. It was shown that the primary stability of cementless implants can be increased by introducing additional particles.

Inhaltsverzeichnis

Tabellenverzeichnis	VII
Abbildungsverzeichnis	VIII
Nomenklatur	X
Indizes	XI
Glossar	XII
1 Einleitung	1
1.1 Motivation	1
1.2 Aufbau der Arbeit	2
2 Stand der Technik	3
2.1 Grundlagen der Endoprothetik	3
2.1.1 Humane Röhrenknochen am Beispiel des Femurs	3
2.1.2 Primärstabilität und Pressfit	5
2.1.3 Spongiosaplastik	8
2.2 Tierischer Knochen als Ersatzmaterial für den humanen Knochen	11
3 Material und Methoden	12
3.1 Auswahl und Vorbereitung der Materialien	12
3.1.1 Materialien	12
3.1.2 Knochenpräparation	15
3.1.3 Kavitätsmodifikation	21
3.2 Implantation	24
3.2.1 Fallturmimplantation	24
3.2.2 Positionsbestimmung	26
3.3 Explantation	29
4 Ergebnisse	31
4.1 Implantation	31
4.1.1 Rissverhalten	31
4.1.2 Position der Implantate im Knochen	32
4.2 Explantation	34
4.2.1 Optische Begutachtung der Kavitäten	34
4.2.2 Primärstabilität	35

5 Diskussion	40
5.1 Diskussion der Ergebnisse	40
5.1.1 Methodik	40
5.1.2 Rissverhalten	41
5.1.3 Implantatposition	43
5.1.4 Optische Begutachtung der Kavitäten	43
5.1.5 Primärstabilität	44
5.2 Limitationen	45
6 Schlussfolgerung	46
6.1 Fazit	46
6.2 Ausblick	47
Literaturverzeichnis	48
A Anhang	54
A.1 Auszugskraftverläufe	54
A.1.1 Gruppe Lavage	54
A.1.2 Gruppe Nativ	55
A.1.3 Gruppe Partikel	56
A.2 Technische Zeichnungen	57
A.2.1 Implantat	57
A.2.2 Maschinentopf	58
A.2.3 Impaktor	61

Tabellenverzeichnis

3.1	Vergleich der Medianwerte der <i>Spongiosatiefe</i> und <i>Spongiosabreite</i> der Humeri und Femora.	14
4.1	Übersicht der erreichten Implantatpositionen bei allen Knochen.	33
4.2	Übersicht der erreichten Implantatpositionen bei den intakten Knochen.	33
4.3	Medianwerte und Spannweiten der Primärstabilitäten	36
4.4	Übersicht der p-Werte der Gruppenvergleiche der Primärstabilitäten	37
4.5	Übersicht der p-Werte der Gruppenvergleiche der Primärstabilitäten in Bezug auf die Knochenlieferung.	38

Abbildungsverzeichnis

2.1	Aufbau eines Röhrenknochens.	3
3.1	Zu bestimmende Maße bei Humerus und Femur.	13
3.2	Scatterplot der <i>Spongiosatiefe</i> und <i>Spongiosabreite</i> der Humeri und Femora.	14
3.3	In der Studie verwendetes Silent™ Hip Implantat.	15
3.4	Schnittebenen am Humerus.	15
3.5	Zu bestimmende Maße für die Gruppierung der porcinen Humeri.	16
3.6	Boxplots der Verteilung der Knochen auf die verschiedenen Gruppen.	17
3.7	Erläuterung der Knochenbezeichnung.	17
3.8	Mithilfe des Vierbeintisches im Einbetttopf fixierter Knochen.	18
3.9	Geforderte Position des Implantats in der Kavität.	19
3.10	Aufbau an der Standbohrmaschine.	20
3.11	Theoretischer Pressfit in Abhängigkeit der Systemtiefe im Verhältnis zum maximalen theoretischen Pressfit.	21
3.12	Bearbeitung der Kavität eines Knochens aus Gruppe <i>Lavage</i>	22
3.13	Aufbau zur Erzeugung der Spongiosapartikel.	23
3.14	Partikelvorbereitung.	23
3.15	Aufbau des Fallturms zur Implantation des Implantats.	25
3.16	Methode zur Bestimmung der Setztiefe und des Winkels.	28
3.17	Aufbau für den Auszug an der uniaxialen Materialprüfmaschine.	29
3.18	Beispielhafter Verlauf der Auszugskraft.	30
4.1	Rissverhalten.	31
4.2	Plots der ermittelten relativen Setztiefen.	32
4.3	Zusammenhang des Winkels β zwischen Implantat und Knochen und der relativen Setztiefe.	33
4.4	Kavität eines Knochens der Gruppe <i>Lavage</i>	34
4.5	Kavität eines Knochens der Gruppe <i>Nativ</i>	34
4.6	Kavität eines Knochens der Gruppe <i>Partikel</i>	35
4.7	Auffällige Auszugskraftverläufe.	36
4.8	Boxplot der Primärstabilitäten beim Auszug des Implantats pro Gruppe.	37
4.9	Korrelativer Zusammenhang zwischen der relativen Setztiefe des Implantats und der Primärstabilität bei allen Knochen.	39
4.10	Korrelativer Zusammenhang zwischen dem Winkel β und der Primärstabilität bei allen Knochen	39

5.1	Theoretischer Pressfit in Abhängigkeit der Systemtiefe im Verhältnis zum maximalen theoretischen Pressfit mit markiertem Pressfit-Bereich. . . .	42
A.1	Technische Zeichnung: Verwendetes Implantat	57
A.2	Technische Zeichnung: Konstruierter Maschinentopf 1/2.	58
A.3	Technische Zeichnung: Konstruierter Maschinentopf 2/2.	59
A.4	Technische Zeichnung: Deckel des Maschinentopfes.	60
A.5	Technische Zeichnung: Adapter.	61
A.6	Technische Zeichnung: POM-Inlay des Adapters.	62

Nomenklatur

Formelzeichen	Einheit	Beschreibung
a	mm	Weg
b	mm	Weg
c	mm	Weg
d	mm	Durchmesser
E	J	Energie
F	N	Kraft
g	$\frac{m}{s^2}$	Gravitationsbeschleunigung
h	mm	Höhe
l	mm	Länge
m	kg	Masse
n	/	Stückzahl
p	/	Wahrscheinlichkeitswert
r	/	Korrelationskoeffizient
v	$\frac{m}{s}$	Geschwindigkeit
x	mm	Weg
α	/	Signifikanzniveau
β	°	Winkel

Indizes

Index	Beschreibung
O_{alle}	alle betreffend
$O_{\text{Implantat}}$	das Implantat betreffend
O_{intakt}	die Intakten betreffend
$O_{\text{Kavität}}$	die Kavität betreffend
O_{kk}	den kranial-kaudalen Abstand betreffend
O_{max}	den Maximalwert betreffend
O_{ml}	den medial-lateralen Abstand betreffend
O_{mlxkk}	das Produkt aus medial-lateralem und kranial-kaudalem Abstand betreffend
O_{n}	eine Anzahl betreffend
$O_{\text{theoretisch}}$	den theoretischen Messwert betreffend

Glossar

Begriff	Beschreibung
autolog	körpereigen
acetabulär	die Hüftpfanne betreffend
Bone Mineral Density	Knochenmineraldichte
Caput Femoris	Hüftkopf
Collum Femoris	Oberschenkelhals
Diaphyse	Mittelstück des Röhrenknochens
distal	weiter von der Körpermitte entfernt
Endoprothese	künstlicher Gelenkersatz
Epiphyse	Endstück eines Röhrenknochens
Epiphysenfuge	Wachstumsfuge
Femur	Oberschenkel
Fissur	Haarriss
homolog	körperfremd
human	menschlich
Humerus	Oberarm
in vitro	unter Laborbedingungen
in vivo	im lebenden Objekt
kaudal	in Richtung des unteren Körperendes
Kavität	Hohlraum
Kortikalis	äußere dichte Knochenschicht
kranial	in Richtung des Kopfes
lateral	von der Körpermitte weg

Begriff	Beschreibung
Lavage	Spülung
medial	zur Körpermitte hin gelegen
Metaphyse	Wachstumszone der Röhrenknochen
Osseointegration	knöchernes Einwachsen
Osteoporose	Erkrankung, die mit Knochenabbau einhergeht
periprothetisch	in Implantatnähe gelegen
Polyoxymethylen	Kunststoff
porcin	das Schwein betreffend
Pressfit	kraftschlüssige Verbindung
proximal	näher zur Körpermitte hin gelegen
Reamer	Werkzeug zur Kavitätserzeugung
relative Setztiefe	Abweichung der tatsächlichen Setztiefe zur gewünschten Setztiefe
Sagittalebene	Ebene, die den Körper in eine linke und eine rechte Hälfte teilt
Sinterung	nachträgliches Setzen einer Prothese
Spongiosa	schwammartige innere Knochenschicht
trabekulär	in Bälkchenform
Transversalebene	auch Horizontalebene, verläuft horizontal durch die Körpermitte

1 Einleitung

1.1 Motivation

Der Einsatz einer totalen Hüftendoprothese zählt mit über 200.000 jährlichen Operationen zu den zehn häufigsten in deutschen Kliniken durchgeführten operativen Eingriffen [Statistisches Bundesamt 2021].

Die Ursachen für derartige Behandlungen reichen von angeborenen Fehlbildungen über Gelenkerkrankungen zu posttraumatischen Folgezuständen ausgelöst durch Frakturen des Schenkelhalses oder des Femurs. Das Ziel des Einsatzes einer Hüftendoprothese ist die Anhebung der Lebensqualität durch Linderung von Schmerzen und Verbesserung des Bewegungsumfanges des Hüftgelenks. [Kirschner 2005]

Jedoch können die eingesetzten Implantate auch zu Problemen führen. Prothesenlockerungen oder periprotetische Frakturen sind möglich, wenn aufgrund von Krankheiten oder operationstechnischen Fehlern keine ausreichende Primärstabilität erzeugt werden kann. Im Jahr 2019 wurden knapp 18.000 Folgeoperationen an der Hüfte durchgeführt, um eine oder beide Komponenten der Prothese zu entfernen oder auszutauschen. Der Hauptrevisionsgrund liegt mit einem Anteil von 27 % in der Lockerung der Prothese im Knochen. [EPRD 2020]

Begünstigt werden können diese Lockerungen durch eine verminderte Knochendichte [Gebhard u. Krischak 2012].

Voraussetzung für eine langanhaltende Stabilität des Implantats im Knochen ist das knöcherne Einwachsen, die Osseointegration. Damit diese stattfinden kann, ist unmittelbar nach der Implantation ein hoher Grad an Primärstabilität, die bei zementfreien Implantaten durch den Pressfit erreicht wird, erforderlich. [von Schulze Pellengahr et al. 2009]

Im Rahmen dieser Arbeit soll der Einfluss der Spongiosaplastik auf die an der Auszugskraft gemessenen Primärstabilität zementfreier Implantate untersucht werden. Dazu soll betrachtet werden, inwieweit zusätzlich eingebrachte Spongiosapartikel das Setzverhalten des Implantats im Knochen beeinflussen. Des Weiteren soll das Verhalten der zusätzlich eingebrachten Partikel bei der Implantation und der Explantation untersucht werden.

1.2 Aufbau der Arbeit

Im Rahmen dieser experimentellen Studie wird die Primärstabilität zementfreier Implantate in porcinen Humeri untersucht. Bei der Vorbereitung der Knochen werden die Kavitäten für das Implantat erzeugt. Getestet werden die Humeri in mehreren Gruppen, die sich durch das variierende Vorgehen bei der Präparation der Kavitäten unterscheiden. Anhand eines Gruppierungskriteriums erfolgt eine gleichmäßige Verteilung der Knochen auf die verschiedenen Gruppen. Den Knochen werden Spongiosazylinder entnommen, die zu Knochenpartikeln verarbeitet werden, um in die Kavitäten der Knochen der Gruppe *Partikel* eingebracht zu werden. Die Knochen der Gruppe *Lavage* werden durch eine Spülung mit Ringerlösung gereinigt. In Gruppe *Nativ* werden die Kavitäten nach der Erzeugung nicht mehr verändert. In alle Knochen wird auf dieselbe Weise eine zementfreie Kurzschaftprothese implantiert und anschließend die erreichte Implantatposition im Knochen ermittelt. Zur Bestimmung der Primärstabilität des Implantats in den Knochen wird das Implantat durch lineare Auszugsversuche explantiert. Die gewonnenen Ergebnisse werden statistisch ausgewertet und diskutiert.

Dazu werden in Kapitel 2 dieser Arbeit die Hintergründe und der Stand der Technik dargelegt, wobei insbesondere auf den Pressfit und die Primärstabilität zementfreier Implantate sowie auf den Einsatz der Spongiosaplastik eingegangen wird. Des Weiteren wird die Wahl eines geeigneten tierischen Ersatzmaterials für den humanen Knochen begründet. Das Vorgehen bei der Durchführung der Versuche ist in Kapitel 3 beschrieben. Die Darlegung der Ergebnisse erfolgt in Kapitel 4. In der Diskussion in Kapitel 5 werden die gewonnenen Ergebnisse interpretiert und mit dem Stand der Technik zusammengeführt. Es folgen das Fazit sowie ein Ausblick in Kapitel 6. Im Anhang finden sich neben Konstruktionszeichnungen (Abschnitt A.2) die beim Auszug des Implantats aus allen Knochen entstandenen Kraftverläufe (Abschnitt A.1).

2 Stand der Technik

2.1 Grundlagen der Endoprothetik

Das Ziel des Einsatzes von Endoprothesen ist der dauerhafte Gelenkersatz. Während die zementierte Verankerung im Knochen vor allem bei älteren Erwachsenen zum Einsatz kommt, zeigt sich bei jüngeren, aktiveren Patienten bei der unzementierten Variante das bessere Resultat. [von Schulze Pellengahr et al. 2009]

Statt die initiale Stabilität des Implantats im Knochen durch den Verbund mit Knochenzement über einen Formschluss zu erzeugen [Haasper et al. 2019], wird hierbei das Implantat aufgrund des Pressfits über einen Kraftschluss im Knochen befestigt [Grothe et al. 2019]. Kontraindiziert ist der Einsatz zementfreier Prothesen bei schlechter Knochenqualität, die beispielsweise durch Osteoporose hervorgerufen wird [Haasper et al. 2019].

2.1.1 Humane Röhrenknochen am Beispiel des Femurs

Wie alle Röhrenknochen besteht das Femur aus Epiphyse, Metaphyse und Diaphyse (Abb. 2.1). Am proximalen Ende des Femurschafts (Diaphyse) setzt nach innen gerichtet der Femurhals (Collum femoris) mit dem Gelenkkopf (Caput femoris) an. [Faller u. Schünke 2008]

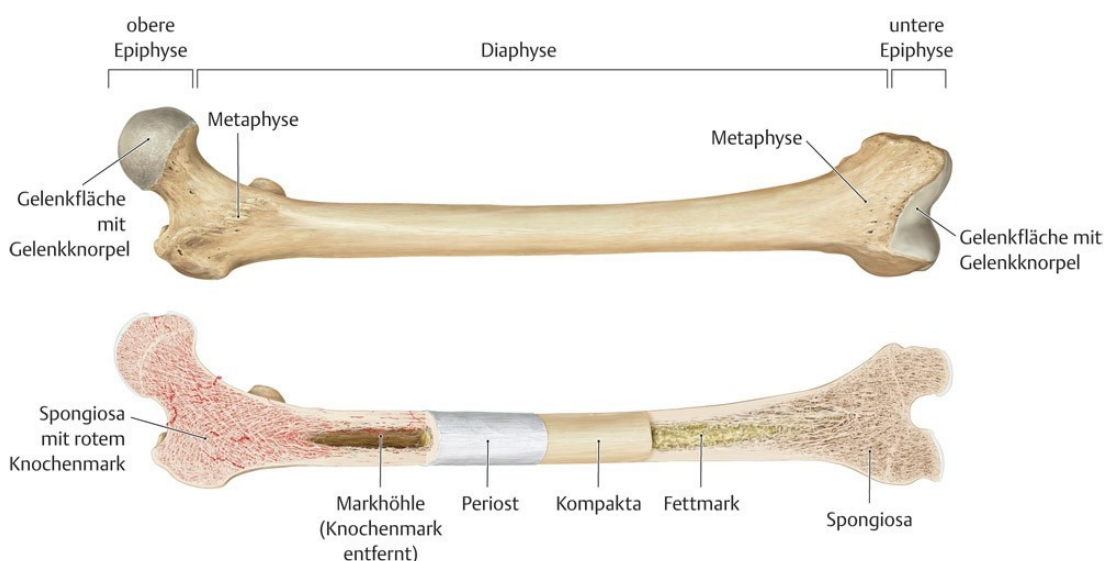


Abbildung 2.1: Aufbau eines Röhrenknochens [Wesker 2017].

Zwischen der Epiphyse und der Metaphyse ist an Röhrenknochen bei Heranwachsenden die Epiphysenfuge (Wachstumsfuge) als Ort des Längenwachstums zu finden. Nach der Verknöcherung der Epiphysenfuge ist das Längenwachstum abgeschlossen. Am proximalen Femur bleibt an der Stelle, an der sich die Wachstumsfuge befand, ein Knochendichtemaximum zu erkennen. [Milz et al. 2002]

Bei der Betrachtung des Querschnitts in der Transversalebene in der Mitte des Femurs zeigt sich der Aufbau der Diaphyse. Wie bei allen Röhrenknochen umschließt die äußere dichte, dicke Knochenschicht, die Kortikalis, den mit gelbem Fettmark gefüllten Markraum. [Faller u. Schünke 2008]

Im Querschnitt des Femurkopfes hingegen, der beim erwachsenen Menschen einen Durchmesser von 3,5-5,5 cm aufweist [Putz et al. 2012], zeigt sich außen eine dünne Kortikalis und im Innenraum eine Füllung mit trabekulärem Knochen, der lamellenartig aufgebauten Spongiosa [Faller u. Schünke 2008].

Die Spongiosatrabekel mit einer maximalen Dicke von 0,5 mm bilden die Wände der Zwischenräume im Knochen. Bei der offenen Spongiosastruktur sind die Zwischenräume mit rotem, blutbildendem Knochenmark gefüllt. [Faller u. Schünke 2008]

Der Aufbau der Spongiosa folgt einer Leichtbauweise, bei der eine hohe Stabilität bei gleichzeitiger Materialeinsparung erreicht wird [Zimmer u. Appell 2021]. Durch den fachwerkartigen Aufbau der Spongiosa werden auftretende Belastungen gleichmäßig über den Querschnitt verteilt [Dittrich et al. 2019]. Die Trabekel in den gelenknahen Epiphysen des Femurs richten sich in ihrem Aufbau nach den Hauptspannungstrajektorien [Zimmer u. Appell 2021], die sich durch die äußere Belastung der Hüfte ergeben [Dittrich et al. 2019].

Unterschieden werden Zug- und Drucktrajektorien, die sich in ihrer Ausrichtung den auftretenden Belastungen anpassen [Zimmer u. Appell 2021]. Der durch statische und dynamische Kräfte belastete Knochen baut sich dem Wolff'schen Gesetz folgend kontinuierlich der Belastung entsprechend um [Dittrich et al. 2019], was sich bei zunehmender Belastung in einer Zunahme des Knochendurchmessers und einer Zunahme der Knochendichte zeigt [Zimmer u. Appell 2021]. Die mechanische Stabilität eines Knochens wird folglich durch die Geometrie beeinflusst. Dem Wolff'schen Gesetz folgend passt sich der Knochen in seiner äußeren Form und inneren Struktur den auf ihn wirkenden Belastungen an [Julius Wolff Institut 2021]. Daraus folgt, dass mit der Größe eines Knochens die Belastbarkeit zunimmt.

Zur klinischen Beschreibung der mechanischen Stabilität des Knochens dient die Knochenmineraldichte (Bone Mineral Density). Sie beschreibt das Verhältnis zwischen der mineralisierten Knochenstruktur und einem definierten Knochenvolumen und gibt Aufschluss über die Qualität des Knochens. [Resch et al. 2018]

In derselben Weise, in der der Knochen auf eine Zunahme der Belastung mit einer Erhöhung der Knochendichte reagiert, führt eine Aktivitätsabnahme zu einer Reduzierung der Dichte [Zimmer u. Appell 2021]. Ab einer geringeren Knochenmineraldichte um 2,5 Standardabweichungen (T-Wert) vom Durchschnittswert der Knochenmineraldichte gesunder prämenopausaler Frauen (Knochenmineraldichte $\approx 1,2 \frac{\text{g}}{\text{cm}^2}$ [Barmer GEK 2011]) wird von Osteoporose gesprochen [Resch et al. 2018]. Durch die Abnahme der Knochenmasse, die sich vor allem in den spongiösen Knochen zeigt, bedingt die systemische Erkrankung ein erhöhtes Frakturrisiko [Zimmer u. Appell 2021]. Bereits nach minimalen Traumata kann es bei dem Vorliegen einer Osteoporose zu schweren Frakturen kommen [Resch et al. 2018].

2.1.2 Primärstabilität und Pressfit

Die Primärstabilität der Prothese im Knochen ist eine Bedingung für die Sekundärstabilität des Implantats, die durch das knöcherne Einwachsen der Prothese in den Knochen, die Osseointegration, erreicht wird. Grundlage für die Osseointegration ist eine Implantationssituation mit möglichst geringen Mikrobewegungen im Knochen. [von Schulze Pellengahr et al. 2009]

Aufgrund der verschiedenen mechanischen Eigenschaften von Knochengewebe und dem unelastischen Implantatmaterial entstehen Mikrobewegungen zwischen den beiden Oberflächen [Dittrich et al. 2019]. Bei Bewegungen zwischen Implantat und Knochen von mehr als 150 μm kann es nicht mehr zur Osseointegration kommen [Søballe et al. 1992].

Begünstigt wird eine gute Primär- und in der Folge Sekundärstabilität durch Implantate mit speziellen Oberflächen. Während bei Implantaten mit glatter Oberfläche häufig Lockerungen auftreten, erzielen Prothesen mit rauer Oberfläche, erreicht durch poröse oder Hydroxylapatitbeschichtungen, bessere Ergebnisse mit geringeren Mikrobewegungen durch die erhöhte Reibung zwischen Implantatinterface und Knochen. [Havelin et al. 1995]

Die Primärstabilität unzementierter Implantate wird durch den Pressfit erzeugt [Grothe et al. 2019].

Der Begriff Pressfit steht kurz für Pressure Fit und beschreibt die Art und Weise, wie zwei Oberflächen aneinandergedrückt werden. In der Endoprothetik bezeichnet Pressfit eine Prothesenverankerung, bei der der steife Prothesenschaft in den elastischen Knochen gedrückt wird. Bei dieser Übermaßpassung ist die Kavität im Knochen leicht unterdimensioniert, wodurch es zu einer Klemmwirkung durch eine über die

gesamte Kontaktfläche entstehende Kraft kommt. Ein höherer Pressfit und damit eine erhöhte Stabilität wird durch axiale Lasten herbeigeführt. [Morscher 2001]

Der theoretische erreichte Pressfit berechnet sich aus der Differenz der Durchmesser von Kavität und Implantat, die sich aufgrund der Unterdimensionierung der Kavität gegenüber dem Implantat ergibt. Gleichung 2.1 beschreibt, wie sich der theoretische Pressfit bei einer variablen Implantationstiefe mit einem konischen Implantat berechnet. Die Variable x beschreibt die Tiefe des Implantats von der Resektionsebene aus.

$$Pressfit_{\text{theoretisch}}(x) = d_{\text{Implantat}} - d_{\text{Kavität}} \quad (2.1)$$

Durch den Pressfit kommt es zu elastischen und plastischen Verformungen des Knochens, bei denen der Elastizitätsmodul maßgebend ist. Aufgrund des umgekehrt proportionalen Zusammenhangs zwischen Elastizitätsmodul und Verformung kann bei einem größeren Elastizitätsmodul eine geringere Dehnung des Materials auftreten [Rösler et al. 2019].

Spongioser Knochen hat im Gegensatz zu feuchtem kortikalem Knochen ($8-20 \frac{\text{kN}}{\text{mm}^2}$) einen kleineren Elastizitätsmodul ($0,5-1,5 \frac{\text{kN}}{\text{mm}^2}$) [Jacob 2011]. Knochen weist ein viskoelastisches Materialverhalten auf [Jacob 2011], was bedeutet, dass das Elastizitätsmodul von der Belastungsgeschwindigkeit abhängig ist und die Enddehnung erst nach einer gewissen Zeit auftritt [Rösler et al. 2019].

Nach der Explantation besitzt die Kavität des Knochens einen minimal größeren Durchmesser als vorher, da nur ein Teil der für die Implantation notwendigen Verformung des Knochens elastisch und damit reversibel ist. Aufgrund der Materialwerte sowie der Abrasion durch das Implantatinterface ist ein Teil der Aufweitung der Kavität plastisch, weshalb der Durchmesser der Bohrung nach der Explantation vergrößert ist. Wird die aufgebrachte Dehnung zu groß, wird ein Bruchpunkt erreicht, bei dem das Material nachgibt und es zu einem Bruch oder Riss kommt. [Jacob 2011]

Ein aussagekräftiges Kriterium für den Erfolg eines Implantatsystems ist die Standzeit, die die Dauer angibt, in der eine Prothese im menschlichen Körper verbleibt, ohne ausgetauscht werden zu müssen [Bader et al. 2006]. Einfluss auf die Standzeit einer Implantatversorgung nehmen unter anderem patientenspezifische Faktoren, wie das Alter oder das Geschlecht. [EPRD 2020]

Hauptursache für den Austausch einer oder mehrerer Komponenten einer Prothese ist die aseptische Lockerung [EPRD 2020]. Infolge der unterschiedlichen Elastizitätsmodule von Knochen und Implantat kann es zu Mikrobewegungen und Knochenirritationen kommen, wodurch sich der Knochen von der Prothese zurückzieht [Dittrich et al. 2019]. Verstärkt wird dieses Phänomen durch fortschreitende Knochenresorptionen in Folge degenerativer Krankheiten [Dittrich et al. 2019],

[Stange et al. 2011]. Prothesenlockerungen erhöhen das Risiko periprothetischer Frakturen deutlich, da es durch die Relativbewegungen zu Biegemomenten zwischen Prothesenspitze und Femurschaft kommen kann [Stange et al. 2011].

Der Einsatz einer unzementierten Prothese ist unter bestimmten Voraussetzungen kontraindiziert. Bei unzureichender Knochenqualität aufgrund einer osteoporotischen Erkrankung wird zu konventionellen zementierten Prothesen geraten, da angenommen wird, dass das Implantat im Knochen aufgrund der mangelhaften Knochendichte nicht den nötigen Halt erreichen kann. [Gebhard u. Krischak 2012]

Für diese Annahme gibt es jedoch widersprüchliche Untersuchungsergebnisse. Einigen Auffassungen zufolge sind zementierte Implantatsysteme für Patienten mit einer durch Osteoporose reduzierten Knochendichte die vorzuziehende Technik, da sie zu einer schnelleren Belastbarkeit und zu weniger Schmerzen nach der Operation führen [Gehrke et al. 2016].

Des Weiteren konnte durch Gehrke et al. [2016] gezeigt werden, dass das Auftreten von Sinterung, dem nachträglichen unerwünschten Setzen des Implantats, und periprothetischer Frakturen bei zementierten Prothesen seltener ist als bei unzementierten. Ebenso ist das Revisionsrisiko bei Patienten im Alter von über 75 Jahren mit zementierten Prothesen geringer als mit unzementierten Implantaten.

Götze et al. [2007] dagegen konnten in einer in vitro Studie an 18 humanen Femora, von denen jeweils zwei eine manifestierte Osteoporose und eine Osteopenie, eine Vorstufe der Osteoporose, aufwiesen, zeigen, dass kein Zusammenhang zwischen der Knochendichte und der Primärstabilität besteht. Unzementierte Schaftprothesen wurden unter der Messung der Mikrobewegungen der Implantate im Knochen getestet. Zwischen den Knochen mit normaler Knochendichte und den osteoporotischen Knochen konnten keine Unterschiede, die Sinterung der Implantate und die Rotation der Prothesenschäfte im Knochen betreffend, festgestellt werden. Während die in vitro Studienergebnisse von Götze et al. [2007] keinen Aufschluss über die Langlebigkeit der Implantate in osteoporotischen Knochen geben, konnten McAuley et al. [1998] zeigen, dass bei 196 Patienten mit einem zum Zeitpunkt der Implantation mittleren Alter von 71 Jahren, von denen 92 % an Osteoporose erkrankt waren, kein zementfreier Prothesenschaft aufgrund einer Lockerung ausgetauscht werden musste.

Die Ausfallwahrscheinlichkeiten zementierter und unzementierter Prothesen unterstützen die Aussage, dass auch zementfreie Implantate für Menschen mit durch das Alter herabgesetzter Knochendichte geeignet sind. Bei Patienten unter 74 Jahren liefern die zementierte und die unzementierte Variante der Hüftendoprothese ähnliche Ergebnisse mit Ausfallwahrscheinlichkeiten von etwa 3-4 % innerhalb der ersten fünf

Jahre nach der Erstimplantation. Ab einem Alter von 75 Jahren steigt die Ausfallwahrscheinlichkeit einer zementfreien Prothesenverankerung zwar auf über 4 %, während die der zementierten weiterhin zwischen 3 % und 4 % liegt, die Unterschiede sind jedoch minimal. [EPRD 2020]

Nicht nur Erkrankungen, die die Knochendichte herabsetzen, sowie weitere patientenspezifische Faktoren können einen Einfluss auf die Primärstabilität von Implantaten im Knochen haben sondern auch operationstechnische Fehler. Gebauer et al. [1990] untersuchten den Einfluss verschiedener Fehler während des Implantationsvorgangs auf die Stabilität zementfreier Hüftimplantate in einer in vitro Studie an humanen Femora. Es zeigte sich, dass bei einer Unterdimensionierung des Implantats gegenüber der Kavität keine ausreichende Stabilität erreicht werden kann und es deshalb zu erhöhten Mikrobewegungen zwischen Implantat und Knochen durch den mangelnden Pressfit kommt.

Ebenfalls untersucht wurde der Einfluss von Fissuren entlang der Kavität. Festgestellt wurde durch Gebauer et al. [1990], dass Risse im Knochen keinen wesentlichen Einfluss auf die zu messenden Relativbewegungen des Implantats haben.

Des Weiteren wurden Hüftschäfte so implantiert, dass sie proximal ein Stück überstanden. Während der zyklischen Belastung zeigten sich hierbei große Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochen, die eine spätere Osseointegration verhindern würden.

2.1.3 Spongiosaplastik

Knöcherner Defekte, die durch die Auffüllung mit verschiedenen Materialien behoben werden können, treten unter anderem durch Tumore und Frakturen, ausgelöst durch Traumata sowie Prothesenlockerungen, auf. Gefüllt werden können diese Defekte unter anderem mit autologen und homologen Knochenersatzstoffen. [Niedhart 2010]

Die Ziele der Behandlung derartiger Defekte sind zum einen die Herstellung der Primärstabilität [Niedhart 2010] und der Statik [Neugebauer. et al. 1986] des Knochens, sodass er den mechanischen Belastungen standhält [Niedhart 2010]. Zum anderen ist ein Remodeling des Knochens erwünscht, bei dem das implantierte Material durch körpereigenes Material ersetzt wird oder stabil mit dem Knochen verwächst [Niedhart 2010]. Während beim Einsatz autologen Materials körpereigenes Gewebe in Form einer Eigenspende verwendet wird, kommt bei homologem Knochen körperfremdes humanes Material zum Einsatz [Wagner et al. 2010].

Homologes Material wird beispielsweise aus bei Operationen zum Einsatz von Hüftendoprothesen resizierten Hüftköpfen gewonnen [Bauer u. Muschler 2000]. Die Knochenstücke müssen vor der weiteren Verwendung sowohl ausgekocht als

auch bei $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$ gelagert werden, um die Körperzellen des Spenders zu zerstören, damit eine Abstoßung des Materials beim Empfänger verhindert wird. Da durch die Hitze- und Kältebehandlung ebenfalls Wachstumsfaktoren im Knochen zerstört werden, wird das Verwachsen mit dem körpereigenen Knochen erschwert. [Niedhart 2010]

Aus diesen Gründen wird die autologe Spongiosaplastik bevorzugt verwendet. Aufgrund der Tatsache, dass bei der Implantation von eigenem Knochengewebe die Zellen nicht abgetötet werden müssen, ist ein besseres Einwachsen in den Knochen möglich [Niedhart 2010], da das Knochenmaterial seine knochenbildenden und das Knochenwachstum anregenden Eigenschaften behält [Breer et al. 2015].

Problematisch bei der Verwendung autologer Spongiosa ist die Entnahme. Im Regelfall wird dafür am Beckenkamm im Rahmen einer Operation der benötigte Knochen entnommen [Niedhart 2010]. Besonders bei älteren Patienten mit verminderter Knochendichte steht jedoch häufig nicht ausreichend entnehmbares Knochenmaterial mit guter Qualität zur Verfügung, was die Anwendung einer autologen Spongiosaplastik erschwert [Volkman 2010]. Brewster et al. [1999] konnten hingegen zeigen, dass die Knochendichte des für die Partikelgewinnung verwendeten Knochens keinen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften der Partikel hat.

In der Endoprothetik kommt die Spongiosaplastik beim Einsatz von Revisionschäften nach aseptischen Lockerungen zum Einsatz, um die bei der Entfernung des gelockerten Implantatschafts entstandenen Knochenverluste auszugleichen und die stabile Verankerung des neuen Schafts zu gewährleisten. Kleinere oder mittlere Defekte können unter anderem mit der Methode des Impaction Bone Graftings behandelt werden. [Volkman 2010]

Beim Impaction Bone Grafting werden Knochendefekte durch das Auffüllen mit meist homologen verdichteten Knochenpartikeln behoben. Die Methode findet nach aseptischen Prothesenlockerungen sowohl acetabulär als auch femoral Anwendung. Femorale Knochendefekte werden hierbei mit komprimierten Knochenpartikeln aufgefüllt, gefolgt von der Implantation eines zementierten oder unzementierten Hüftschafts. Das Ziel dieser Methode ist, die Stabilität und mechanische Belastbarkeit des Knochens wiederherzustellen, damit die eingesetzte Prothese im Knochen verankert werden kann. [Fölsch et al. 2018]

Eine gute Größenverteilung der Partikel ist ausschlaggebend für die initiale Stabilität [Toms et al. 2004]. Die besten Ergebnisse können durch den Einsatz einer Partikelmischung, bestehend aus 70 % Partikeln der Größe 3-5 mm und 30 % Partikeln der Größe 8-10 mm, und einer möglichst variablen Partikelverteilung erzielt werden [Fölsch et al. 2018]. Durch die Kombination verschieden großer Partikel ist eine dichtere Packung der Knochenchips möglich, die mit der Stabilität des Implantats im Knochen korreliert

[Putzer et al. 2011]. Je dichter der impaktierte Knochen ist, desto stabiler erfolgt die Fixierung des Implantats im Knochen [Putzer et al. 2011], [Toms et al. 2004].

Neben der Größe der Chips beeinflusst die Zugabe von Flüssigkeit den Erfolg des Verfahrens. Durch die Vermengung der Knochenchips mit Flüssigkeit vor der Impaktierung können die Kohäsionseigenschaften verbessert werden. Hingegen zeigt sich durch die Zugabe von Flüssigkeit ein negativer Einfluss auf das Impaktierungsverhalten, weshalb die trockene Applikation zu bevorzugen ist [Fölsch et al. 2018]. Ein Abspülen der Partikel kann die Stabilität erhöhen, da das Material von Fett und anderen die Verdichtung beeinflussenden Rückständen befreit wird [Toms et al. 2004].

Die Impaktierungsenergie beeinflusst die Scherfestigkeit der Partikel. Durch eine höhere Verdichtung infolge einer erhöhten Energieeinwirkung nimmt die Scherfestigkeit zu, was bedeutet, dass bei einer größeren Komprimierung größere Kräfte auf die Partikel einwirken können. [Brewster et al. 1999]

Durch die Verwendung der Spongiosaplastik wird durch das Auffüllen von Knochendefekten die Primärstabilität von Revisionschäften gewährleistet, da die Biomechanik des Knochens wiederhergestellt wird [Niedhart 2010].

2.2 Tierischer Knochen als Ersatzmaterial für den humanen Knochen

Bevor neu entwickelte Implantate oder Methoden in vivo am Menschen getestet werden können, müssen sie zunächst in vitro überprüft werden. Untersucht werden müssen unter anderem die mechanische Stabilität und die Sicherheit sowie die Biokompatibilität.

Zur in vitro Testung werden zu Beginn einer Forschung in der Regel tierische Knochen verwendet, um die Eignung der Neuerung zu testen. Hierbei ist die Auswahl eines geeigneten Ersatzmaterials für den humanen Knochen von Bedeutung. In vielen biomechanischen Studien werden Knochen vom Hund, Schaf, Ziege, Schwein und Hasen verwendet, wobei alle Knochen unterschiedliche Eigenschaften besitzen, die sie für verschiedene Studienzwecke qualifizieren. [Pearce et al. 2007]

Porciner Knochen zeichnet sich durch Ähnlichkeit zum humanen Knochen bezüglich der Knochenanatomie und der Morphologie aus [Pearce et al. 2007]. Eine weitere dem menschlichen Knochen ähnelnde Eigenschaft ist die Knochenmineraldichte des Schweins [Aerssens et al. 1998]. Bei vergleichenden Untersuchungen zwischen porcinen und humanen Femora zeigte sich eine ähnliche Verteilung von spongiösem und kortikalem Knochen mit einer dünnen Kortikalis und einem vollständig mit Spongiosa ausgefülltem Femurkopf [Liska 2012].

Aus diesen Gründen werden porcine Knochen als Ersatzmaterial für die Testung in dieser Studie verwendet.

3 Material und Methoden

Im Rahmen dieser Arbeit wurden lineare Auszugsversuche einer unzementierten Kurzschaftprothese aus 21 Knochen in drei verschiedenen Gruppen durchgeführt. Dazu wurden die Knochen gesägt, gruppiert und eingebettet. Nach dem Reamen und der Bearbeitung der Kavität erfolgten die Implantation und anschließend die Explantation des Implantats aus dem Knochen.

3.1 Auswahl und Vorbereitung der Materialien

3.1.1 Materialien

Knochen

Gemäß Abschnitt 2.2 sollten porcine Knochen aufgrund deren Ähnlichkeit zum humanen Knochen hinsichtlich des Aufbaus der Röhrenknochen sowie der gleichartigen Knochenmineraldichte für die Durchführung der Studie zur Untersuchung des Einflusses zusätzlicher Spongiosapartikel auf die Primärstabilität zementfreier Implantate verwendet werden. Welche Knochen vom Schwein sich dafür am besten eigneten, wurde anhand zweier Kriterien beurteilt. Zum einen sollte bei allen Knochen ein Implantat mit dem Durchmesser 22 mm implantiert werden, sodass alle Knochen einen ausreichenden Durchmesser aufweisen mussten. Das zu verwendende zementfreie Implantat sollte wie im humanen Femur bei den tierischen Ersatzknochen aufgrund des wirkenden Pressfits in der Spongiosa verankern. Folglich musste zum anderen eine ausreichende Menge Spongiosa vorhanden sein, damit das Implantat in den trabekulären Knochen eingeschlagen werden konnte.

Anhand dieser Voraussetzungen wurden jeweils drei porcine Humeri und Femora hinsichtlich ihrer Eignung für die geplanten Versuche überprüft. Die Knochen stammten von Duroc-Schweinen aus Bioland- und Demeterhaltung. Alle Tiere waren weiblich und zum Zeitpunkt der Schlachtung mindestens ein Jahr alt.

Um die Humeri und Femora zu vergleichen, wurden die Knochen in der Sagittalebene mithilfe einer Handsäge aufgesägt. Mit einem Messschieber wurden die *Spongiosatiefe*, der Abstand zwischen der Kortikalis und dem Markraum, sowie die *Spongiosabreite* bestimmt (Abb. 3.1), um anhand der gemessenen Werte die Menge der vorhandenen Spongiosa beurteilen zu können.

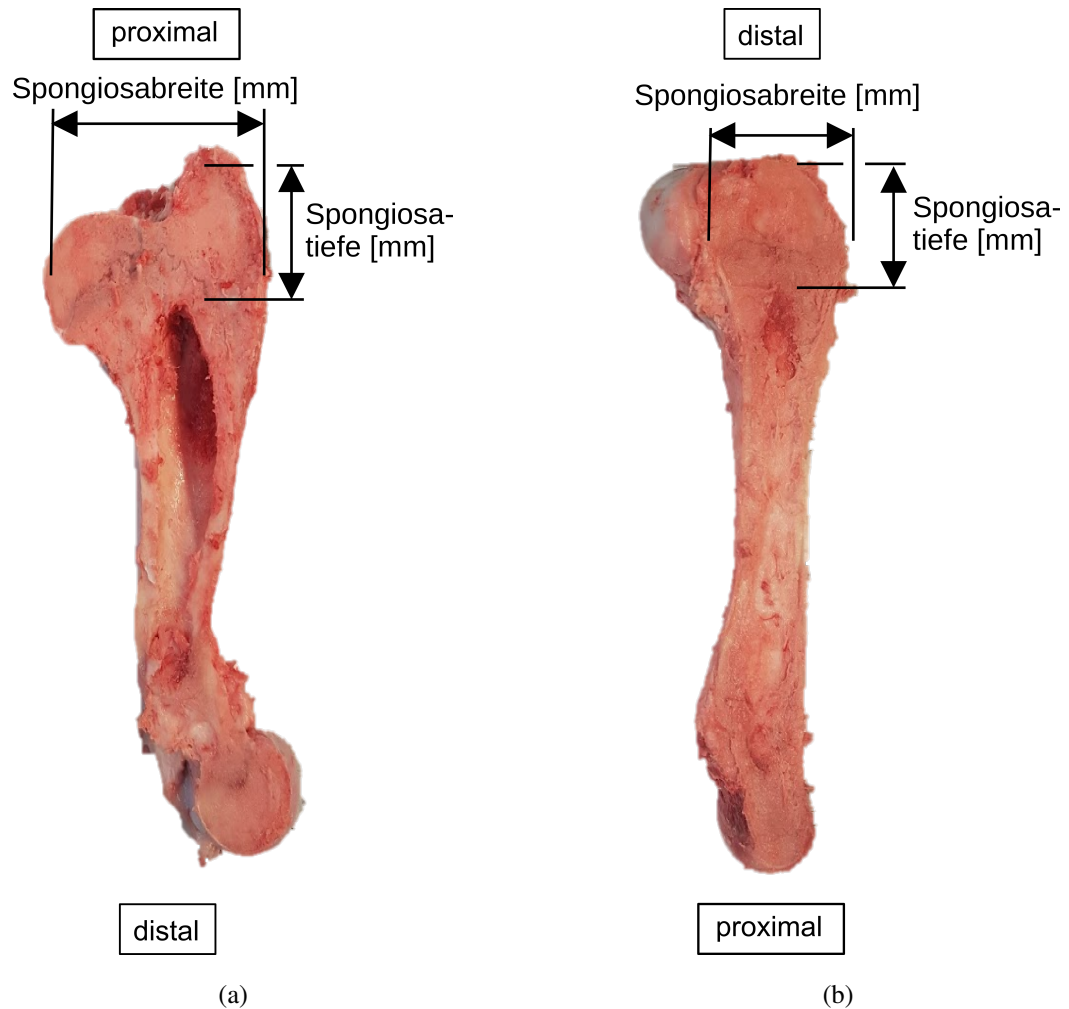


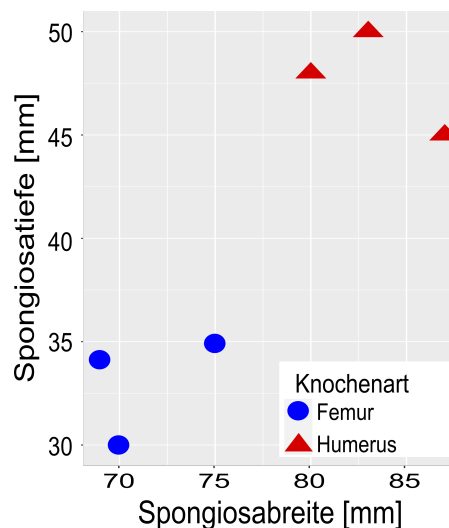
Abbildung 3.1: Zu bestimmende Maße bei Humerus (a) und Femur (b).

Die statistische Analyse wurde mit der Software RStudio (RStudio PBC, Boston, Vereinigte Staaten) durchgeführt. Die Medianwerte der gemessenen *Spongiosabreite* und *Spongiosatiefe* sind in Tabelle 3.1 dargestellt. Zur Untersuchung der statistischen Unabhängigkeit zwischen den Messwerten bei Humerus und Femur wurden Mann-Whitney-U-Tests für einen Gruppenvergleich auf einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ durchgeführt.

Tabelle 3.1: Vergleich der Medianwerte der *Spongiosatiefe* und *Spongiosabreite* der Humeri und Femora.

Knochenart	Median Spongiosatiefe [mm]	Median Spongiosabreite [mm]
Femur	34,00	70,00
Humerus	48,00	83,00

Die Verteilung der Messwerte bei Humerus und Femur (Abb. 3.2) ließ vermuten, dass die porcinen Humeri mehr spongiösen Knochen aufwiesen als die Femora. Bestätigt wurde diese Tendenz durch die durchgeführten Mann-Whitney-U-Tests. Sowohl für die *Spongiosatiefe* als auch für die *Spongiosabreite* ergab sich bei den Gruppenvergleichen ein p-Wert von $p = 0,025$. Da dieser Wert unter dem Signifikanzniveau lag, wurde die Schlussfolgerung gezogen, dass die Messwerte sich statistisch signifikant unterschieden. Die Humeri wiesen mehr Spongiosa auf als die Femora, weshalb porcine Humeri als Versuchsmaterial im Rahmen dieser Studie ausgewählt wurden.

**Abbildung 3.2:** Scatterplot der *Spongiosatiefe* und *Spongiosabreite* der Humeri und Femora.

Implantat

Für diese Studie wurde für alle Implantationen ein Silent™ Hip Stem (DePuy International Ltd., Leeds, England) (Abb. 3.3) mit einem Durchmesser von $d_{\text{Implantat}} = 22$ mm und einer Länge von $l_{\text{Implantat}} = 56$ mm verwendet. Die Silent™ Hip Implantate sind Kurzschaft-Hüftendoprothesen, die im Femurhals verankern. Der schenkelhalterhaltende Silent™ Hip Stem besteht aus einer Ti 6Al-4V-Legierung [Cook et al. 2014]. Die langlebige Titanlegierung zeichnet sich durch eine hohe Korrosionsbeständigkeit, eine gute Biokompatibilität und einen niedrigen Elastizitätsmodul aus [Seyda 2018]. Die poröse Oberfläche des Implantatschafts, die durch eine Schicht aus mit Hydroxyl-

apatit beschichteten Perlen entsteht, sorgt für die Möglichkeit des knöchernen Einwachsens des Implantats [Cook et al. 2014]. Der Silent™ Hip Stem wurde für diese Studie gewählt, da der Hüftenschaft mit der konischen Geometrie ausschließlich aufgrund des Pressfits im Knochen gehalten wird und keine anatomischen Aspekte den Halt beeinflussen.



Abbildung 3.3: In der Studie verwendetes Silent™ Hip Implantat [Which Medical Device 2011].

3.1.2 Knochenpräparation

Die frisch entnommenen porcinen Humeri ($n = 21$) wurden unmittelbar nach dem Erhalt aus der Metzgerei eingefroren. Anschließend wurden die Knochen von Weichteilen freipräpariert und zu diesem Zweck für eine Zeit von maximal 45 Minuten dem Tiefkühlschrank entnommen, wobei sie kontinuierlich mit Ringerlösung feucht gehalten wurden. Nachdem die Humeri erneut eingefroren worden waren, wurden sie für einen kurzen Zeitraum von fünf Minuten ein weiteres Mal der Kühlung entnommen, um mit einer Handsäge die proximalen und distalen Enden zu entfernen (Abb. 3.4). Aus jedem der distal abgesägten Knochenstücke wurde mit einem Hohlbohrer ein Spongiosazylinder mit einem Durchmesser von 25 mm herausgetrennt und mit einem Präzisionstrenner (IsoMet 1000, Buehler, Illinois, USA) mit einer Drehzahl von $250 \frac{\text{Umdrehungen}}{\text{min}}$ und einem Vorschub des Gewichtsarms von 450 g auf eine Höhe von circa 10 mm gesägt. Aus diesen Knochenzylindern wurden zu einem späteren Zeitpunkt die für die Versuche benötigten Spongiosapartikel hergestellt.

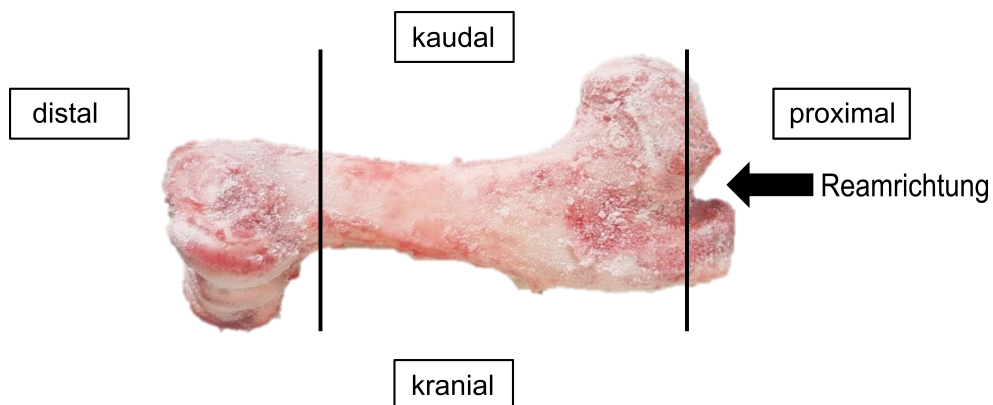


Abbildung 3.4: Schnittebenen am Humerus.

Gruppierung

Vor der Durchführung der Versuche wurden die 21 porcinen Humeri in drei verschiedene Gruppen eingeteilt. Gruppe *Lavage* beschreibt die Gruppe der Knochen, bei denen die Kavitäten zur Reinigung einer Spülung mit Ringerlösung unterzogen wurden. Während die Kavitäten der Knochen der Gruppe *Nativ* nach dem Reamen im unveränderten Zustand blieben, beinhaltete die Gruppe *Partikel* alle Exemplare, bei denen eine Einbringung zusätzlicher autologer Spongiosapartikel in die Kavitäten erfolgte.

Gemäß Abschnitt 2.1.1 hängt die Belastbarkeit eines Knochens von seiner Geometrie ab. Daher wurde als Kriterium für die Einteilung der Knochen in die Gruppen die kleinste Spongiosahöhe an der proximalen Schnittfläche des Knochens von medial nach lateral ($Spongiosa_{ml}$) ausgewählt und zu diesem Zweck bei allen Knochen ausgemessen (Abb. 3.5). Die Knochen wurden vom kleinsten zum größten Messwert sortiert.

Zur Überprüfung der Gruppenzuordnung wurden in RStudio Kruskal-Wallis-Tests ($n = 21$; $\alpha = 0,05$) für das Gruppierungskriterium sowie für einen weiteren Messwert, das Produkt aus der medial-lateralen und kranial-kaudalen Spongiosa ($Spongiosa_{mlxkk}$), durchgeführt.

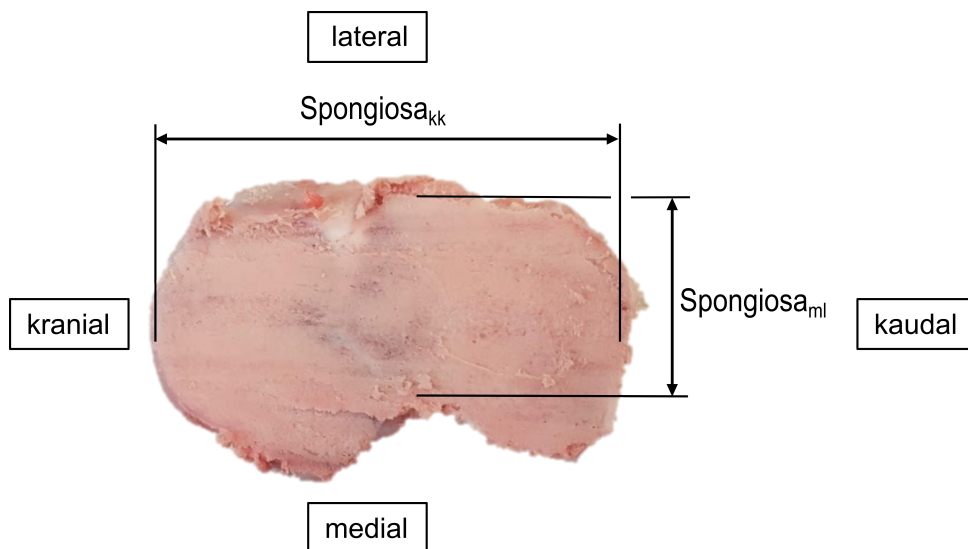


Abbildung 3.5: Zu bestimmende Maße für die Gruppierung der porcinen Humeri.

Bei beiden gruppenvergleichenden Tests zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ($p_{ml} = 0,478$; $p_{mlxkk} = 0,521$). Abbildung 3.6 zeigt, wie die Knochen entsprechend der getesteten Kriterien über die Gruppen verteilt waren. Es konnte davon ausgegangen werden, dass sich die Knochen in allen Gruppen nicht statistisch signifikant voneinander unterscheiden und die durchgeführte Gruppierung angenommen werden konnte.

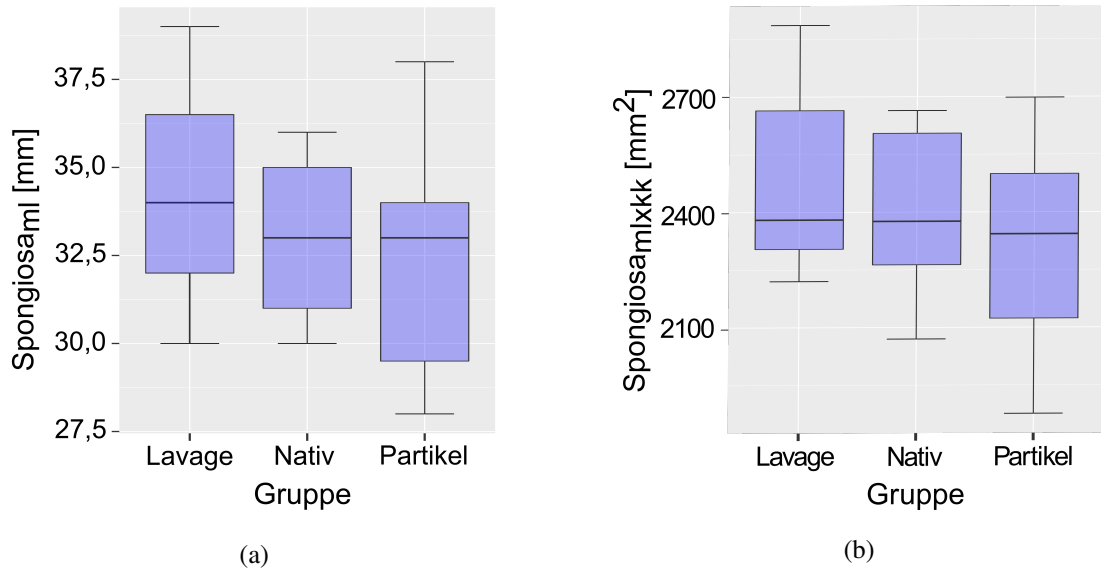


Abbildung 3.6: Boxplots der Verteilung der Knochen ($n = 21$) auf die verschiedenen Gruppen bezüglich der $Spongiosa_{ml}$ (a) und bezüglich des Überprüfungsriteriums $Spongiosa_{mixkk}$ (b).

Der Erhalt der Knochen erfolgte in zwei Lieferungen. Nach der Durchführung der Gruppierung wurde sichergestellt, dass die Knochen der beiden Lieferungen in etwa gleichmäßig auf die drei Versuchsgruppen aufgeteilt worden waren. Die Bezeichnung der Knochen erfolgte gemäß Abbildung 3.7 durch die Benennung der Lieferung, einer fortlaufenden Nummer und der Gruppenbezeichnung.

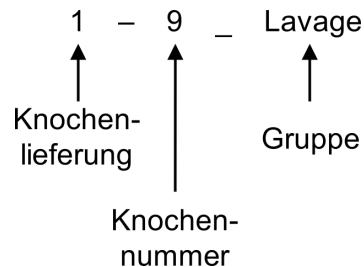


Abbildung 3.7: Erläuterung der Knochenbezeichnung.

Kavitätspräparation

Zur Durchführung der Implantationen und den darauffolgenden linearen Auszugsversuchen war die anatomische Achse des Knochens von Bedeutung. Damit keine unerwünschten Querkräfte auf das Implantat oder den Knochen bei der Einbringung und beim Auszug des Implantats wirken konnten, musste die Achse der Kavität fixiert sein und mit der anatomischen des Knochens sowie mit der der verwendeten Maschinen übereinstimmen. Dafür wurden die Knochen unter Verwendung eines Einbettmittels fixiert. Mithilfe eines in der Höhe verstellbaren Vierbeintisches wurde der Knochen in einem Einbetttopf so ausgerichtet, dass die proximale Resektionsfläche am Knochen und die Platte des heruntergelassenen Vierbeintisches genau aufeinanderlagen

(Abb. 3.8). Auf diese Weise konnte eine gerade Ausrichtung des Knochens entlang der Resektionsfläche gewährleistet werden. Durch das Fixieren des Knochens mit mehreren Schrauben konnte sich dessen Position im Einbetttopf bis zur Einbettung nicht mehr verschieben. Für die Einbettung wurde das Zweikomponenten-Kalteinbettmittel Technovit® 4004 (Kulzer, Hanau, Deutschland) mit einer Aushärtezeit von etwa 15 Minuten und einem niedrigen Siedepunkt genutzt. Unter einer Abzugshaube wurden 200 g Technovit® 4004-Pulver und 100 g Technovit® 4004-Flüssigkeit, die zuvor miteinander vermengt worden waren, in den Einbetttopf mit dem verschraubten Knochen gegeben. Nach der Aushärtezeit war der Knochen im Technovit® fixiert und Position und Ausrichtung konnten nicht mehr verändert werden.



Abbildung 3.8: Mithilfe des Vierbeintisches im Einbetttopf fixierter Knochen.

Bei Operationen an humanen Femora wird die Kavität für das Implantat im Schenkelhals unter Verwendung verschiedener Reamer erzeugt. Begonnen wird mit einem Bohrer mit einem Durchmesser von 8 mm gefolgt von Reamern mit größer werdenden Durchmessern. Solange noch ausreichend Platz im Hals zur Kortikalis vorhanden ist, wird ein weiterer größerer Reamer benutzt. Der Durchmesser des letzten verwendeten Reamers bestimmt die Größe des einzusetzenden Implantats. Die Tiefe der Bohrung kann anhand von Markierungen auf dem Reamer bestimmt werden. Wie tief die Kavität sein muss, geht aus den präoperativen Planungsdaten hervor. Vorgeschrieben ist ein Offset von 3 mm zwischen dem Boden der Kavität und der Unterseite des Implantats (Abb. 3.9). [DePuy International Ltd 2009]

Bei einer auf diese Weise erfolgten Kavitätserzeugung und anschließender Implantation ist der zu erreichende Pressfit maximal.

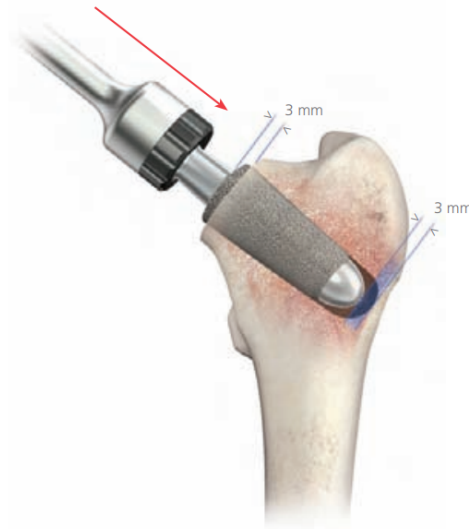


Abbildung 3.9: Zur Herstellung des Offsets geforderte Position des Implantats in der Kavität [DePuy International Ltd 2009].

In der vorliegenden Studie wurde nach dem Vorbohren mit einem 10 mm Bohrer (Abb. 3.10 (a))(2) direkt der finale Reamer (Abb. 3.10 (b))(1) mit einem Durchmesser von 22 mm benutzt, um die Kavität (Abb. 3.10 (b))(3) passend zu dem zu verwendenen Implantat zu erzeugen. Der Reamer wurde nicht wie im klinischen Gebrauch mit der Hand betrieben, sondern in eine Standbohrmaschine (3.10 (a))(1) eingespannt. Bei allen Knochen wurden eine Drehzahl von $n = 350 \frac{\text{Umdrehungen}}{\text{Minute}}$ und ein langsamer händischer Vorschub gewählt. Für einen sicheren Halt des eingebetteten Knochens beim Bohren wurde dieser mit Schrauben in einem Maschinentopf (Abb. 3.10 (a))(4), dessen Verrutschen mittels einer Schraubzwinde (Abb. 3.10 (a))(5) verhindert wurde, befestigt. Die Stelle, an der sich der Mittelpunkt der Bohrung befinden sollte, wurde so gewählt, dass die Bohrung mittig und entlang der anatomischen Achse positioniert wurde.

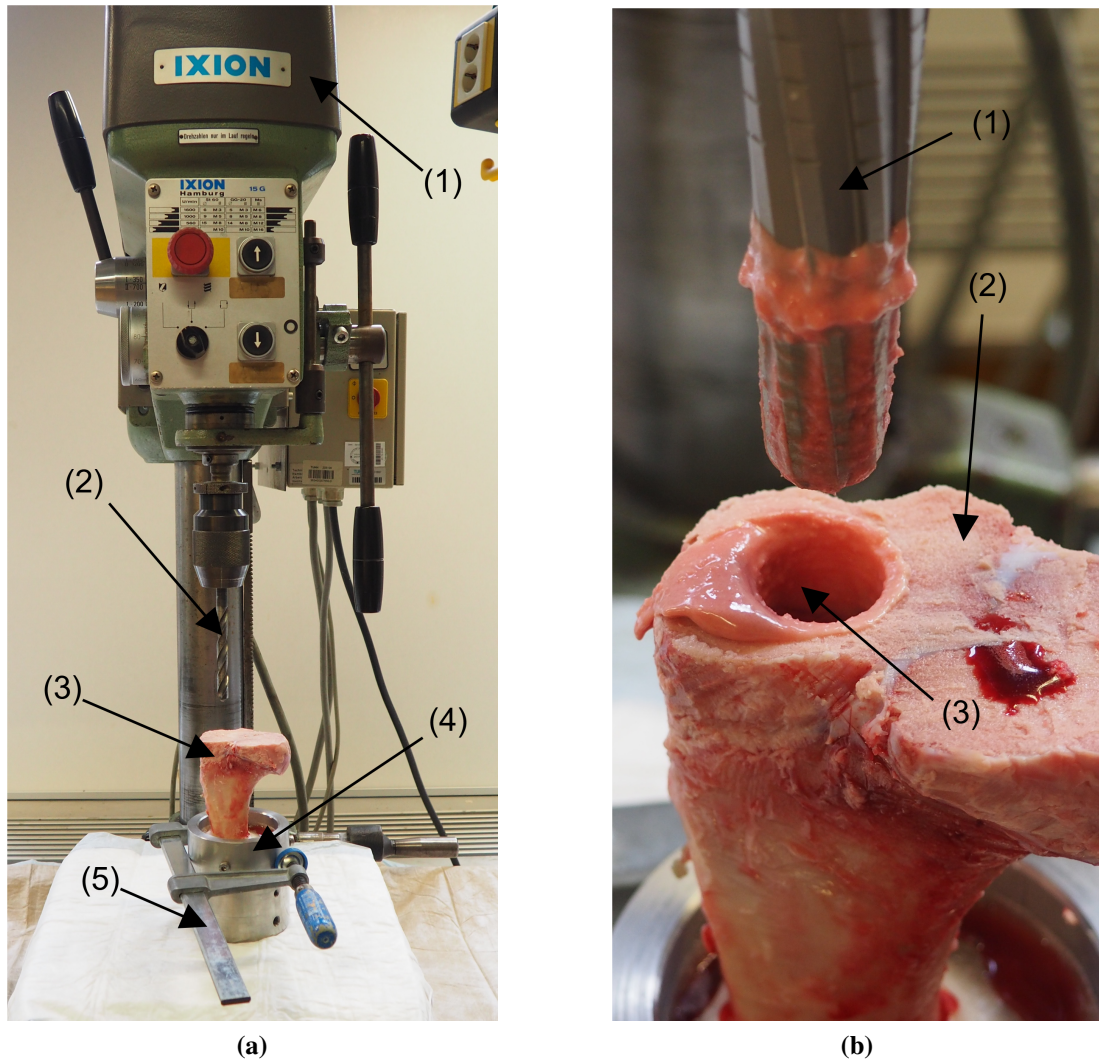


Abbildung 3.10: Aufbau an der Standbohrmaschine beim Vorbohren mit einem 10 mm-Bohrer (a): (1) Standbohrmaschine, (2) Bohrer, (3) Knochen, (4) Maschinentopf, (5) Schraubzwinge und beim Bearbeiten der Kavität mit dem zum gewählten Implantat passenden Reamer (b): (1) Reamer, (2) Knochen, (3) Kavität.

Da die porcinen Humeri nicht ausreichend Spongiosa aufwiesen, um das Implantat über die komplette Länge von $l_{\text{Implantat}} = 56 \text{ mm}$ zu implantieren, wurde für diese Versuche eine Kavitätstiefe von 33 mm geplant. Um zu ermitteln, welcher Pressfit in Abhängigkeit zum maximalen Wert bei vollständiger Implantation erreichbar war, wurde zunächst der theoretische Pressfit in Abhängigkeit der Implantatposition ermittelt. Gemäß Gleichung 2.1 berechnet sich der theoretische Pressfit des Silent™ Hip Stems mit einem Offset von 3 mm aus

$$\begin{aligned} \text{Pressfit}_{\text{theoretisch}}(x) &= \frac{1}{8} \cdot x + 15 - \frac{15}{146} \cdot (x + 3) + \frac{2143}{146} \\ &= \frac{13}{584} \cdot x + \frac{1}{73}, \end{aligned} \quad (3.1)$$

wobei die Variable x die Tiefe des Implantats von der proximalen Resektionsebene aus beschreibt. Zur Berechnung des Pressfitanteils bei verschiedenen Implantationstiefen wurde Gleichung 3.2 mit $x_{\max} = 53$ mm angewendet.

$$\text{Pressfitanteil}_{\text{theoretisch}}(x) = \frac{\frac{13}{584} \cdot x + \frac{1}{73}}{\frac{13}{584} \cdot x_{\max} + \frac{1}{73}} \cdot 100 \quad (3.2)$$

Abbildung 3.11 zeigt den bei einer Kavitätstiefe von 33 mm und einer daraus resultierenden Implantationstiefe von 30 mm erreichbaren theoretischen Pressfit im Verhältnis zum maximalen theoretischen Pressfit bei vollständiger Implantation.

Es ergab sich, dass bei einer Implantationstiefe von 30 mm bereits 57 % des maximalen theoretischen Pressfits erreicht werden können. Nach dem Reamen wurden bei allen Knochen ausgetretenes Knochenmark und sonstige Partikel mit einem Spatel entfernt.

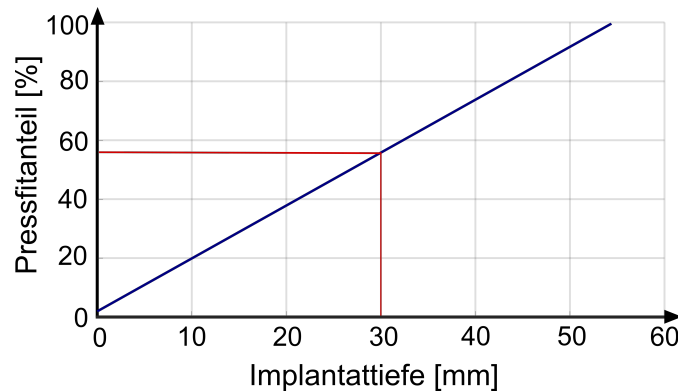


Abbildung 3.11: Theoretischer Pressfit in Abhängigkeit der Systemtiefe im Verhältnis zum maximalen theoretischen Pressfit.

3.1.3 Kavitätsmodifikation

Gemäß Abschnitt 3.1.2 wurden die 21 porcinen Humeri in drei Gruppen, die sich durch die Modifikation der Kavitäten voneinander unterschieden, getestet. Im Folgenden wird das Vorgehen bei der Modifizierung der Kavitäten der einzelnen Gruppen beschrieben.

Gruppe Nativ

Die Kavitäten der Gruppe *Nativ* wurden nach dem Reamen nicht verändert. Diese Gruppe diente als Vergleichsgruppe für die Gruppen ohne und mit zusätzlichen Partikeln.

Gruppe Lavage

Die Knochen in der Gruppe *Lavage* wurden einer Spülung mit Ringerlösung unterzogen (Abb. 3.12). Dafür wurden bei allen Knochen zunächst die Kavitäten mit Ringerlösung aufgefüllt und mit einer Bürste in drei Umdrehungen gereinigt. Anschließend wurde der Knochen mit der Kavitätsöffnung nach unten gehalten und mit Ringerlösung ausgespült. Es folgte ein weiterer Durchgang mit der Bürste und eine abschließende Spülung mit Ringerlösung. Das Ziel dieser Prozedur war, möglichst viele der beim Bohrvorgang entstandenen Partikel zu entfernen, um eine saubere Kavität ohne gelöste Partikel zu erhalten.

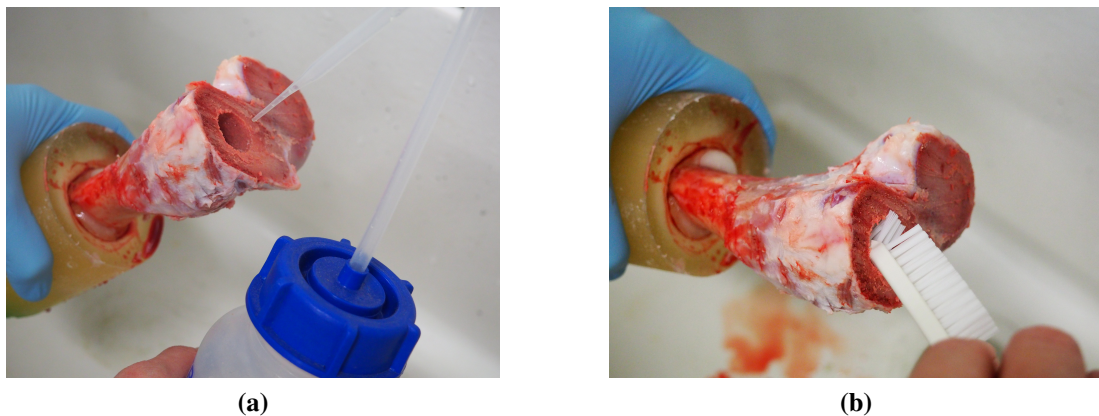


Abbildung 3.12: Bearbeitung der Kavität eines Knochens aus Gruppe *Lavage* durch das Spülen mit Ringerlösung (a) und das Ausbürsten (b).

Gruppe Partikel

Die Knochen der Gruppe *Partikel* sollten mit zusätzlich in die Kavität eingebrachten Knochenpartikeln getestet werden, die aus den mit dem Hohlbohrer entnommenen jeweiligen Knochenzylindern mittels der Knochenmühle Noviomagus Minimill (Spierings Orthopedics, Nijmegen, Niederlande) hergestellt wurden. Unter Verwendung der in die Mühle eingebauten Mahltrommel Extra Extra Extra Fine konnten Partikel mit einer Größe unterhalb eines Millimeters gewonnen werden. Um die Partikel stets unter denselben Bedingungen herzustellen, wurde die Knochenmühle nicht wie in der Surgical Technique [Spierings Orthopaedics 2015] beschrieben mit der Hand bedient. Verwendet wurde der Versuchsaufbau, der im Rahmen einer Projektarbeit von Fenna Neumann (TUHH 2021) entwickelt worden war (Abb. 3.13). Die Handkurbel wurde ersetzt durch ein Power Tool (8), das über einen Adapter und eine Kupplung (7) mit der Knochenmühle (1) verbunden wurde. Auf diese Weise konnte eine konstante und bei allen Knochen einheitliche Leistung der Mühle gewährleistet werden. Der Stempel (6), der den Knochenzylinder (2) in der dafür vorgesehenen Öffnung auf die Mahltrommel presste, wurde durch ein Gewicht ($m = 3 \text{ kg}$) (5) nach unten gezogen, wodurch die

Partikel aller Knochen mit gleichem Druck hergestellt werden konnten. Nach jeder Partikelgewinnung wurde die Knochenmühle gereinigt.

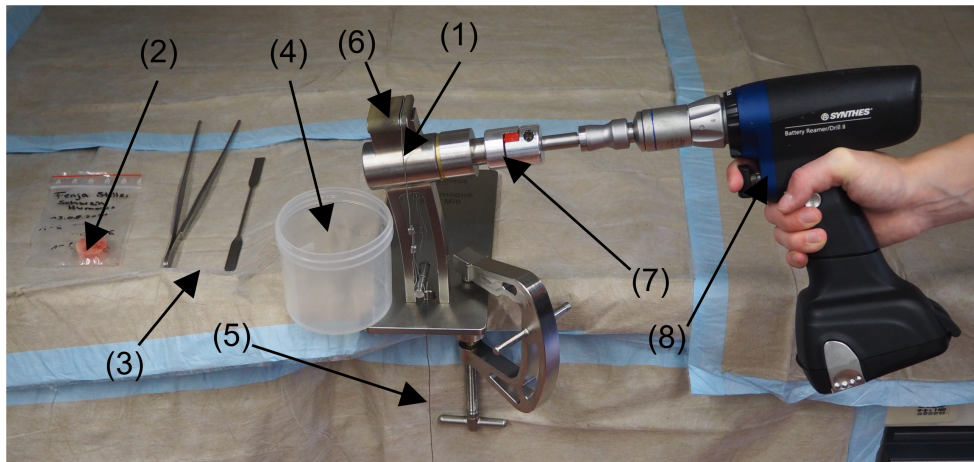


Abbildung 3.13: Aufbau zur Erzeugung der Spongiosapartikel: (1) Knochenmühle mit Mahlstrommel, (2) Spongiosazylinder, (3) Arbeitsutensilien, (4) Behälter zum Auffangen der Partikel, (5) Drahtseil mit befestigtem Gewicht, (6) Druckstempel, (7) Adapter und Kupplung, (8) Powertool mit Leistungsbegrenzer.

Um in jeden Knochen die gleiche Partikelmenge einbringen zu können, wurde jeweils 1 g Partikel mithilfe einer Feinwaage (5) abgewogen (Abb. 3.14 (a)). Die Partikel (2) wurden mit 0,2 g Ringerlösung (3) vermengt, um die Haftung in der Kavität zu verbessern. Mit einem Metallspatel (1) wurden die abgewogenen Partikel (Abb. 3.14 (b)) in der Kavität verteilt und leicht festgedrückt, damit sie an der gewünschten Stelle hafteten (Abb. 3.14 (c)).

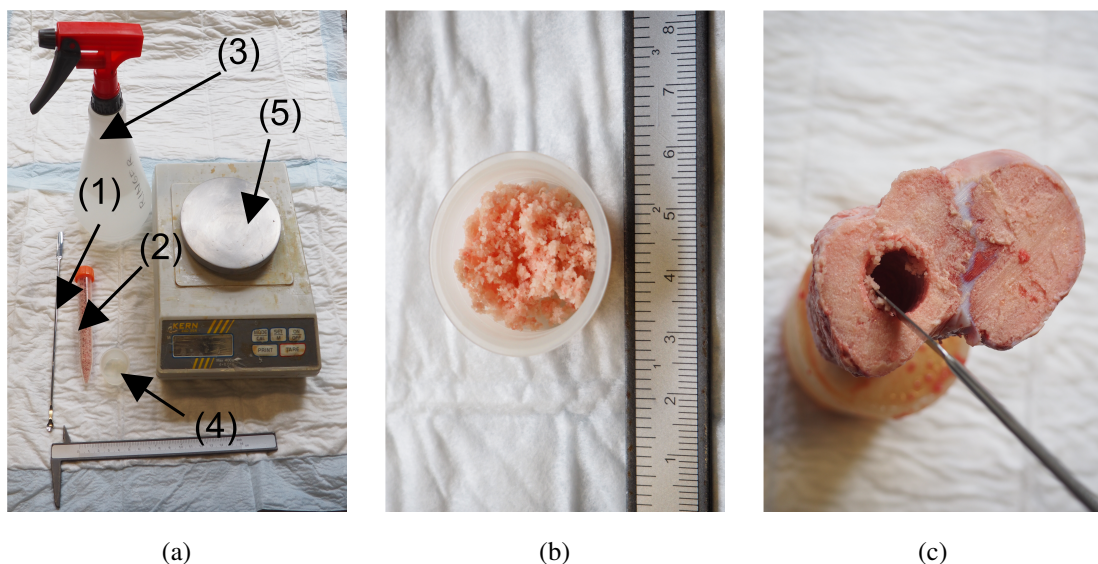


Abbildung 3.14: Partikelvorbereitung: Utensilien zum Abwiegen und Anmischen der Partikel-Ringerlösung-Mischung (a): (1) Metallspatel, (2) Partikel, (3) Ringerlösung, (4) Behälter zum Abwiegen der Partikel, (5) Feinwaage; abgewogene Partikelmenge (b); Einbringung der Knochenpartikel in die Kavität mit Hilfe eines Metallspatels (c).

3.2 Implantation

3.2.1 Fallturmimplantation

Für die Implantation des Implantats in die an der Standbohrmaschine erzeugten Kavität standen verschiedene Alternativen zur Auswahl.

Eine Möglichkeit bestand darin, die Implantate wie in der Surgical Technique [DePuy International Ltd 2009] beschrieben mit einem Hammer zu implantieren. Bei dieser Methode wird das Implantat mit einem speziellen Impaktor in die Kavität eingeschlagen, bis das Implantat eine Setztiefe erreicht hat, bei der noch 3 mm des Implantats aus der Kavität herausragen. Bei dieser Studie auf diese Weise zu implantieren, wäre der Realität am nächsten gekommen. Jedoch lässt sich dieses Verfahren nicht standardisieren, da beim händischen Einschlagen mithilfe des Impaktors keine bestimmte, vorher festgelegte Kraft aufgebracht werden kann. Des Weiteren ist hierbei nicht sichergestellt, dass das Implantat exakt senkrecht in die Kavität eingebracht wird und nicht während des Impaktierens verkippt.

Gewählt wurde die Verwendung eines Fallturms zur Implantation. Bei diesem fällt ein Gewicht von 5 kg wiederholt aus einer definierten Höhe auf das Implantat und schlägt es in den Knochen ein. Das Einschlagen des Implantats am Fallturm kommt der klinischen Situation nah, da das wiederholte Fallenlassen des definierten Gewichts aus einer festgelegten Höhe dem in der Surgical Technique [DePuy International Ltd 2009] beschriebenen händischen Einschlagen ähnelt.

Abbildung 3.15 zeigt den Aufbau des Fallturms für die vorliegende Studie. Das Fallgewicht (3) des Fallturms wurde durch einen passiven Elektromagneten festgehalten. Durch das kurzzeitige Schließen eines Stromkreises fiel das Gewicht auf eine Welle, die in einer Linearführung (4) verlief. An der Welle war ein für die Versuche dieser Arbeit konstruierter Impaktor (5) befestigt. Der Impaktor, bestehend aus einem Adapter aus Aluminium und einem Inlay aus Polyoxymethylen, sorgte dafür, dass es nicht zu einer Verkipfung des Implantats (6) im Knochen (7) beim Einschlagen durch das Fallgewicht kommen konnte. Die Fallhöhe konnte durch das Verfahren der Traverse (1) eingestellt und mit der Messuhr (2) bestimmt werden. Die Konstruktionszeichnungen des Maschinentopfes (9) zur Fixierung des Knochens und des Impaktors sind in Anhang A.2 zu finden.

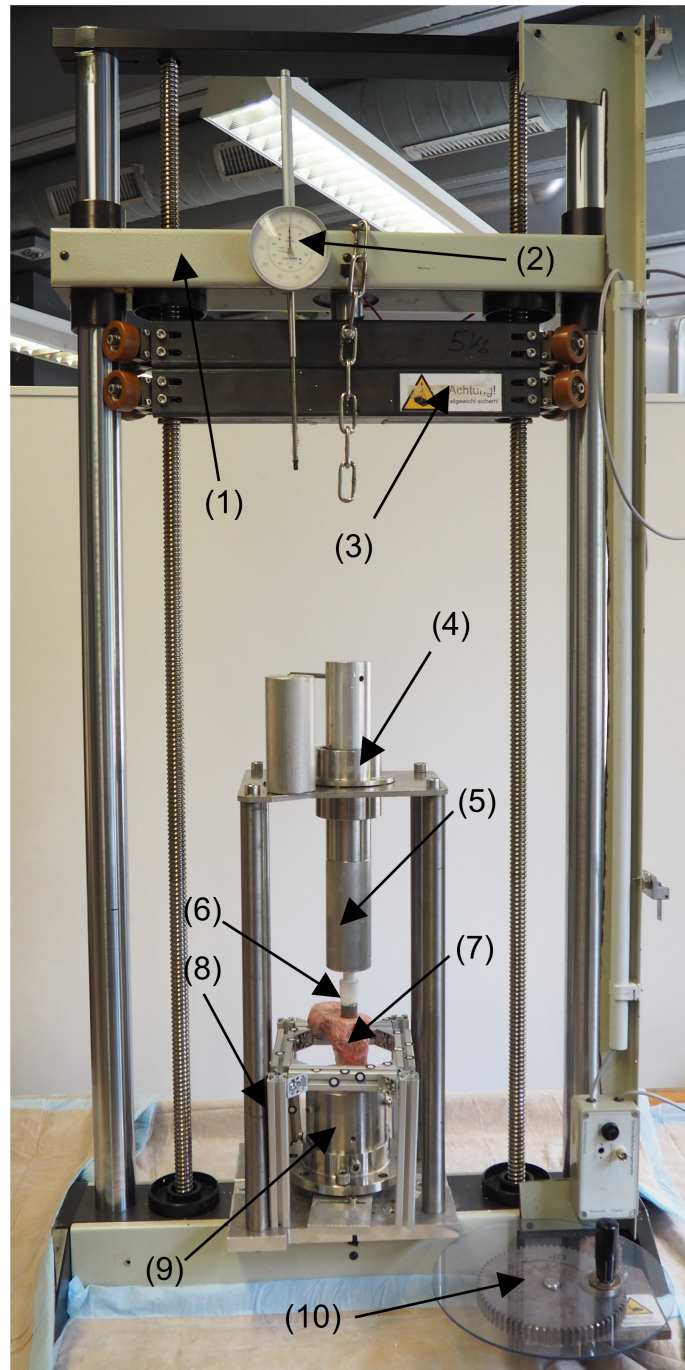


Abbildung 3.15: Aufbau des Fallturms zur Implantation des Implantats: (1) Traverse, (2) Messuhr zur Bestimmung der Fallhöhe, (3) Fallgewicht, (4) Linearführung, (5) Impaktor, (6) Implantat, (7) Knochen, (8) Gerüst mit Zielmarken für den Laserscan, (9) Maschinentopf, (10) Handrad zum Verstellen der Fallhöhe.

Für die Implantation wurde der zu testende eingebettete Knochen im Maschinentopf unter dem Fallgewicht befestigt. Per Hand wurde das Implantat locker und gerade in der Kavität platziert. Der konstruierte Impaktor mit dem Polyoxymethylen-Einsatz wurde mit der Welle in der Linearführung verbunden und der Knochen darunter so ausgerichtet, dass der Impaktor auf das Implantat gesetzt werden konnte.

Auf das Implantat sollte bei jeder Implantation die gleiche Energie einwirken. Aus diesem Grund konnte davon ausgegangen werden, dass es immer mit der gleichen Festigkeit im Knochen sitzen würde. Es konnte jedoch nicht sichergestellt werden, dass das Implantat immer gleich tief im Knochen steckte. Im Rahmen einer Vorstudie wurde die optimale Fallhöhe des 5 kg-Gewichts ermittelt. Die auf den Knochen und das Implantat wirkende Energie pro Schlag durfte dabei nicht zu groß sein, um ein Brechen des Knochens durch zu große Setztiefen zu verhindern. Es wurde festgelegt, dass das Gewicht jeweils fünfmal aus den Höhen 20,4 mm, 30,6 mm und 40,8 mm fallengelassen werden sollte. Die aufgebrachte Energie E berechnet sich durch

$$E = m \cdot g \cdot h \quad (3.3)$$

mit $m = 5 \text{ kg}$, $g = 9,81 \text{ m/s}^2$ und den drei Fallhöhen zu $E_1 = 1 \text{ J}$, $E_2 = 1,5 \text{ J}$ und $E_3 = 2 \text{ J}$. Die Ausgangssituation zeigte den durch den Impaktor und die Welle mit 17 N belasteten Knochen. Während der Versuche wurde bei jedem Knochen dasselbe Implantat durch insgesamt 15 Schläge auf den drei beschriebenen Energieniveaus eingeschlagen.

3.2.2 Positionsbestimmung

Um zu ermitteln, wie das Implantat vor und nach der Implantation im Knochen saß, wurden Scans in der Ausgangssituation (Abb. 3.16 (a)) und nach dem erfolgten Einschlagen (Abb. 3.16 (f)) des Implantats mit einem HandySCAN 3D-Laserscanner der Firma Creaform (Lévis, Kanada) durchgeführt. Dafür notwendig waren die aufgebrachten Zielmarken auf dem um den Knochen positionierten Gerüst (Abb. 3.15 (8)). Mit einer Auflösung von 0,2 mm und einer Genauigkeit von bis zu 0,02 mm ermöglicht der HANDYScan 3D die Vermessung dreidimensionaler Objekte. Mittels der Triangulation der Zielmarken wurde in einer ersten Messung die Position des Messsystems im Raum lokalisiert. Während der eigentlichen Messung und der Erstellung des Scans wurde mittels auf das zu vermessende Objekt gerichtete Laserstrahlen jeder Punkt auf dem Objekt erfasst und anhand der Bekanntheit der Referenzpunkte durch das Scannen der Zielmarken einer bestimmten Raumposition zugeordnet. Auf diese Weise bildete sich eine Punktwolke, die mit einer Software zu einem 3D-Objekt umgerechnet wurde. [Kersten et al. 2017]

Um das Abtasten mit den Laserstrahlen zu ermöglichen, durften die Oberflächen des zu scannenden Objekts nicht zu stark reflektieren, weshalb das verwendete Implantat vor jeder Implantation mit einem Kreidespray besprüht wurde.

Aus den zwei angefertigten Scans pro Knochen in der Software VXelements (Creaform, Lévis, Kanada) und dem anschließenden Export nach VXmodels (Creaform, Lévis, Kanada) konnte die Implantatposition vor und nach der Implantation ermittelt werden (Abb. 3.16). Die Implantatposition schließt sowohl die Setztiefe des Implantats im Knochen als auch den Winkel β zwischen Implantat und proximaler Resektionsebene ein.

Zur Positionsbestimmung wurde zunächst beim ersten Scan (Abb. 3.16 (a)) durch das Auswählen zehn zufälliger Punkte auf der proximalen Resektionsebene des Knochens eine Ebene konstruiert (Abb. 3.16 (b)), in welche ein Koordinatensystem (Abb. 3.16 (c)) gelegt wurde. Nach dem Wählen fünf beliebiger Punkte auf dem Rand des Implantats wurden deren Abstände a_n zur Knochenebene ermittelt (Abb. 3.16 (d)) und aus diesen so bestimmten Werten der Mittelwert gebildet. Durch dessen Subtraktion von der Gesamtimplantatlänge ($l_{\text{Implantat}} = 56,21 \text{ mm}$) wurde errechnet, wie weit das Implantat vor der Implantation bereits im Knochen gesteckt hatte.

$$\text{Setztiefe} = l_{\text{Implantat}} - \frac{\sum_{n=1}^5 (a_n)}{5} \quad (3.4)$$

Beim zweiten Laserscan, der die Situation nach erfolgter Implantation zeigte (Abb. 3.16 (f)), wurde auf dieselbe Weise verfahren. Aus der Differenz der vorher und hinterher errechneten Mittelwerte ergab sich die Strecke, die das Implantat beim Einschlagen in den Knochen gewandert war. Die Situation, in der das Implantat weiter im Knochen steckte als die erforderlichen 30 mm, wurde dabei als positive Abweichung zu 30 mm gewertet und die, bei der das Implantat nicht weit genug implantiert werden konnte, als negative. Insgesamt wurde diese Auswertung als *relative Setztiefe* bezeichnet.

Um noch zusätzliche Informationen über das eingeschlagene Implantat zu erhalten, wurde der Winkel β des Implantats im Knochen vor und nach der Implantation bestimmt (Abb. 3.16 (e)). Auf der Oberkante des Implantats wurde hierfür eine Ebene durch das Auswählen fünf zufälliger Punkte gebildet und anschließend der Winkel zwischen der Knochen- und der Implantatebene in VXmodels bestimmt.

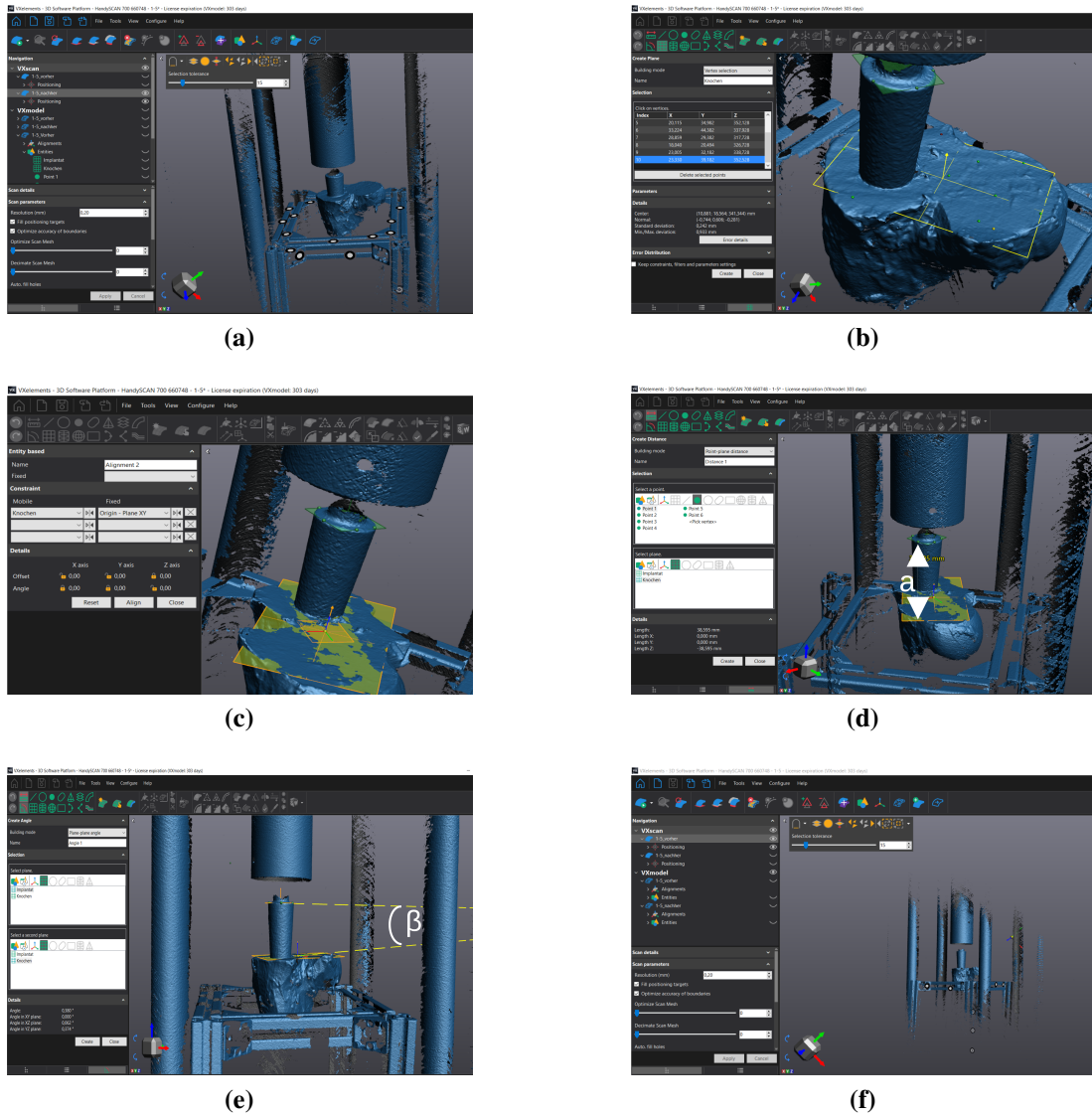


Abbildung 3.16: Methode zur Bestimmung der Setztiefe und des Winkels β : unbearbeiteter Scan vor der Implantation (a), auf die Resektionsfläche gelegte Ebene (b), Koordinatensystem mit der Resektionsebene als Ursprung (c), Abstandsmessung zwischen Implantat und Knochen (d), Winkelmessung zwischen Implantat und Knochen (e), unbearbeiteter Scan nach der Implantation (f).

3.3 Explantation

Der Auszug des fest im Knochen sitzenden Implantats zur Bestimmung der Primärstabilität wurde an einer uniaxialen Materialprüfmaschine (Z010, Zwick Roell, Ulm, Deutschland) (Abb. 3.17) durchgeführt. Der im Maschinentopf (6) befestigte Knochen (5) mit eingeschlagenem Implantat (4) wurde auf einem XY-Tisch (7) an der Materialprüfmaschine befestigt. Der XY-Tisch glich unerwünschte Querkkräfte beim Auszug aus. An die Kupplung (2) am Kraftaufnehmer (1) der Materialprüfmaschine wurde eine Klemme (3) geschraubt, die locker am Implantat befestigt wurde. Über ein weggesteuertes Programm wurde das Implantat mit einer konstanten Geschwindigkeit von $v = 0,1 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ nach dem Aufbringen einer Vorkraft von 5 N bei einer Prüfgeschwindigkeit von $0,05 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ aus dem Knochen gezogen. Nach 140 s wurde der Auszug automatisch beendet. Vor dem Implantieren des ausgezogenen Implantats in den nächsten Knochen wurde es unter fließendem Wasser und unter Zuhilfenahme einer Bürste gesäubert, um für jede Implantation dieselben Ausgangsbedingungen zu schaffen.

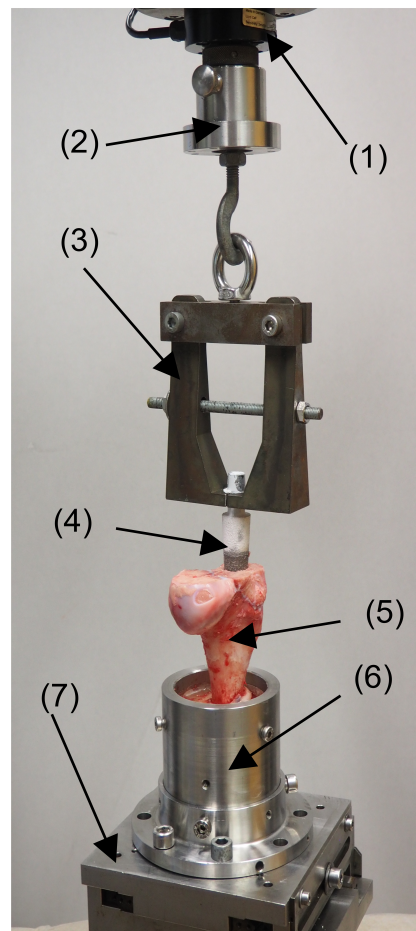


Abbildung 3.17: Aufbau für den Auszug an der uniaxialen Materialprüfmaschine: (1) Kraftaufnehmer, (2) Kupplung, (3) Klemme, (4) Implantat, (5) Knochen, (6) Maschinentopf, (7) XY-Tisch.

Als Maß für die Primärstabilität des Implantats im Knochen dienten die maximalen Kräfte, die beim Auszug an der Materialprüfmaschine gemessen wurden. Ein dabei typischer Verlauf der Kraft über den verfahrenen Weg ist in Abbildung 3.18 dargestellt. Der Peak nach der verfahrenen Strecke a spiegelt den sich zurechtrückenden XY-Tisch wider. Die Maximalkraft F_{max} wird nach Strecke b erreicht. Es folgen einige weitere kleine Ausschläge, die durch das Ruckeln beim Lösen des Implantats entstanden. Anschließend fällt die Kraft kontinuierlich, bis das Implantat nach verfahrenem Weg c keine Berührungspunkte mit dem Knochen mehr aufwies.

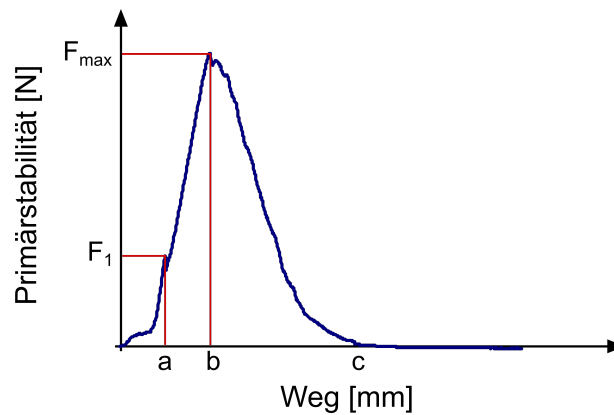


Abbildung 3.18: Beispielhafter Verlauf der Auszugskraft.

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte durch nicht parametrische Tests mit der Software RStudio bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$.

4 Ergebnisse

Nach der erfolgten Implantation und Explantation eines Silent™ Hip Stems aus 21 porcinen Humeri werden im Folgenden die erzielten Ergebnisse dargelegt. Da sechs Knochen nach der Implantation des Implantats einen Riss aufwiesen, wird zunächst das Rissverhalten betrachtet. Anschließend werden die weiteren Ergebnisse aus Implantation und Explantation dargelegt.

4.1 Implantation

4.1.1 Rissverhalten

Bei sechs der 21 porcinen Humeri trat während der Implantation ein Riss im Knochen auf. An Knochen der Gruppe *Lavage* waren keine Beschädigungen sichtbar, von den Exemplaren der Gruppe *Partikel* waren zwei gerissen und von den Knochen der Gruppe *Nativ* vier.

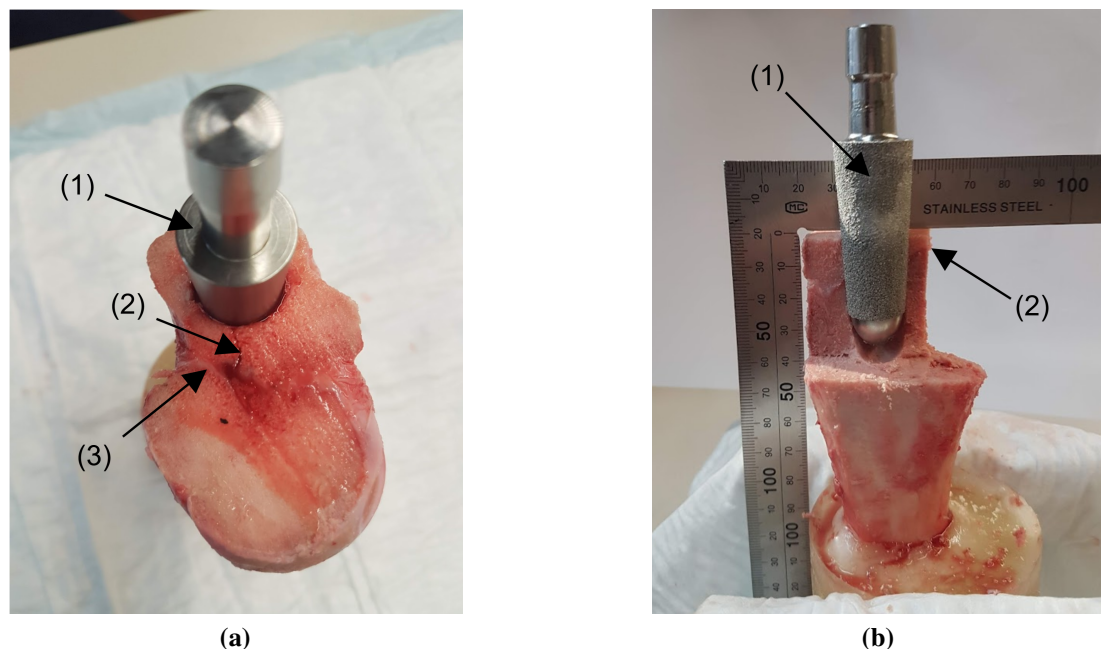


Abbildung 4.1: Rissverhalten: Draufsicht auf einen Knochen mit zur Epiphysenfuge verlaufendem Riss (a): (1) Implantat, (2) Riss, (3) Epiphysenfuge und Darstellung der implantierten Situation des in der Studie verwendeten Implantats in einem aufgesägten gerissenen Knochen (b): (1) Implantat, (2) Epiphysenfuge.

Auffällig war, dass sich der Riss im Knochen stets am minimalen Abstand zur Epiphysenfuge in der Schnittebene des Knochens und in der medial-lateralen Ebene zur Wachstumsfuge hin ausbreitete (Abb. 4.1). Da der Einfluss dieser Beschädigungen noch zu diskutieren ist, werden folgend zum einen die Ergebnisse aller Knochen (*alle*) betrachtet und zum anderen nur die Ergebnisse der nicht gerissenen (*intakt*).

4.1.2 Position der Implantate im Knochen

Bei jeder Implantation wirkte die gleiche Energie auf den Knochen-Implantat-Verbund ein. In der gewünschten Endposition sollte das Implantat 30 mm tief in der Kavität sitzen. Abbildung 4.2 zeigt einen Scatterplot (a) sowie einen Boxplot (b) der erreichten relativen Setztiefen pro Gruppe, bei denen die gerissenen Knochen markiert sind.

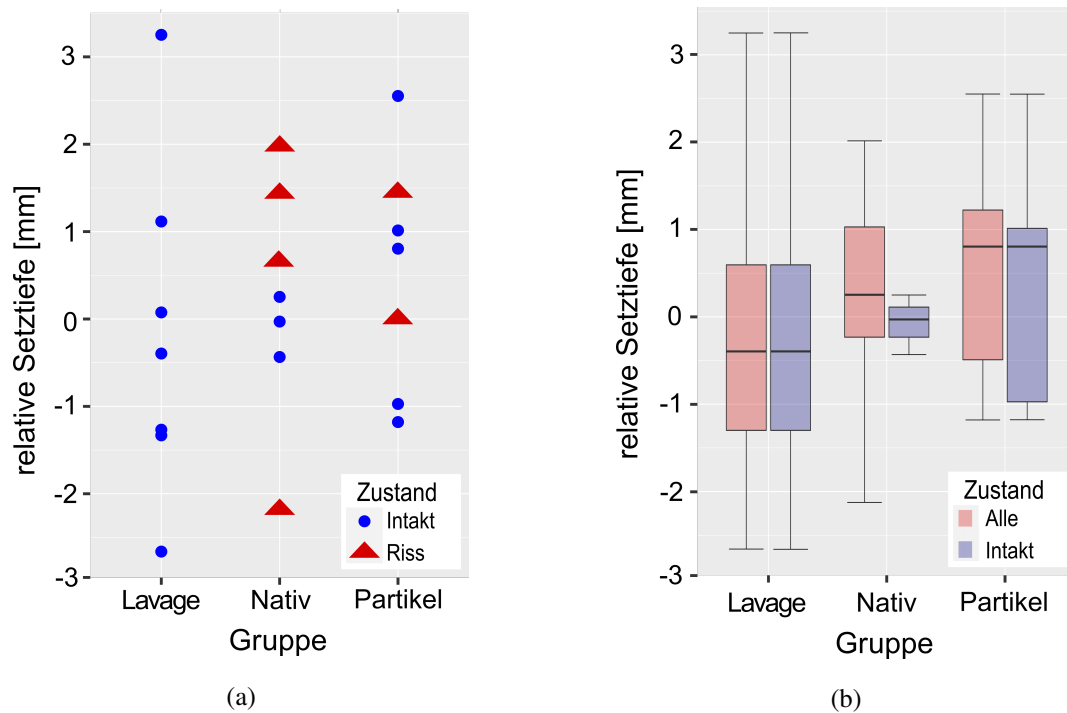


Abbildung 4.2: Scatterplot (a) und Boxplot (b) der ermittelten relativen Setztiefen.

Die Tabellen 4.1 und 4.2 zeigen die ermittelten Positionswerte. Gruppenvergleichende Kruskal-Wallis-Tests zwischen den Gruppen *Lavage*, *Nativ* und *Partikel* zeigten keine Unterschiede in der relativen Setztiefe ($p_{\text{alle}} = 0,580$; $p_{\text{intakt}} = 0,735$). Bei der Betrachtung der Spannweite der Setztiefen fiel auf, dass diese bei den Knochen mit zusätzlichen Partikeln am geringsten und bei den gespülten am höchsten war.

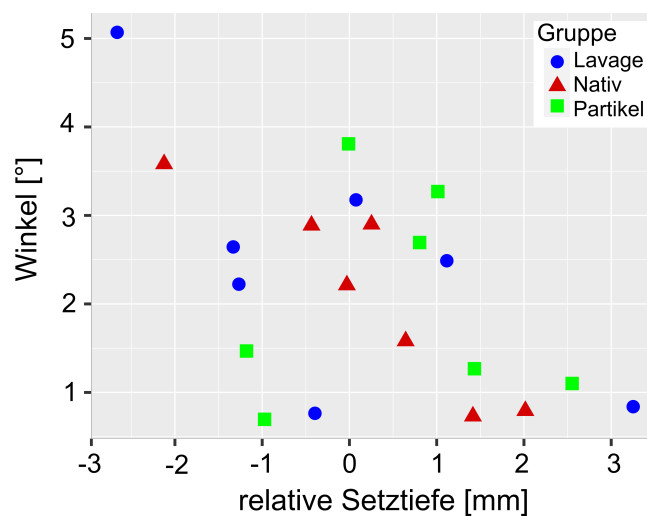
Tabelle 4.1: Übersicht der erreichten Implantatpositionen bei allen Knochen.

Gruppe	Medianwerte der relativen Setztiefen [mm]	Spannweite der Positionen [mm]	Medianwerte der bestimmten Winkel (β) [°]
<i>Lavage</i>	-0,40	5,91	2,49
<i>Nativ</i>	0,25	4,14	2,21
<i>Partikel</i>	0,8	3,73	1,47

Tabelle 4.2: Übersicht der erreichten Implantatpositionen bei den intakten Knochen.

Gruppe	Medianwerte der relativen Setztiefen [mm]	Spannweite der Positionen [mm]	Medianwerte der bestimmten Winkel (β) [°]
<i>Lavage</i>	-0,40	5,91	2,49
<i>Nativ</i>	-0,03	0,69	2,89
<i>Partikel</i>	0,80	3,73	1,47

Bezüglich des Winkels β zwischen Implantat und Knochen zeigte sich, dass die Unterschiede in den Winkeln statistisch unsignifikant waren ($p_{\text{alle}} = 0,932$; $p_{\text{intakt}} = 0,676$). Obwohl die Unterschiede der Implantatpositionen minimal waren, war dennoch eine Korrelation zwischen β und der relativen Setztiefe ($r = -0,557$; $p = 0,009$) (Abb. 4.3) festzustellen. Je tiefer das Implantat im Knochen saß, desto kleiner war der Winkel.

**Abbildung 4.3:** Zusammenhang des Winkels β zwischen Implantat und Knochen und der relativen Setztiefe.

4.2 Explantation

4.2.1 Optische Begutachtung der Kavitäten

Die Kavitäten, die einer Lavage mit Ringerlösung unterzogen worden waren (Abb. 4.4), wiesen vor der Implantation die glattesten Oberflächen auf. Nach der Explantation war zu erkennen, dass die Oberflächen durch das Implantat aufgeraut worden waren. Am ausgezogenen Implantat waren wenige Knochenpartikel zu sehen.

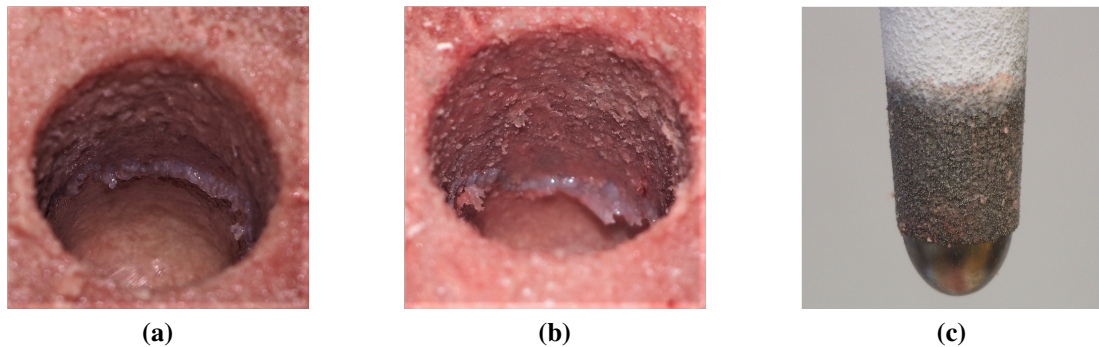


Abbildung 4.4: Kavität eines Knochens der Gruppe *Lavage* vor der Implantation (a) und nach der Explantation (b) sowie das Implantat nach der Explantation (c).

Bei den ungespülten Kavitäten der Knochen der Gruppe *Nativ* (Abb. 4.5) war vor der Implantation eine an der Innenseite der Knochenwand verteilte beim Reamen entstandene Suspension aus Partikeln, Knochenmark und weiteren Knochenbestandteilen zu erkennen. Nach der Explantation des Implantats sahen die Kavitäten ähnlich wie die der gespülten Knochen aus. Am Implantat hingegen waren mehr an der porösen Oberfläche haftende Knochenpartikel zu finden als nach dem Auszug aus den gespülten Knochen.

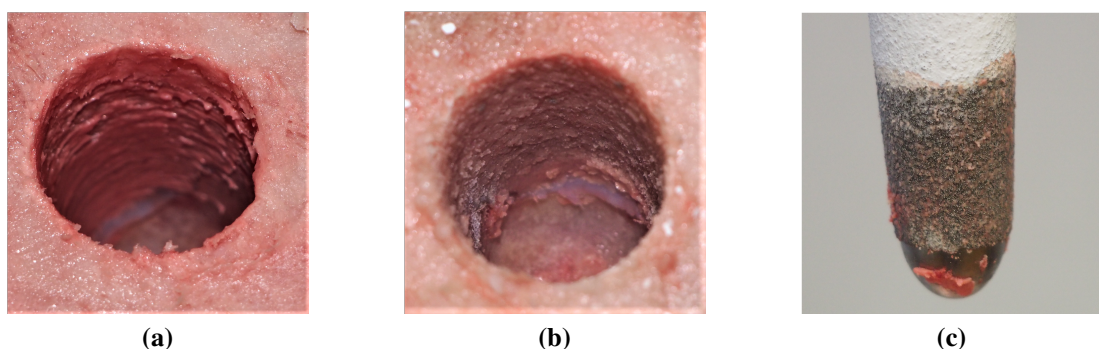


Abbildung 4.5: Kavität eines Knochens der Gruppe *Nativ* vor der Implantation (a) und nach der Explantation (b) sowie das Implantat nach der Explantation (c).

Die zusätzlich eingebrachten Partikel in Gruppe *Partikel* (Abb. 4.6) waren vor der Implantation deutlich in der Kavität sichtbar. Es war festzustellen, dass die Partikel an der Wand hafteten und nicht auf den Boden der Kavität gefallen waren. Dadurch wiesen die Kavitäten einen um einige Millimeter verkleinerten Durchmesser auf. Nach der Explantation fiel auf, dass sich zwar ein kleiner Partikelrand am unteren Ende der Kavitäten gebildet hatte, die Mehrheit der zusätzlichen Partikel jedoch nicht vom Implantat nach unten gedrückt worden war. Am ausgezogenen Implantat hafteten unwesentlich mehr Partikel als nach dem Auszug aus den Knochen der Gruppe *Nativ*.

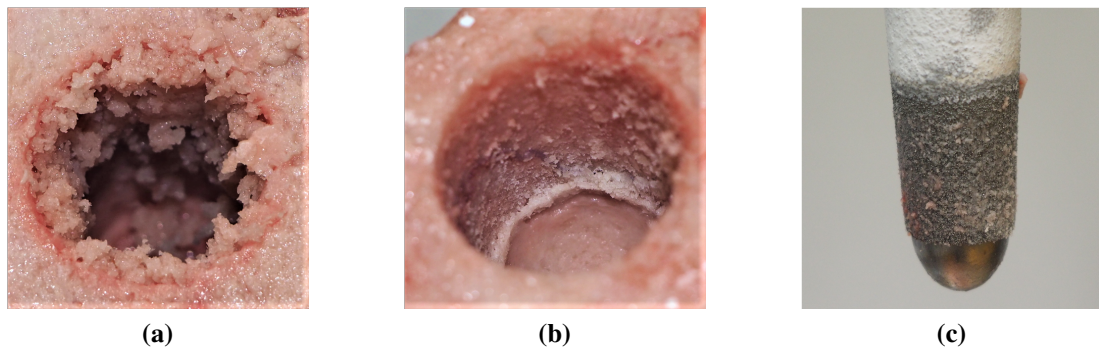


Abbildung 4.6: Kavität eines Knochens der Gruppe *Partikel* vor der Implantation (a) und nach der Explantation (b) sowie das Implantat nach der Explantation (c).

4.2.2 Primärstabilität

Zur Beurteilung der gemessenen Primärstabilitäten werden zunächst die beim Auszug des Implantats aufgezeichneten Kraftverläufe behandelt. In Abbildung 3.18 (Abschnitt 3.3) ist ein exemplarischer beim Auszug des Implantats aufgezeichneter Kraftverlauf dargestellt und erläutert.

Zwei Auszüge wiesen Besonderheiten bezüglich des Verlaufs auf. Der Graph des Auszugs aus einem intakten Knochen der Gruppe *Lavage* (Abb. 4.7 (a)) zeigt ein gegenüber den anderen Knochen vergrößertes Plateau beim Erreichen der Maximalkraft. Der Kraftverlauf eines Knochens der nativen Gruppe, der nach der Implantation einen Riss aufwies, lässt zwei deutliche lokale Kraftmaxima erkennen (Abb. 4.7 (b)). Die Kraftverläufe aller Auszüge sind im Anhang A.1 dargestellt.

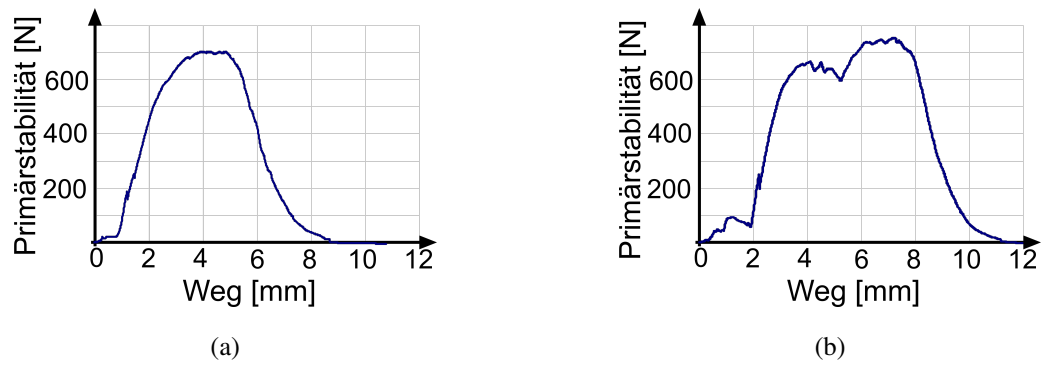


Abbildung 4.7: Auffällige Auszugskraftverläufe eines Knochens aus Gruppe *Lavage* (Knochen 2-5_ Lavage) (a) und aus Gruppe *Nativ* (Knochen 2-11_ Nativ) (b).

Insgesamt schwankten die Maximalwerte der Auszugskräfte und damit die Primärstabilitäten in einem Wertebereich zwischen 430 N und 860 N. Die Medianwerte der Primärstabilitäten pro Gruppe sind in Tabelle 4.3 abgebildet. Der Boxplot in Abbildung 4.8 lässt die Tendenz erkennen, dass die Auszüge aus Knochen der Gruppe *Partikel* mit zusätzlich eingebrachten Partikeln höhere Kräfte aufwiesen als die der Gruppen *Lavage* und *Nativ*.

Tabelle 4.3: Medianwerte und Spannweiten der Primärstabilitäten bei allen Knochen (a) und bei den intakten Knochen (b).

(a)			(b)		
Gruppe	Medianwert [N]	Spannweite [N]	Gruppe	Medianwert [N]	Spannweite [N]
<i>Lavage</i>	639,60	341,84	<i>Lavage</i>	639,60	341,84
<i>Nativ</i>	638,74	233,18	<i>Nativ</i>	641,63	158,43
<i>Partikel</i>	719,80	207,11	<i>Partikel</i>	719,80	207,11

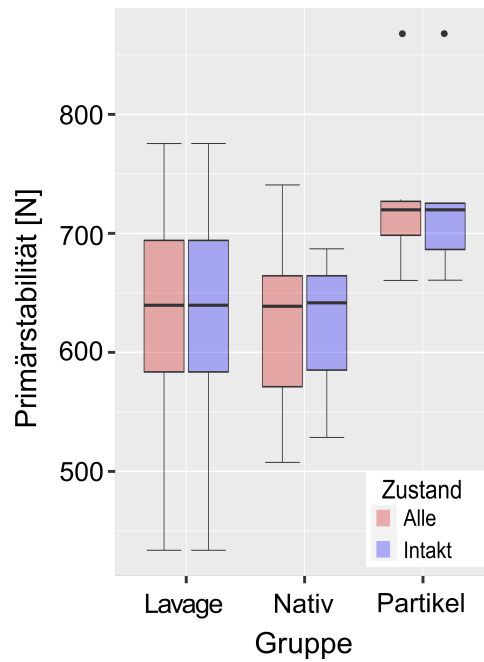


Abbildung 4.8: Boxplot der Primärstabilitäten [N] beim Auszug des Implantats pro Gruppe.

Kruskal-Wallis-Tests bestätigten den Verdacht der erhöhten Primärstabilitäten durch die Zugabe von Partikeln und wiesen die p-Werte $p_{\text{alle}} = 0,056$ und $p_{\text{intakt}} = 0,144$ auf. Wie bei den ermittelten Implantatpositionen streute die Primärstabilität bei den Auszügen der Gruppe *Partikel* am wenigsten. Um die Gruppen in einem direkten Zweiervergleich gegenüberzustellen, wurden einzelne Mann-Whitney-U-Tests zwischen den drei Gruppen durchgeführt. Es zeigte sich, dass bei der Betrachtung aller Knochen die Auszugskräfte der Gruppe *Partikel* statistisch signifikant höher waren als in den anderen Gruppen (Tab. 4.4). Bei den nicht sichtbar beschädigten Knochen ergab sich die Tendenz, dass in der Gruppe *Partikel* höhere Auszugskräfte auftraten als in den Gruppen *Lavage* und *Nativ*. Bei den intakten Knochen waren die p-Werte nicht statistisch signifikant. Es deutete sich jedoch an, dass bei den Implantationen mit zusätzlichen Knochenpartikeln die höheren Auszugskräfte auftraten.

Tabelle 4.4: Übersicht der p-Werte der Gruppenvergleiche der Primärstabilitäten bei allen Knochen (a) und bei den intakten Knochen (b).

(a)		(b)	
Gruppenvergleich	p-Wert	Gruppenvergleich	p-Wert
<i>Nativ-Partikel</i>	0,038	<i>Nativ-Partikel</i>	0,143
<i>Nativ-Lavage</i>	0,805	<i>Nativ-Lavage</i>	1,000
<i>Lavage-Partikel</i>	0,050	<i>Lavage-Partikel</i>	0,106

Die zur Testung verwendeten Knochen stammten aus zwei Knochenlieferungen. Um zu überprüfen, ob die Ergebnisse der gemessenen Primärstabilität von der Lieferungs-zugehörigkeit abhingen, wurden Kruskal-Wallis-Tests innerhalb der Gruppen *Lavage*, *Nativ* und *Partikel* bezüglich der Lieferung durchgeführt. Die erhaltenen p-Werte in Tabelle 4.5 zeigten keinen Einfluss der verschiedenen Knochenlieferungen.

Tabelle 4.5: Übersicht der p-Werte der Gruppenvergleiche der Primärstabilitäten in Bezug auf die Knochenlieferung.

Gruppe	p-Wert
<i>Lavage</i>	1,000
<i>Nativ</i>	0,077
<i>Partikel</i>	0,289

Zwischen dem Gruppierungskriterium der Knochen ($Spongiosa_{ml}$) und der Primärstabilität sowie zwischen dem zweiten Kriterium zur Überprüfung der Gruppierung ($Spongiosa_{mlxkk}$) und der Primärstabilität konnte kein Zusammenhang festgestellt werden. Bei der Überprüfung bezüglich einer Korrelation dieser beiden Größen zeigte sich nicht, dass bei einer größeren Knochenfläche die Primärstabilität zunahm ($r_{Spongiosa_{ml}} = -0,278$; $p_{Spongiosa_{ml}} = 0,224$; $r_{Spongiosa_{mlxkk}} = -0,253$; $p_{Spongiosa_{mlxkk}} = 0,269$). Auch innerhalb der einzelnen Gruppen gab es keinen Zusammenhang zwischen der Knochengometrie und der Primärstabilität.

Bei der Betrachtung der ermittelten Positionen des Implantats im Knochen im Zusammenhang mit den gemessenen Primärstabilitäten fiel ein korrelierender Zusammenhang auf. Bei allen Knochen stieg mit größerer relativer Setztiefe die Maximalkraft an ($r = 0,517$; $p = 0,016$) (Abb. 4.9). Bei der separaten Betrachtung aller drei Gruppen war jedoch lediglich bei der Gruppe der gespülten Knochen eine Korrelation erkennbar ($r = 0,913$; $p = 0,004$). Die Gruppen *Partikel* ($r = -0,0950$; $p = 0,840$) und *Nativ* ($r = 0,262$; $p = 0,571$) wiesen keinen korrelativen Zusammenhang zwischen der Position des Implantats und der Primärstabilität beim Auszug auf.

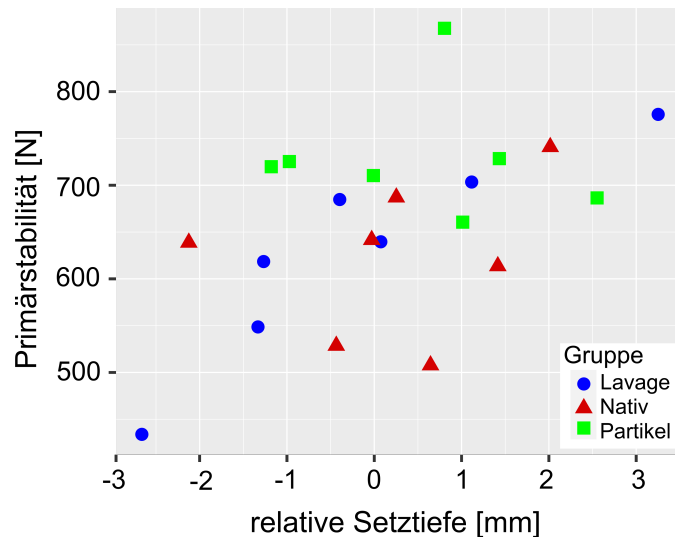


Abbildung 4.9: Korrelativer Zusammenhang zwischen der relativen Setztiefe des Implantats und der Primärstabilität bei allen Knochen.

Während der ermittelte Winkel β bei der Betrachtung aller Knochen keine Korrelation ($r = -0,421$; $p = 0,057$) (Abb. 4.10) mit den gemessenen Primärstabilitäten zeigte, war bei der separaten Auswertung der einzelnen Gruppen bei Gruppe *Lavage* eine Korrelation sichtbar ($r = -3,736$; $p = 0,013$). Die Primärstabilität nahm mit zunehmendem Winkel (β) ab. In den Gruppen *Nativ* ($r = -0,327$; $p = 0,757$) und *Partikel* ($r = -0,730$; $p = 0,914$) konnte ein derartiger Zusammenhang nicht festgestellt werden.

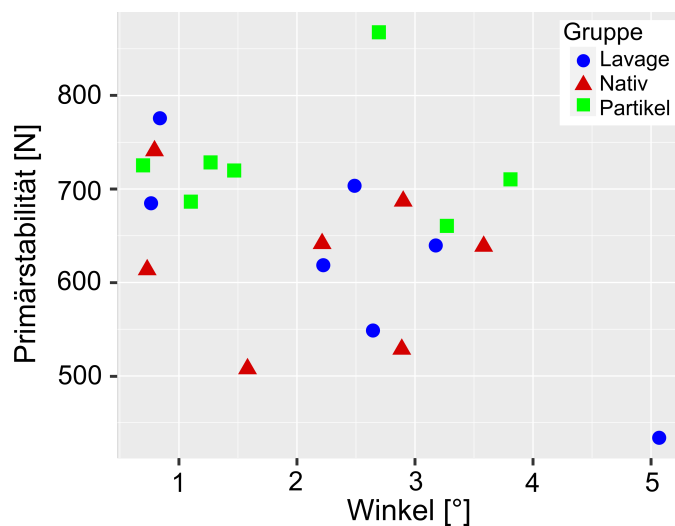


Abbildung 4.10: Korrelativer Zusammenhang zwischen dem Winkel β und der Primärstabilität bei allen Knochen.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Ergebnisse

Nachdem die Ergebnisse der Auszugsversuche zur Bestimmung der Primärstabilitäten dargelegt wurden, werden diese im Folgenden diskutiert.

5.1.1 Methodik

Die für die Studie verwendeten porcinen Humeri unterschieden sich in einigen Eigenschaften von humanen Femora, für die der Silent™ Hip Stem entwickelt worden ist. Aufgrund der ausschließlich konischen Geometrie des Implantats und der Tatsache, dass der Prothesenschaft allein infolge des Pressfits im Knochen verankert und die Schaftform keine anatomischen Aspekte berücksichtigt, kann das Implantat in jeden beliebigen spongiösen Knochen eingebracht und der Pressfit erzeugt werden. Bedingt durch die Anatomie des porcinen Humerus konnte der Silent™ Hip Stem nur 30 mm tief in den Knochen implantiert werden. Wäre das Implantat vollständig eingeschlagen worden, hätte ein Großteil der Prothese nicht im spongiösen Knochen gesteckt und der Pressfit nicht ausreichend hergestellt werden können. Durch die Berechnung des theoretischen Pressfits bei verschiedenen Implantations- und Kavitätstiefen konnte gezeigt werden, dass bei der gewählten Implantationstiefe von 30 mm bereits ein ausreichender theoretischer Pressfit aufgebracht werden konnte. Würde das Implantat vollständig im spongiösen Knochen implantiert werden, ist zu vermuten, dass die gezogenen Schlussfolgerungen ähnlich und die Werte der Primärstabilität bei allen Knochen höher ausfallen würden.

Dass die Geometrie des Knochens bei den durchgeführten Versuchen keinen Einfluss auf die Primärstabilität hatte, zeigte sich dadurch, dass keine Korrelation zwischen Primärstabilität und den Geometriefaktoren feststellbar war.

Die gewählte Methode zur Implantation der Prothese am Fallturm diene als reproduzierbare Alternative zum händischen Einschlagen wie in der klinischen Praxis. Der Nachteil, dass die Endposition des Implantats nicht beim Implantationsvorgang vorgegeben werden konnte, wäre bei einer Implantation an der uniaxialen Materialprüfmaschine nicht entstanden. Hierbei wäre das Implantat mit einer kontinuierlichen Bewegung in den Knochen gedrückt worden und der dabei zurückzulegende Weg

hätte bestimmt werden können. Jedoch hätte die stetige Krafteinwirkung dem viskoelastischen Materialverhalten des Knochens widersprochen, weshalb der Fallturm in dieser Studie die bessere Wahl zur Implantation war. Da am Fallturm eine separate Positionsbestimmung des Implantats notwendig war, konnten mit dem Laserscanner neben der Setztiefe des Implantats ebenfalls Informationen über den Winkel β zwischen Implantat und Knochen gewonnen werden. Andere Messverfahren, wie die Digital Image Correlation, hätten Aufschluss über die nach jedem Schlag erreichte Setztiefe geben können, jedoch nicht über den Winkel.

Die in Abbildung 4.7 (Abschnitt 4.2.2) beschriebenen auffälligen Kraftverläufe zweier Auszüge könnten sich durch den XY-Tisch erklären lassen. Möglicherweise war das Implantat im Knochen nicht genau mittig unter der Auszugsvorrichtung positioniert, wodurch es zu größeren Ausgleichsbewegungen des XY-Tisches gekommen sein könnte, die sich in den Verläufen widerspiegelten. Die beiden Knochen wiesen keine Besonderheiten auf. Weder zeigte sich nach der Implantation ein auffallend großer Winkel zwischen Implantat und Knochen noch saß das Implantat auffällig tief oder nicht ausreichend weit in der jeweiligen Kavität. Da die beim Auszug gemessene Primärstabilität ähnlich wie bei den anderen in der jeweiligen Gruppe getesteten Knochen ausfiel, werden diese Auffälligkeiten vernachlässigt.

5.1.2 Rissverhalten

Während der durchgeführten Implantation traten bei einigen Knochen Risse zur Epiphysenfuge verlaufend auf, wobei das Rissverhalten der Knochen der drei Gruppen *Lavage*, *Nativ* und *Partikel* Unterschiede aufwies. Es zeichneten sich keine Gemeinsamkeiten zwischen den gerissenen Knochen ab, sodass nicht festgestellt werden konnte, warum es genau bei diesen Knochen zu einem Riss kommen konnte. Die Knochen mit Fissur saßen weder alle zu weit im Knochen, noch zeigten sie eine auffällige Geometrie. Auch die Tatsache, dass die Knochen in zwei Gruppen geliefert worden waren, beeinflusste das Rissverhalten nicht. Der bereits in Abschnitt 3.1.2 betrachtete Graph (Abb. 3.11), der den theoretischen Pressfit des Implantats bei bestimmten Implantationstiefen im Verhältnis zum maximalen theoretischen Pressfit bei vollständiger Implantation darstellt, zeigt, dass bei einer um wenige Millimeter geringeren Implantationstiefe der Anteil des erreichten theoretischen Pressfits um wenige Prozentpunkte abnimmt (Abb. 5.1). Basierend auf der Annahme, dass der aufgetretene Riss nur den oberen epiphysären Bereich der Kavität beeinträchtigte und keine weiteren Auswirkungen auf den restlichen Knochen hatte, ist zu vermuten, dass die gemessenen Auszugskräfte aus den beschädigten Knochen mit minimal vermindertem theoretischem Pressfit unsignifikant abgeschwächt wurden. Gebauer et al. [1990] konnten zeigen,

dass bei der Implantation auftretende Fissuren im Knochen keinen signifikanten Einfluss auf die Primärstabilität nehmen. Da sich bei den separaten Ergebnisbetrachtungen der intakten Knochen und der aller Knochen in dieser Studie tendenziell die gleichen Messwerte zeigten, deutet sich kein schwerwiegender negativer Einfluss der aufgetretenen Risse auf das Auszugsverhalten an.

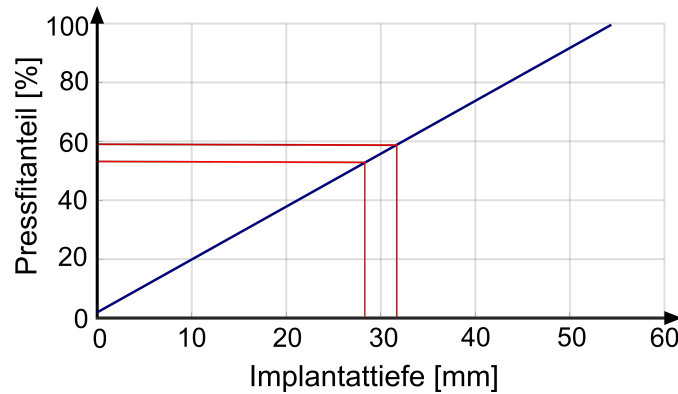


Abbildung 5.1: Theoretischer Pressfit in Abhängigkeit der Systemtiefe im Verhältnis zum maximalen theoretischen Pressfit mit markiertem Pressfit-Bereich.

Eine mögliche Ursache für die beschädigten Knochen in Gruppe *Partikel* ist die Verkleinerung des Kavitätsthroughmessers und damit des durch das Implantat ausfüllbaren Volumens durch die Einbringung zusätzlicher Partikel. Die beim Einschlagen des Implantats in die unterdimensionierte Kavität aufgetretenen Dehnungen im Knochen könnten zu groß gewesen sein, sodass sie durch elastische und plastische Verformungen nicht kompensiert werden konnten. Infolgedessen entstand an der schwächsten Stelle des Knochens die Fissur. Die Epiphysenfuge im spongiösen Knochen stellt eine Art Sollbruchstelle [Kraus et al. 2005] und damit die schwächste Stelle im Knochen dar, an der es bei zu hohen Belastungen am schnellsten zum Bruch kommt. Obwohl die Versuchsknochen während der Studie kontinuierlich durch das Besprühen mit Ringerlösung feucht gehalten wurden, trockneten diese an der Luft in geringem Maße aus. Trockener Knochen weist ein um bis zu 60 % höheres Elastizitätsmodul auf als feuchter Knochen [NETZSCH-Gerätebau GmbH 2017], wodurch die mögliche Dehnung des Materials herabgesetzt wird und es schneller zu Rissen und Brüchen kommen kann.

In der Gruppe der gespülten Knochen brach keiner während des Implantationsvorgangs, was durch das Fehlen von Partikeln im Implantationsbett und dem dadurch größeren Raum für das Implantat im Knochen erklärbar sein könnte. Widersprüchlich ist jedoch, dass nur zwei Knochen der Gruppe *Partikel* einen Riss aufwiesen und dagegen fünf der Gruppe der nativ belassenen Knochen, bei denen die Unterdimensionierung kleiner ausfiel als bei den Knochen der Gruppe *Partikel*.

Obwohl der Einfluss der Fissuren als gering eingestuft wurde, werden weiterhin die Ergebnisse aller Knochen sowie die der intakten getrennt betrachtet. Da in der Gruppe *Nativ* nur drei Exemplare intakt blieben und die Ergebnisse dreier Knochen gegenüber fünf (Gruppe *Partikel*) und sieben (Gruppe *Lavage*) weniger aussagekräftig sind, werden bei der weiteren Betrachtung der intakten Knochen nur die Gruppen *Lavage* und *Partikel* herangezogen.

5.1.3 Implantatposition

Die bei den Implantationen erreichten Positionen des Implantats in den Kavitäten der Knochen unterschieden sich sowohl die Setztiefe als auch den Winkel (β) betreffend statistisch nicht signifikant voneinander, woraus zu schließen ist, dass die gewählte Implantationsmethode dieselben Ausgangsbedingungen für jeden der Auszugsversuche schaffen konnte. Die Streuungen der Setztiefen unterschieden sich nur geringfügig voneinander. Die Gruppe *Partikel* zeigte sowohl bei allen als auch bei den intakten Knochen die geringste Spannweite der Setztiefen. Aus den näher beieinanderliegenden Endpositionen in Gruppe *Partikel* ist zu schließen, dass die Zugabe von Partikeln in die Kavität eine kontrollierte Umgebung für die Implantation bewirken könnte.

Die festgestellte Korrelation zwischen der relativen Setztiefe und dem gemessenen Winkel β zwischen Implantat und Knochen könnte daraus resultieren, dass ein schief sitzendes Implantat aufgrund der Geometrie der Kavität und des Implantats weniger tief implantiert werden konnte als ein gerade platziertes.

Da durch die Implantation mit stets der gleichen Energie das Implantat immer gleich fest im Knochen verankert gewesen sein sollte und sich die erreichten Positionen nicht signifikant voneinander unterschieden, lagen allen Auszügen dieselben Ausgangsbedingungen zugrunde. Daraus könnte geschlossen werden, dass die bei den Auszügen aus den Knochen der verschiedenen Gruppen bestimmten Primärstabilitäten auf die Kavitätsmodifikationen zurückgeführt werden könnten, da diese den einzigen beeinflussbaren Unterschied zwischen den Knochen darstellten.

5.1.4 Optische Begutachtung der Kavitäten

Aufgrund des optischen Betrachtens der Kavitäten der drei Gruppen in Abschnitt 4.2.1 können Rückschlüsse auf das Verhalten der zusätzlichen Partikel während der Implantation und Explantation gezogen werden. Da nach dem Auszug aus Knochen der Gruppe *Partikel* zu sehen war, dass die zuvor eingebrachten Partikel zum Großteil nicht auf den Boden der Kavität gedrückt worden waren und beim Auszug nicht am Implantat haften blieben, müssen sie teilweise in die trabekuläre Knochenstruktur

des spongiösen Knochens gedrückt worden sein und so die Knochenmineraldichte in der unmittelbaren Umgebung des Implantats künstlich erhöht haben, was zu einer Erhöhung der Primärstabilität geführt haben könnte. Durch die hohe auf die Partikel einwirkenden Energien bei der Implantation konnte die Scherfestigkeit der Partikel erhöht und eine initiale Stabilität erzeugt werden [Brewster et al. 1999].

Des Weiteren wurde durch die Partikel der Kavität Durchmesser verkleinert, was die Unterdimensionierung der Kavität gegenüber dem Implantat vergrößerte und eine Erhöhung des Pressfits bewirkte. In Studien [Gehrke et al. 2016] konnte ein Zusammenhang zwischen verminderter Knochendichte und einer herabgesetzten Primärstabilität festgestellt werden. Der Umkehrschluss, dass eine erhöhte Knochendichte zu einer besseren Primärstabilität führt, könnte durch diese Versuche gezeigt worden sein.

5.1.5 Primärstabilität

Bei der Betrachtung der Primärstabilität aller Knochen fielen die an der Materialprüfmaschine gemessenen Auszugskräfte in der Gruppe *Partikel* statistisch signifikant höher aus ($p_{\text{alle}} \leq 0,05$) als in den Gruppen *Nativ* und *Lavage*. Die Betrachtung der intakten Knochen zeigte tendenziell die gleichen Ergebnisse, auch wenn die Unterschiede nicht statistisch signifikant waren. Bei einer höheren Anzahl getesteter Knochen könnten die Ergebnisse signifikant ausfallen. Aus diesen Sachverhalten lässt sich schließen, dass zusätzliche Partikel für eine Erhöhung der Primärstabilität sorgen könnten. Eine Korrelation der erreichten Setztiefen sowie des ermittelten Winkels (β) mit der als Maximalkraft gemessenen Primärstabilität war bei der Betrachtung der einzelnen Gruppen nur bei den gespülten Knochen der Gruppe *Lavage* zu erkennen. Eine mögliche Begründung dafür, dass bei den anderen Gruppen kein Zusammenhang zwischen Position und Auszugskraft festgestellt werden konnte, liegt in den nach dem Reamen in der Kavität nativ vorhandenen sowie den zusätzlich eingebrachten Partikeln. Diese könnten durch eine Erhöhung der Reibung zwischen Implantat und Knochen für eine geringere Spannweite der Setztiefen und damit bei allen Implantationsvorgängen für einen gleichen Pressfit zwischen Implantat und Knochen gesorgt haben, weshalb keine Korrelation erkennbar war. Bedingt durch das Vorhandensein von Partikeln erscheint die Implantationssituation kontrollierter.

5.2 Limitationen

Im Gegensatz zur klinischen Implantationssituation, in der der Operateur bestimmt, wann das Implantat fest genug im Knochen sitzt, wurden in dieser Studie alle Knochen mit der gleichen Energie belastet, was in manchen Fällen zu Fissuren im Knochen führte, deren Einfluss jedoch als zu vernachlässigen eingestuft wurde.

Die Eigenschaften der für die Versuche genutzten Knochen wurden nicht untersucht. Es wurden keine Scans durchgeführt, bei denen beispielsweise die Knochenmineraldichte hätte ermittelt werden können. Aus diesem Grund kann keine Aussage über die Porengröße der Knochen und damit über die Möglichkeit getroffen werden, inwieweit die Spongiosapartikel in die Poren des trabekulären Knochens gedrückt werden konnten. Da die mechanischen Eigenschaften der Partikel durch die Knochendichte nicht beeinflusst werden [Brewster et al. 1999], stellt die fehlende Knochendichtebestimmung für die Partikel keine Limitation dar. Bei der Gruppierung der Knochen wurden nur Aspekte die Geometrie betreffend berücksichtigt. Die initiale Knochendichte wäre ein weiteres wichtiges Gruppierungskriterium gewesen.

Des Weiteren wurde als Maß für die Primärstabilität ausschließlich die gemessene maximale Auszugskraft betrachtet. Die Auswirkungen zusätzlicher Partikel auf die Stabilität des Knochen-Implantat-Verbundes durch Druck- und Torsionsbelastungen wurde nicht untersucht.

Eine weitere Limitation der Ergebnisse dieser Studie liegt in der Tatsache begründet, dass statt mit humanen Knochen mit porcinen Humeri getestet wurde. Wie in Abschnitt 2.2 beschrieben, unterscheiden sich porcine und humane Knochen in mehreren Eigenschaften voneinander.

Die Versuche wurden *in vitro* durchgeführt, wobei die Eigenschaften der Knochen deutlich von denen der *in vivo* Situation abweichen. Aus diesem Grund können die gewonnenen Erkenntnisse nicht direkt auf die klinische Situation übertragen werden.

6 Schlussfolgerung

6.1 Fazit

Aufgrund der Ergebnisse der durchgeführten Versuche kann beurteilt werden, welchen Einfluss zusätzlich eingebrachte autologe Spongiosapartikel auf die Primärstabilität zementfreier Implantate haben.

In die Kavität zusätzlich eingebrachte Partikel sorgen für eine kontrollierte Implantationssituation. Versuche zeigten, dass die erreichten Implantatpositionen bei so identischen Bedingungen wie möglich in der Gruppe der Knochen mit zusätzlichen Partikeln weniger streuten als in den Gruppen ohne hinzugefügte Partikel.

Bei der Implantation aufgetretene Fissuren, die zur Epiphysenfuge hin verliefen, hatten einen zu vernachlässigenden Einfluss auf die Primärstabilität.

Ein kleiner Anteil der zusätzlich eingebrachten Partikel wurde vom Implantat an das untere Ende der Kavität gedrückt. Ein Großteil der übrigen Partikel war nach der Explantation weder unten in der Kavität noch haftend am ausgezogenen Implantat zu finden, weshalb angenommen werden kann, dass die Partikel überwiegend in den trabekulären Knochen gepresst werden konnten und dadurch die Knochendichte in unmittelbarer Umgebung der Kavität erhöhten.

Die Einbringung zusätzlicher Partikel erhöht die beim Auszug des Implantats messbare Kraft. Während sich die Auszugskräfte der gespülten und der unveränderten Knochen nicht signifikant voneinander unterschieden, ist anzunehmen, dass zusätzlich eingebrachte Partikel höhere Kräfte beim Auszug des Implantats und damit eine höhere Primärstabilität im Knochen erzielen.

6.2 Ausblick

Im Rahmen dieser Studie konnte ein positiver Einfluss zusätzlicher Spongiosapartikel auf die Primärstabilität zementfreier Implantate bei porcinen Humeri festgestellt werden. Bevor dieses Ergebnis auf den Menschen übertragen werden kann, sollten zunächst Studien an Humanmaterial durchgeführt werden, da humaner Knochen sich bestimmte Aspekte betreffend anders verhält als porciner.

Kann in Studien mit humanen Knochen dieselbe Schlussfolgerung getroffen werden wie bei den Versuchen mit porcinen Knochen dieser Arbeit, wäre ein nächster Schritt, die bei der Einwirkung von Torsions- und Druckbelastungen entstehenden Mikrobewegungen mit und ohne die Zugabe zusätzlicher Partikel zu vergleichen. Des Weiteren sollte die optimale Partikelmenge, -größe und -größenverteilung ermittelt werden. Im Rahmen dieser Versuche wurde mit einer einheitlichen Masse einer Partikel-Ringerlösung-Suspension aus Partikeln mit stets der gleichen Größenverteilung gearbeitet. Durch die Variation von Größe und Menge und unter sonst gleichen Bedingungen kann der Einfluss dieser Variablen bestimmt werden. Des Weiteren wäre zu untersuchen, welches Mischungsverhältnis zwischen Partikeln und Ringerlösung sich am besten auf die Mechanik des humanen Knochen-Implantat-Verbundes auswirken würde.

Im Rahmen dieser in vitro durchgeführten Studie konnte der Einfluss der zusätzlichen Partikel auf die Osseointegration nicht betrachtet werden. Wie in anderen Anwendungsgebieten der Spongiosaplastik, wie dem Impaction Bone Grafting, könnten Partikel in der Kavität das knöcherne Einwachsen fördern. Hierzu müssten in vivo Studien am Patienten durchgeführt werden.

Es konnte im Rahmen dieser Studie nur aufgrund des Aussehens der Kavität nach dem Auszug des Implantats vermutet werden, dass die zusätzlich eingebrachten Knochenpartikel in die trabekuläre Knochenstruktur des spongiösen Knochens gedrückt worden waren, ihn dabei verdichteten und die Knochendichte auf diese Weise lokal im Umfeld des Implantats erhöhten. Durch das Anfertigen von Scans vor und nach der Implantation sowie nach der Explantation könnten Erkenntnisse dazu gewonnen werden, inwiefern der spongiöse Knochen durch Partikel verdichtet wird. Sollte sich die in dieser Studie aufgestellte Vermutung bestätigen, könnte die Einbringung zusätzlicher Partikel eine Möglichkeit sein, den Pressfit und die Primärstabilität zementfreier Implantate auch in osteoporotischen Knochen zu gewährleisten.

Literaturverzeichnis

- [Aerssens et al. 1998] AERSSSENS, J. ; BOONEN, S. ; LOWET, G. ; DEQUEKER, J.: Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research. In: *Endocrinology* (1998), Nr. 2, S. 663–670. <http://dx.doi.org/10.1210/endo.139.2.5751>. – DOI 10.1210/endo.139.2.5751. – ISSN 0013–7227
- [Bader et al. 2006] BADER, R. ; MITTELMEIER, W. ; STEINHAUSER, E.: Versagensanalyse von Knieendoprothesen. Grundlagen und methodische Ansätze zur Schadensanalyse. In: *Der Orthopäde* 35 (2006), Nr. 9, S. 896, 898–900, 902–3. <http://dx.doi.org/10.1007/s00132-006-0976-0>. – DOI 10.1007/s00132-006-0976-0. – ISSN 0085–4530
- [Barmer GEK 2011] BARMER GEK: *Osteoporose verstehen – Knochenbrüchen vorbeugen: Informationen für bessere Entscheidungen*. Wuppertal, 2011 <https://www.gesundheit.uni-hamburg.de/pdfs/osteoporose-web-finale-version-200911.pdf>
- [Bauer u. Muschler 2000] BAUER, T. W. ; MUSCHLER, G. F.: Bone Graft Materials: An Overview of the Basic Science. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 371 (2000), 10–27. https://journals.lww.com/clinorthop/fulltext/2000/02000/bone_graft_materials__an_overview_of_the_basic.3.aspx
- [Breer et al. 2015] BREER, S. ; AUERSWALD, M. ; FUCHS, S. ; JÜRGENS, C. ; FASCHINGBAUER, M. ; DANNENBERG, O.: Versorgung von Pseudarthrosen der langen Röhrenknochen. In: *Trauma und Berufskrankheit* 17 (2015), Nr. 4, S. 233–243. <http://dx.doi.org/10.1007/s10039-015-0100-y>. – DOI 10.1007/s10039-015-0100-y. – ISSN 1436–6274
- [Brewster et al. 1999] BREWSTER, N. T. ; GILLESPIE, W. J. ; HOWIE, C. R. ; MADABHUSHI, S. P. G. ; USMANI, A. S. ; FAIRBAIRN, D. R.: Mechanical considerations in impaction bone grafting. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 81-B (1999), Nr. 1, S. 118–124. <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.81B1.0810118>. – DOI 10.1302/0301-620X.81B1.0810118. – ISSN 0301–620X
- [Cook et al. 2014] COOK, G. ; SAMIEZADEH, S. ; MORISON, Z. ; AZIZ, M. ; BOUGHERARA, H. ; ZDERO, R. ; SCHEMITSCH, E.: *Biomechanical Optimization of the angle and position for surgical implantation of the Depuy Silent Hip Implant*. Vancouver, 2014 <https://proceedings.cmbes.ca/index.php/proceedings/article/download/728/722>

- [DePuy International Ltd 2009] DEPUY INTERNATIONAL LTD: *Silent - Surgical Technique*. <https://psat.asso-web.com/uploaded/silent-st-final-mark.pdf>. Version: 2009
- [Dittrich et al. 2019] DITTRICH, H. ; SCHIMMACK, M. ; SIEMSEN, C.-H.: *Orthopädische Biomechanik: Einführung in die Endoprothetik der Gelenke der unteren Extremitäten*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2019. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-55333-6>. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-55333-6>. – ISBN 978–3–662–55332–9
- [EPRD 2020] EPRD: *Jahresbericht 2020*. Berlin : EPRD Deutsche Endoprothesenregister GmbH, 2020 https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Dateien/Publikationen/Berichte/Jahresbericht2020-Web_2020-12-11_F.pdf
- [Faller u. Schünke 2008] FALLER, A. ; SCHÜNKE, M.: *Der Körper des Menschen: Einführung in Bau und Funktion*. 15. Stuttgart : Georg Thieme Verlag, 2008
- [Fölsch et al. 2018] FÖLSCH, C. ; JAHNKE, A. ; GROSS, A. ; MARTELS, G. ; KROMBACH, G. A. ; RICKERT, M. ; KAMPSCHULTE, M.: Einfluss der Thermodesinfektion auf die Impaktion spongiöser Knochen : Ein In-vitro-Modell für das femorale Impaction-Bone-Grafting. In: *Der Orthopäde* 47 (2018), Nr. 1, S. 39–51. <http://dx.doi.org/10.1007/s00132-017-3509-0>. – DOI 10.1007/s00132–017–3509–0. – ISSN 0085–4530
- [Gebauer et al. 1990] GEBAUER, D. ; REFIOR, H. J. ; HAAKE, M.: Experimentelle Untersuchungen zum Einfluss operationstechnischer Fehler auf die Primärstabilität zementloser Hüftendoprothesenschäfte. In: *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 128 (1990), Nr. 1, S. 100–107. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2008-1039869>. – DOI 10.1055/s–2008–1039869. – ISSN 0044–3220
- [Gebhard u. Krischak 2012] GEBHARD, F. ; KRISCHAK, G.: Endoprothetische Versorgung proximaler Femurfrakturen. In: CLAES, Lutz (Hrsg.): *AE-Manual der Endoprothetik*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2012. – ISBN 978–3–642–14645–9, S. 236–244
- [Gehrke et al. 2016] GEHRKE, T. ; RODRIGUEZ-CORLAY, R. E. ; HAASPER, C.: Cemented femoral fixation: A North Atlantic divide. In: *Seminars in Arthroplasty* 27 (2016), Nr. 1, S. 8–10. <http://dx.doi.org/10.1053/j.sart.2016.06.016>. – DOI 10.1053/j.sart.2016.06.016. – ISSN 10454527
- [Götze et al. 2007] GÖTZE, C. ; STEENS, W. ; VIETH, V. ; MARQUARDT, B. ; BÖTTNER, F.: Der Einfluss der Knochendichte auf die Primärstabilität von zementfreien Femurschaftprothesen–Eine biomechanische In-vitro-Studie. In: *Zeit-*

- schrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 145 (2007), Nr. 3, S. 307–312. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2007-965267>. – DOI 10.1055/s-2007-965267. – ISSN 1864–6697
- [Grothe et al. 2019] GROTHE, T. ; POSTLER, A. ; NOWOTNY, J. ; LÜTZNER, J. ; GÜNTHER, K. P. ; KLEMM, H.-T.: Endoprothetik der großen Gelenke. In: *Trauma und Berufskrankheit* 21 (2019), Nr. 2, S. 127–143. <http://dx.doi.org/10.1007/s10039-019-0423-1>. – DOI 10.1007/s10039-019-0423-1. – ISSN 1436–6274
- [Haasper et al. 2019] HAASPER, C. ; CITAK, M. ; ETTINGER, M. ; GEHRKE, T.: Endoprothetik bei Patienten mit Osteoporose. In: *Der Unfallchirurg* 122 (2019), Nr. 10, S. 762–765. <http://dx.doi.org/10.1007/s00113-019-00709-1>. – DOI 10.1007/s00113-019-00709-1
- [Havelin et al. 1995] HAVELIN, L. I. ; ESPEHAUG, B. ; VOLLSET, S. E. ; ENGE-SÆTER, L. B.: Early aseptic loosening of uncemented femoral components in primary total hip replacement. A review based on the Norwegian Arthroplasty Register. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery* 77-B (1995), Nr. 1, 11–17. <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.77B1.7822364>. – DOI 10.1302/0301-620X.77B1.7822364. – ISSN 0301–620X
- [Jacob 2011] JACOB, H. A. C.: Materialverhalten (Knochen und Implantatwerkstoffe) bei mechanischer Beanspruchung. Version: 2011. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-13111-0_4. In: GRIFKA, J. (Hrsg.): *Orthopädie und Unfallchirurgie*. Berlin and Heidelberg : Springer, 2011. – DOI 10.1007/978-3-642-13111-0_4, S. 29–47
- [Julius Wolff Institut 2021] JULIUS WOLFF INSTITUT ; CHARITÉ UNIVERSITÄTSMEDIZIN BERLIN (Hrsg.): *Das Wolff'sche Gesetz*. https://jwi.charite.de/ueber_uns/julius_wolff/. Version: 2021
- [Kersten et al. 2017] KERSTEN, T. P. ; PRZYBILLA, H.-J. ; LINDSTAEDT, M.: Geometrische Genauigkeitsmessung des handgeführten 3D-Scanners Creafom HandySCAN 700. In: *Photogrammetrie, Laserscanning, Optische 3D-Messtechnik - Beiträge der Oldenburger 3D-Tage 2017* (2017), 322–332. https://www.researchgate.net/profile/Thomas-Kersten/publication/316524690_Geometrische_Genauigkeitsuntersuchungen_des_handgeführten_3D-Scanners_Creaform_HandySCAN_700/links/59021a490f7e9bcf65490217/Geometrische-Genauigkeitsuntersuchungen-des-handgefuehrten-3D-Scanners-Creaform-HandySCAN-700.pdf

- [Kirschner 2005] KIRSCHNER, P.: Hüftendoprothetik. In: *Der Chirurg* 76 (2005), Nr. 1, S. 95–103. <http://dx.doi.org/10.1007/s00104-004-0993-7>. – DOI 10.1007/s00104-004-0993-7. – ISSN 0009-4722
- [Kraus et al. 2005] KRAUS, R. ; SCHNEIDMÜLLER, D. ; RÖDER, C.: Häufigkeit von Frakturen der langen Röhrenknochen im Wachstumsalter. In: *Deutsches Ärzteblatt* (2005), Nr. 12, A 838-842. <https://www.aerzteblatt.de/archiv/46051/Haeufigkeit-von-Frakturen-der-langen-Roehrenknochen-im-Wachstumsalter>
- [Liska 2012] LISKA, F.: *Vergleich der mechanischen Eigenschaften von spongiösem Knochen verschiedener Spezies und künstlichem Knochen*. München, Technische Universität München, Dissertation, 2012. <https://mediatum.ub.tum.de/doc/1003740/1003740.pdf>
- [McAuley et al. 1998] MCAULEY, J. ; MOORE, K. D. ; CULPEPPER, W. J. ; ENGH, C. A.: Total Hip Arthroplasty with Porous-Coated Prostheses Fixed without Cement in Patients Who Are Sixty-five Years of Age or Older. In: *The Journal of Bone & Joint Surgery* November 1998 (1998), Nr. 80
- [Milz et al. 2002] MILZ, S. ; BOSZCZYK, A. ; PUTZ, R.: Entwicklung und funktionelle Struktur der Epiphysenfugen. In: *Der Orthopäde* 31 (2002), Nr. 9, S. 835–840. <http://dx.doi.org/10.1007/s00132-002-0359-0>. – DOI 10.1007/s00132-002-0359-0. – ISSN 0085-4530
- [Morscher 2001] MORSCHER, E. W.: Die Press-Fit-Verankerung. Version: 2001. https://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-642-57635-5_1. In: WETZEL, R. (Hrsg.): *Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik*. Heidelberg, 2001 (Springer eBook Collection Medicine). – ISBN 978-3-642-63319-5, 1–8
- [NETZSCH-Gerätebau GmbH 2017] NETZSCH-GERÄTEBAU GMBH: *Mikrostrukturen und dynamisch mechanische Eigenschaften von Knochen und Implantaten*. Selb, 2017 <https://bit.ly/3Dnym7H>
- [Neugebauer. et al. 1986] NEUGEBAUER., R. ; BURRI, C. ; ULRICH, C.: Simultane autologe Spongiosaplastik und Muskellappentransposition zur Kontinuitätswiederherstellung an der unteren Extremität bei osteitischem Defekt. In: *Langenbeck's Archives of Surgery* (1986), Nr. 367, 99–105. <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/BF01259258.pdf>
- [Niedhart 2010] NIEDHART, C.: Vor- und Nachteile der autologen Spongiosaplastik. In: PETERS, K. M. (Hrsg.): *Fortbildung Osteologie*. Berlin, Heidelberg : Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2010. – ISBN 978-3-642-05384-9, S. 78–84

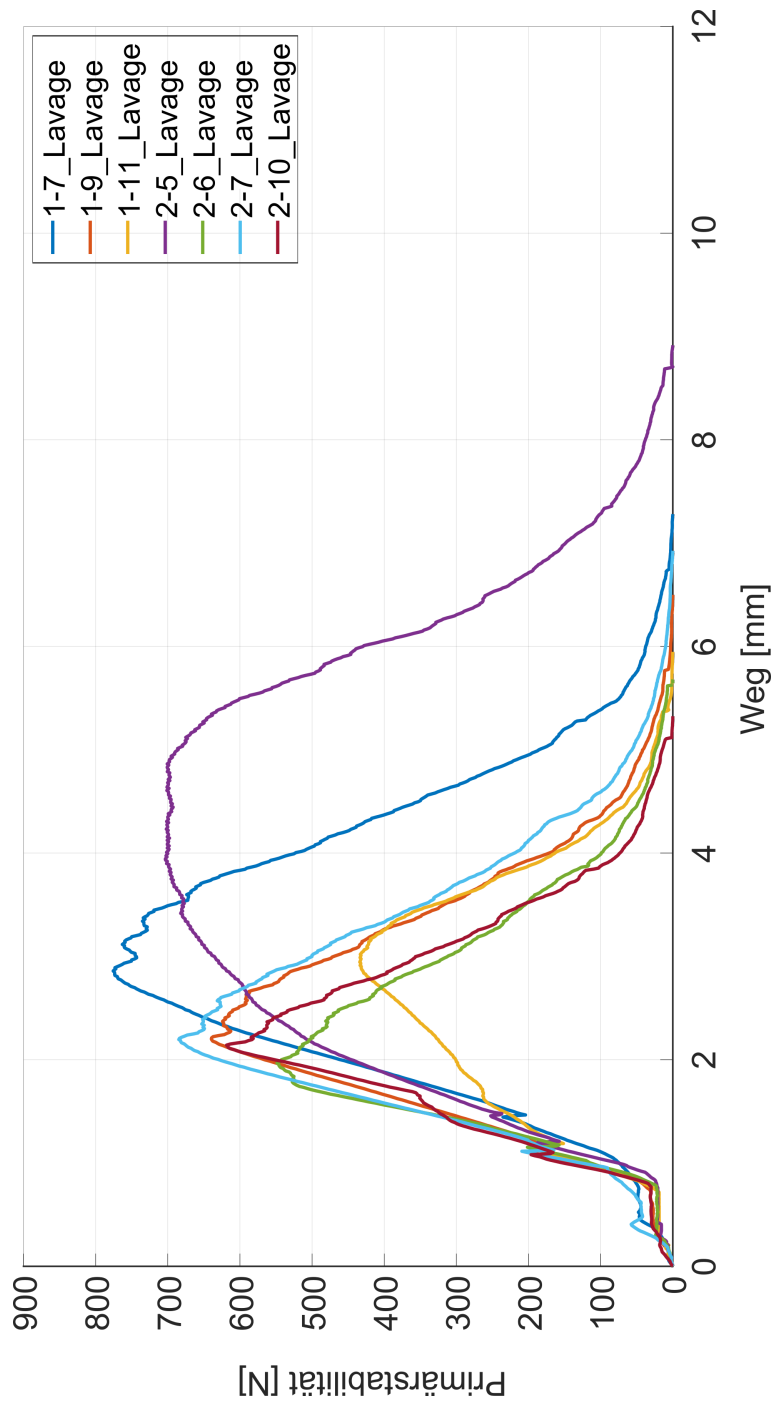
- [Pearce et al. 2007] PEARCE, A. ; RICHARDS, R. ; MILZ, S. ; SCHNEIDER, E. ; PEARCE, S.: Animal models for implant biomaterial research in bone: A review. In: *European Cells and Materials* (2007), Nr. 13, S. 1–10
- [Putz et al. 2012] PUTZ, R. ; SIMON, U. ; CLAES, L. ; NÖTZLI, H. P. ; WYSS, T. F.: Funktionelle Anatomie und Biomechanik. In: CLAES, L. (Hrsg.): *AE-Manual der Endoprothetik*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2012. – ISBN 978–3–642–14645–9, S. 21–46
- [Putzer et al. 2011] PUTZER, D. ; MAYR, E. ; HAID, C. ; REINTHALER, A. ; NOGLER, M.: Impaction bone grafting: a laboratory comparison of two methods. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 93 (2011), Nr. 8, S. 1049–1053. <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.93B8.26819>. – DOI 10.1302/0301-620X.93B8.26819. – ISSN 0301-620X
- [Resch et al. 2018] RESCH, H. ; ZENDELI, A. ; LAIMER, N.: Osteoporose, eine Volkskrankheit – Diagnostik und Therapie. In: *Journal für Mineralstoffwechsel & Muskuloskelettale Erkrankungen* 25 (2018), Nr. 2, S. 49–55. <http://dx.doi.org/10.1007/s41970-018-0029-2>. – DOI 10.1007/s41970-018-0029-2. – ISSN 2412–8260
- [Rösler et al. 2019] RÖSLER, J. ; HARDERS, H. ; BÄKER, M.: *Mechanisches Verhalten der Werkstoffe*. 6., aktualisierte Auflage. Wiesbaden and Heidelberg : Springer Vieweg, 2019 <http://www.springer.com/>. – ISBN 978–3–658–26801–5
- [von Schulze Pellengahr et al. 2009] SCHULZE PELLENGAHR, C. von ; FOTTNER, A. ; UTZSCHNEIDER, S. ; SCHMITT-SODY, M. ; TESKE, W. ; LICHTINGER, T. ; ESENWEIN, S. A.: Zementfreie Endoprothetik des Hüftgelenks. In: *Der Orthopäde* 38 (2009), Nr. 5, 461-70. <http://dx.doi.org/10.1007/s00132-009-1418-6>. – DOI 10.1007/s00132-009-1418-6. – ISSN 0085–4530
- [Seyda 2018] SEYDA, V.: *Werkstoff- und Prozessverhalten von Metallpulvern in der laseradditiven Fertigung*. Hamburg, Technische Universität Hamburg, Dissertation, 2018
- [Søballe et al. 1992] SØBALLE, K. ; BROCKSTEDT-RASMUSSEN, H. ; HANSEN, E. S. ; BÜNGER, C.: Hydroxyapatite coating modifies implant membrane formation. Controlled micromotion studied in dogs. In: *Acta orthopaedica Scandinavica* 63 (1992), Nr. 2, S. 128–140. <http://dx.doi.org/10.3109/17453679209154808>. – DOI 10.3109/17453679209154808. – ISSN 0001–6470
- [Spierings Orthopaedics 2015] SPIERINGS ORTHOPAEDICS: *Surgical technique of the Noviomagus Mini Mill*. Niederlande : Spierings Orthopaedics B.V., 2015

- [Stange et al. 2011] STANGE, R. ; RASCHKE, M. J. ; FUCHS, T.: Periprothetische Frakturen. Eine interdisziplinäre Herausforderung. In: *Der Unfallchirurg* 114 (2011), Nr. 8, 688–696. <http://dx.doi.org/10.1007/s00113-011-2024-8>. – DOI 10.1007/s00113-011-2024-8
- [Statistisches Bundesamt 2021] STATISTISCHES BUNDESAMT: *Die 20 häufigsten Operationen insgesamt (OPS5): Vollstationär behandelte Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern 2020*. <https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Krankenhaeuser/Tabellen/drg-operationen-insgesamt.html>. Version: 2021
- [Toms et al. 2004] TOMS, A. D. ; BARKER, R. L. ; JONES, R. S. ; KUIPER, J. H.: Impaction Bone-Grafting in Revision Joint Replacement Surgery. In: *The Journal of Bone & Joint Surgery* (2004), Nr. 86, S. 2050–2060
- [Volkmann 2010] VOLKMANN, R.: Aseptische Revisionsendoprothetik am Hüftgelenk. In: *OP-JOURNAL* 26 (2010), Nr. 01, S. 14–26. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0030-1265096>. – DOI 10.1055/s-0030-1265096. – ISSN 0178-1715
- [Wagner et al. 2010] WAGNER, A. ; ROTH, A. ; VENBROCKS, A.: Die eigene Gewebepank nach dem neuen Transplantationsgesetz aus Sicht einer »lokalen« Knochenbank. In: PETERS, K. M. (Hrsg.): *Fortbildung Osteologie*. Berlin, Heidelberg : Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2010. – ISBN 978-3-642-05384-9, S. 97–101
- [Wesker 2017] WESKER, K.: *Aufbau eines Röhrenknochens*. https://www.thieme.de/statics/bilder/thieme/final/de/bilder/tw_anaesthesiologie/3.52_Aufbau_Roehrenknochen.jpg. Version: 2017
- [Which Medical Device 2011] WHICH MEDICAL DEVICE: *Silent Hip*. <https://www.whichmedicaldevice.com/uploads/products/large/de-puy-silent-hip.jpg>. Version: 2011
- [Zimmer u. Appell 2021] ZIMMER, P. ; APPELL, H.-J.: *Funktionelle Anatomie: Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung*. 5. Aufl. 2021. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2021 <http://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:31-epflicht-1866513>. – ISBN 978-3-662-61481-5

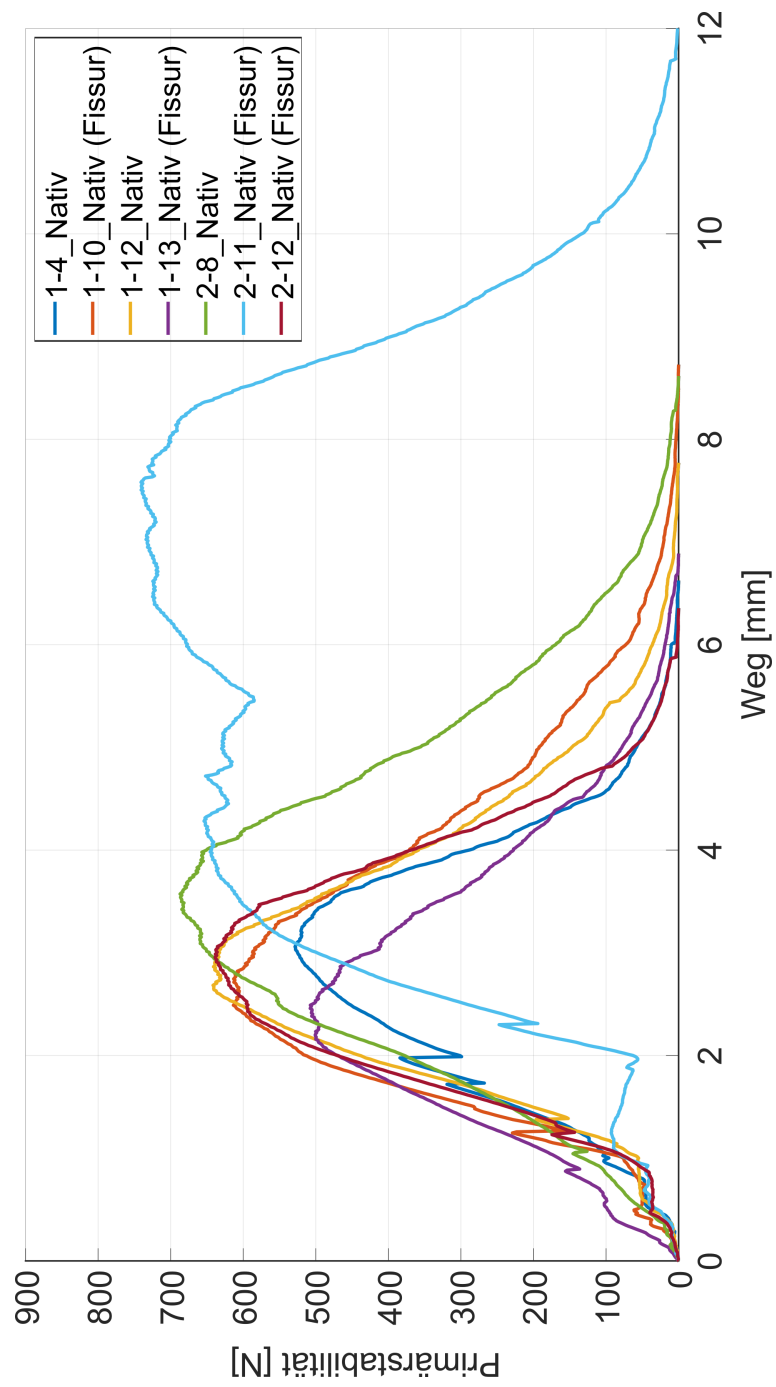
A Anhang

A.1 Auszugskraftverläufe

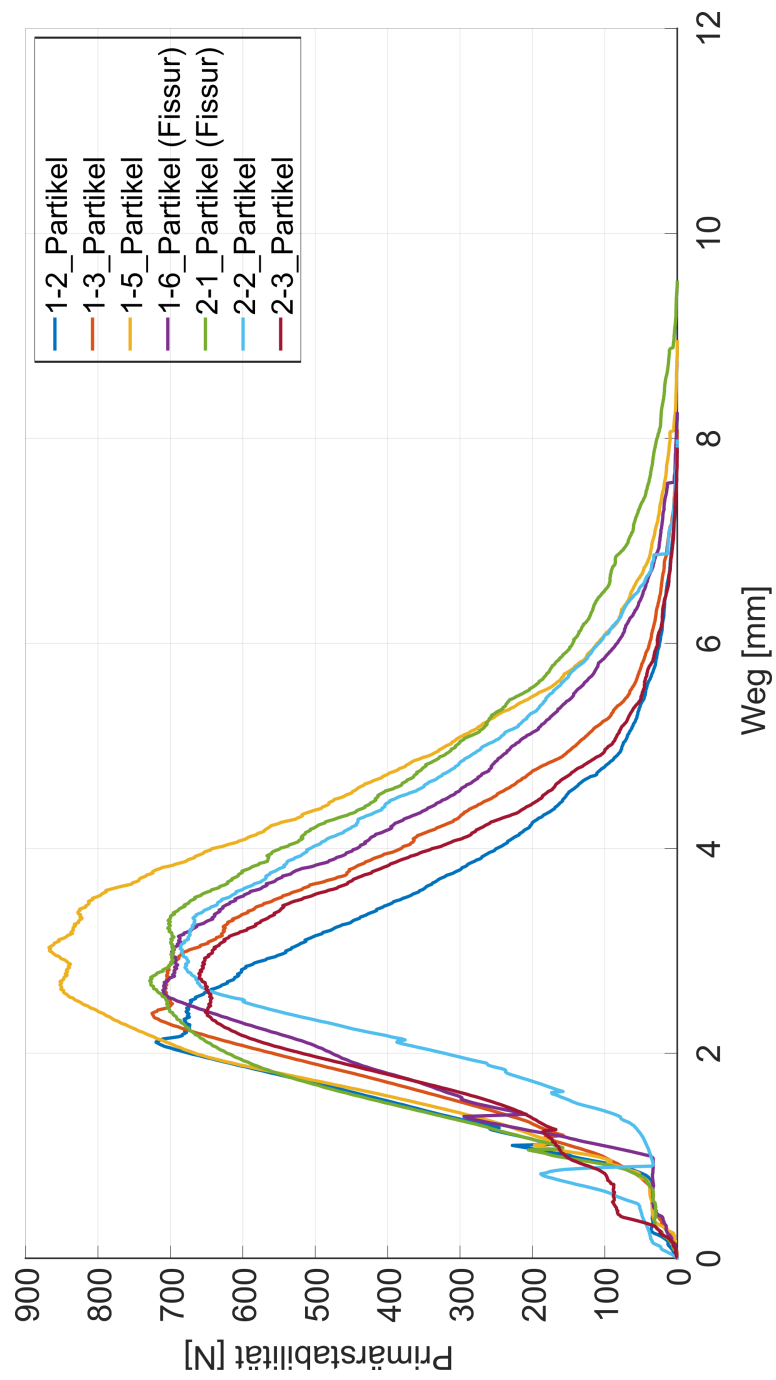
A.1.1 Gruppe Lavage



A.1.2 Gruppe Nativ



A.1.3 Gruppe Partikel



A.2 Technische Zeichnungen

A.2.1 Implantat

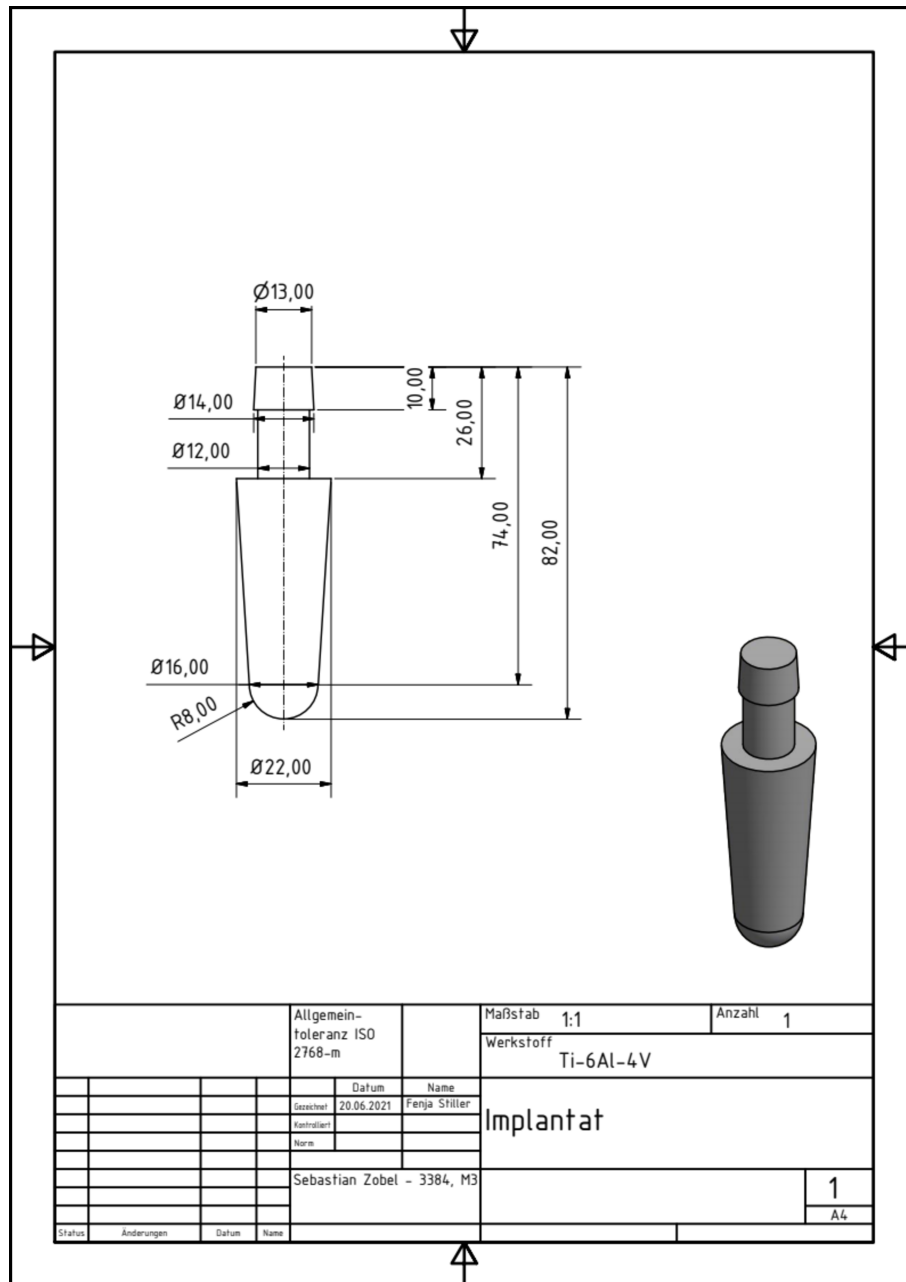


Abbildung A.1: Verwendetes Implantat.

A.2.2 Maschinentopf

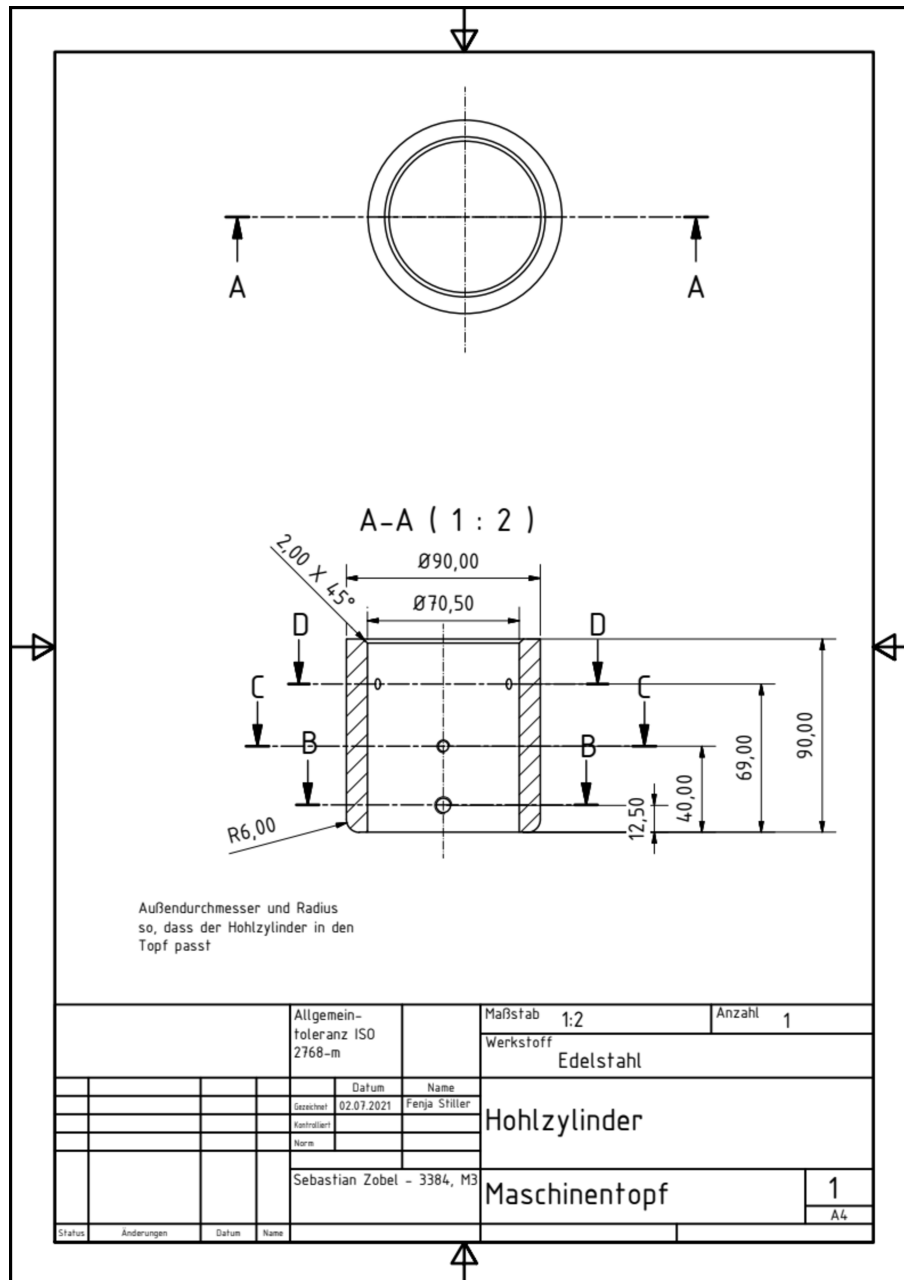


Abbildung A.2: Konstruierter Maschinentopf Seite 1/2.

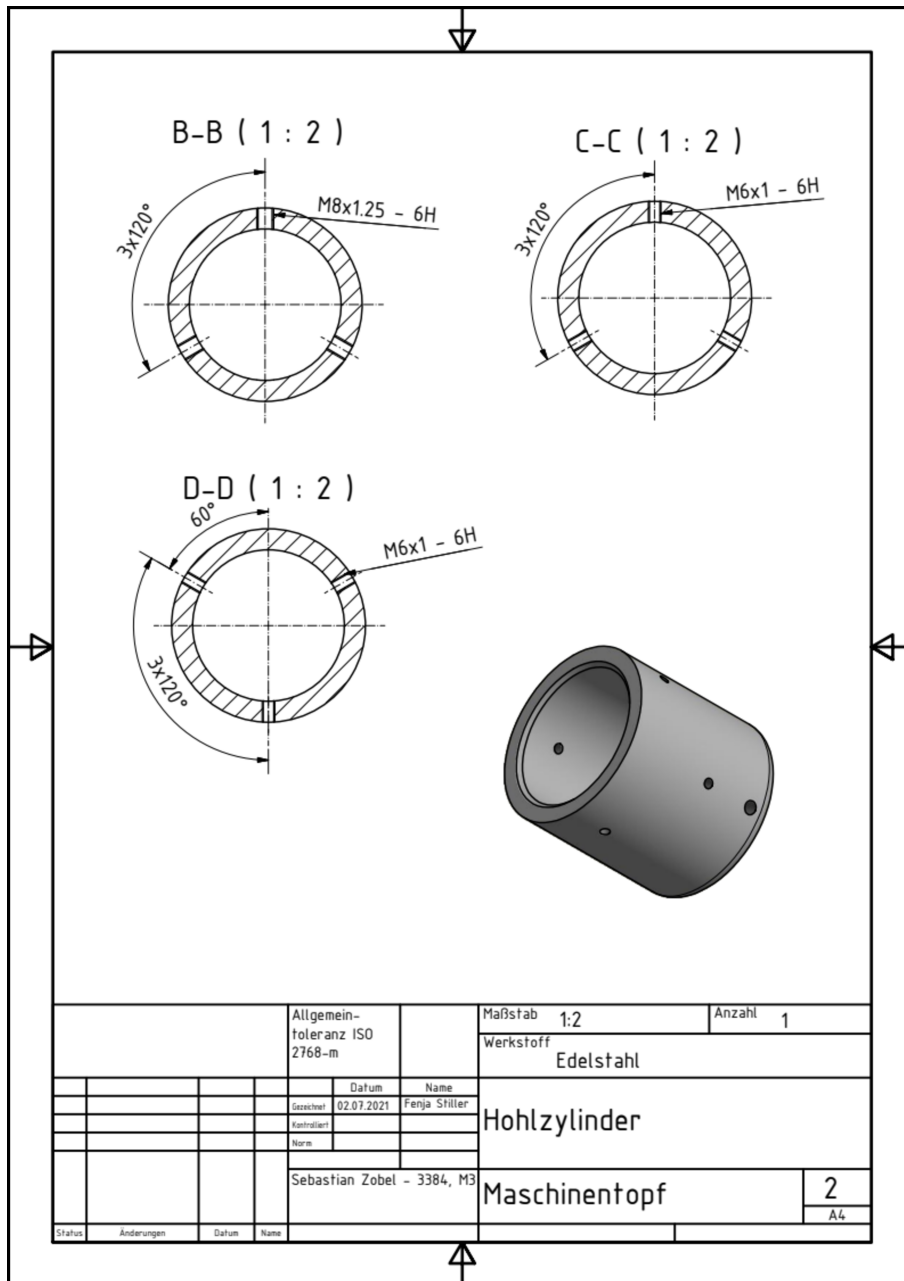


Abbildung A.3: Konstruierter Maschinentopf Seite 2/2.

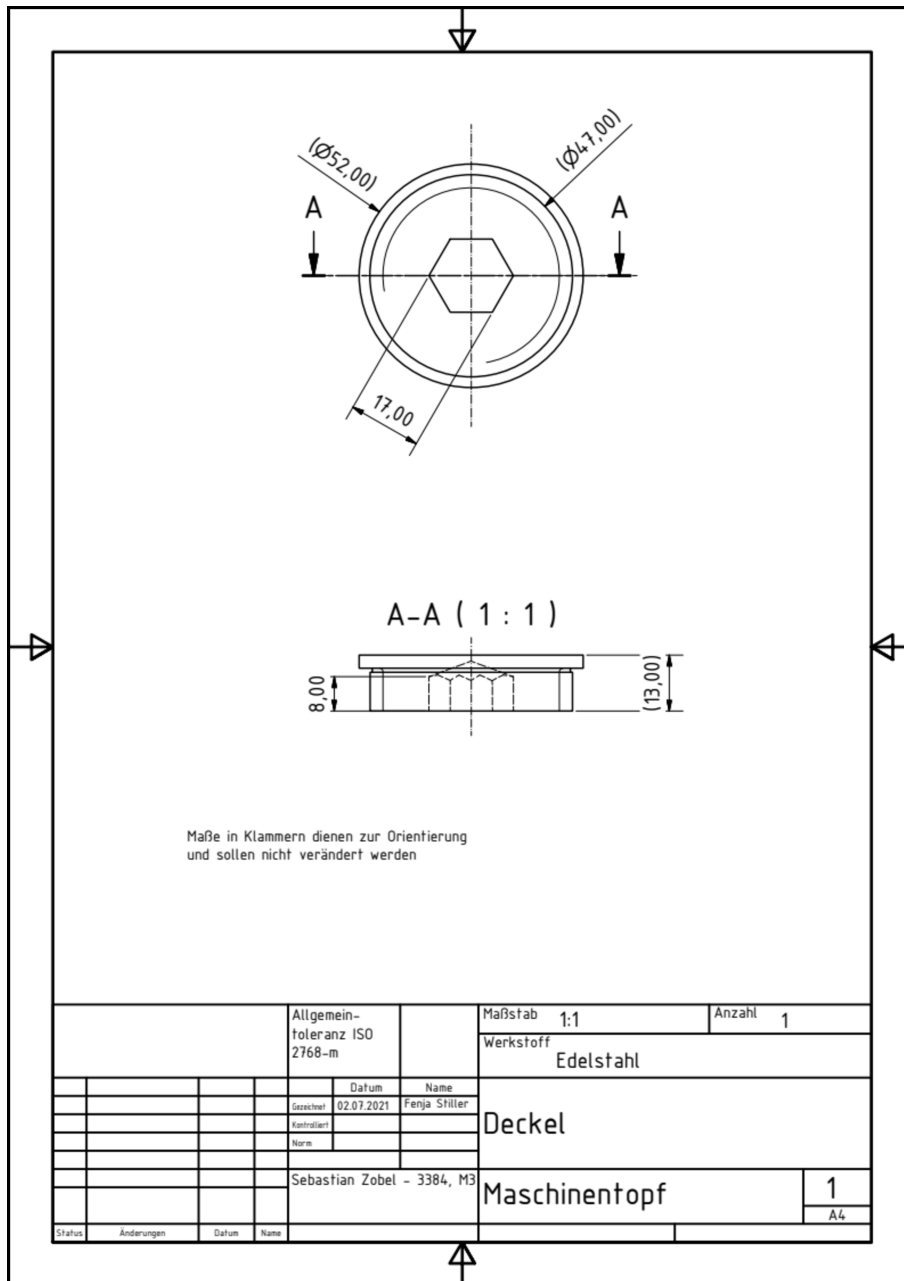


Abbildung A.4: Deckel des Maschinentopfes.

A.2.3 Impaktor

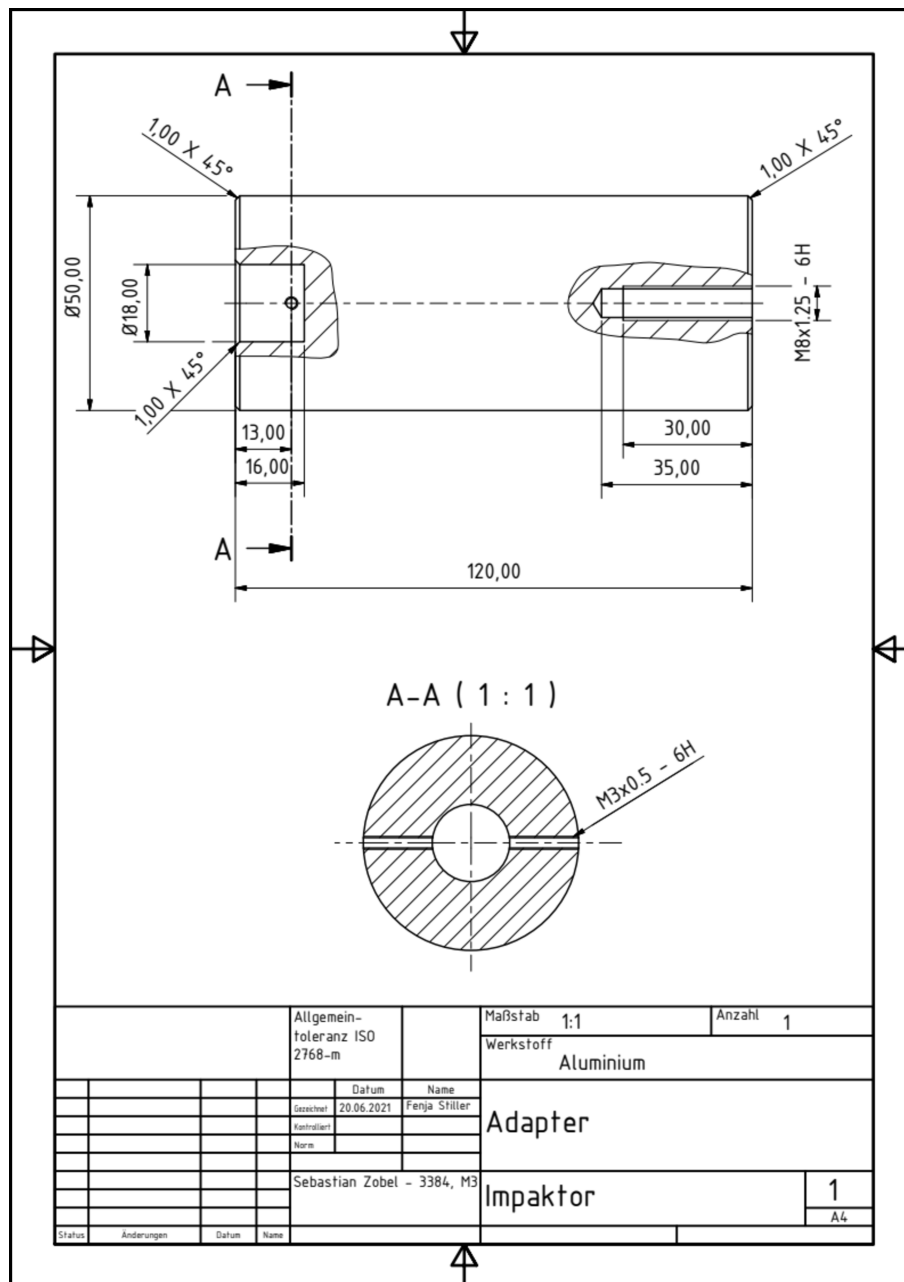


Abbildung A.5: Konstruierter Adapter.

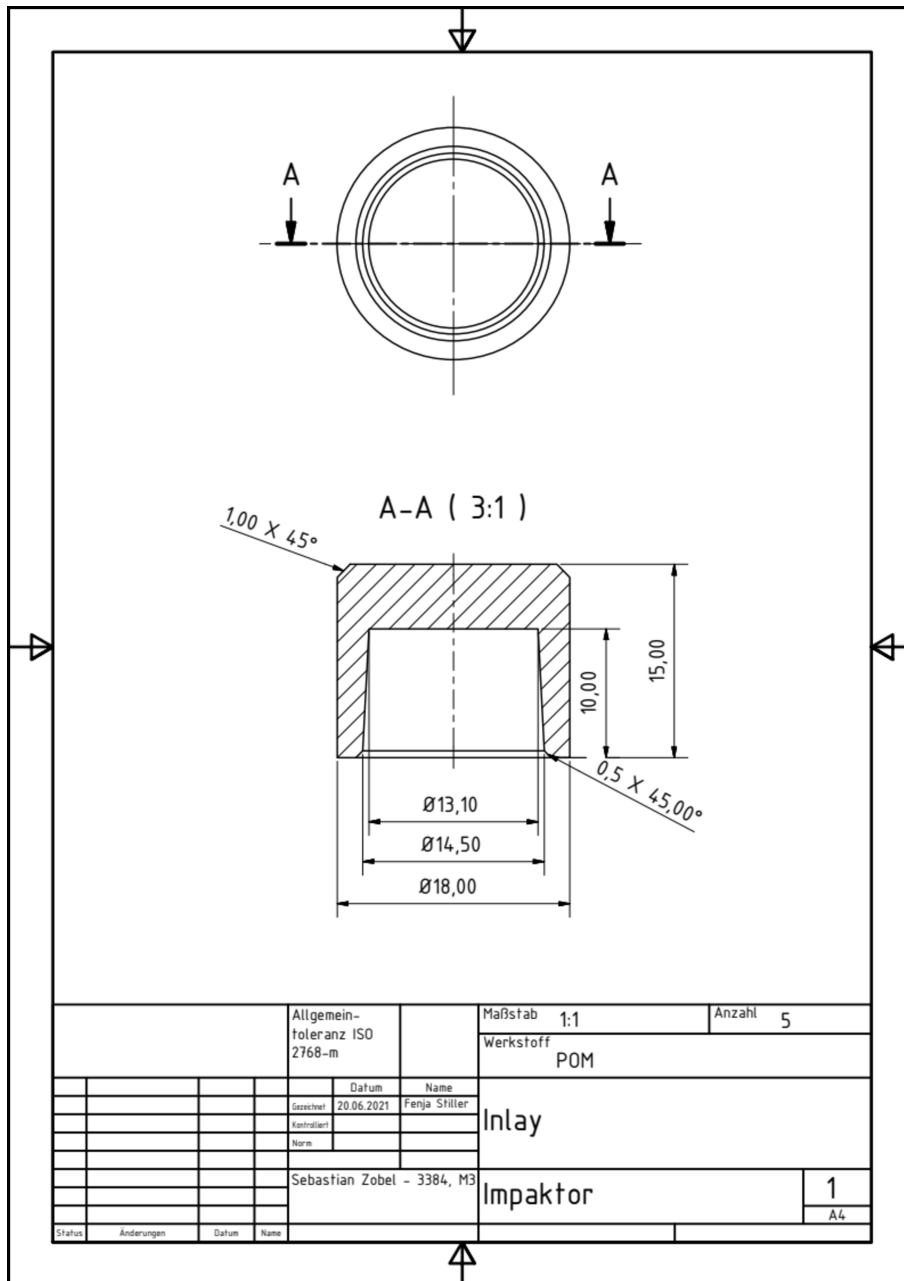


Abbildung A.6: POM-Inlay des Adapters.