

**Einfluss einer kranial eingebrachten Schraube auf die Verformung
und damit auf die Primärstabilität von zementfreien Hüftpfannen -
eine in vitro Analyse**

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Salome Loisa Zoe Breidenbach
aus Kassel

Gießen 2025

Aus dem Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie
Labor für Biomechanik

Gutachter: Prof. Dr. med. Markus Rickert

Gutachter: PD Dr. med. Ralf Kraus

Tag der Disputation: 22.10.2025

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
2	FRAGESTELLUNG UND ZIEL DER STUDIE	3
3	THEORETISCHE GRUNDLAGEN	5
3.1.	DAS MENSCHLICHE HÜFTGELENK	5
3.2.	PRINZIP DER HÜFTENDOPROTHESE	6
3.3.	VERANKERUNGSARTEN.....	6
3.4.	PRIMÄRE UND SEKUNDÄRE STABILITÄT.....	9
3.5.	LOCKERUNGSMECHANISMEN	10
3.6.	STAND DER FORSCHUNG	11
3.6.1.	<i>Messung der Primärstabilität unter Belastung.....</i>	<i>11</i>
3.6.2.	<i>Messsystem im Labor für Biomechanik in Gießen.....</i>	<i>13</i>
3.6.3.	<i>Reibungsmomente</i>	<i>13</i>
3.6.4.	<i>Messung der Verformung</i>	<i>15</i>
3.6.5.	<i>Messsystem und Sensortechnik im Labor für Biomechanik in Gießen.....</i>	<i>16</i>
4	MATERIAL UND METHODEN	18
4.1.	DIE IMPLANTATE.....	18
4.1.1.	<i>Allofit®</i>	<i>19</i>
4.1.2.	<i>REVISIO® S SYSTEM</i>	<i>20</i>
4.1.3.	<i>Ecofit® EPORE®</i>	<i>21</i>
4.1.4.	<i>Ecofit®</i>	<i>22</i>
4.1.5.	<i>DELTA TT.....</i>	<i>23</i>
4.2.	DER KNOCHENSCHAUM	24
4.3.	PRÄPARATION UND IMPLANTATION	24
4.3.1.	<i>Präparation des Knochenschaums</i>	<i>24</i>
4.3.2.	<i>Präparation des Pfannenlagers</i>	<i>25</i>
4.3.3.	<i>Präparation der Implantate.....</i>	<i>26</i>
4.3.4.	<i>Implantation der Prothesenmodelle.....</i>	<i>27</i>
4.3.5.	<i>Präparation zur Implementierung des Messsystems</i>	<i>28</i>
4.4.	DER HÜFTPFANNENSIMULATOR.....	30
4.4.1.	<i>Messung Mikrorelativbewegung.....</i>	<i>32</i>
4.5.	VERFORMUNGSMESSSYSTEM	33
4.6.	AUSWERTUNG	37
4.6.1.	<i>Mikrorelativbewegung.....</i>	<i>37</i>

4.6.2.	<i>Verformung</i>	37
4.7.	STATISTISCHE METHODEN	38
4.7.1.	<i>Explorative Datenanalyse</i>	38
4.7.2.	<i>Mann-Whitney-U-Test</i>	38
4.7.3.	<i>Kruskal-Wallis-Test</i>	39
4.7.4.	<i>Bonferroni-Korrektur</i>	39
4.7.5.	<i>Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test</i>	40
5	ERGEBNISSE	41
5.1.	EXPLORATIVE DATENANALYSE	41
5.1.1.	<i>Verformung</i>	41
5.1.1.1.	<i>Allofit[®]</i>	42
5.1.1.2.	<i>REVISIO S SYSTEM[®]</i>	45
5.1.1.3.	<i>Ecofit[®]</i>	47
5.1.1.4.	<i>EPORE[®]</i>	49
5.1.1.5.	<i>DELTA TT[®]</i>	51
5.1.1.6.	<i>Maximale Gesamtverformung zum Zeitpunkt max(t)</i>	53
5.1.2.	<i>Mikrorelativbewegung</i>	54
5.1.2.1.	<i>Allofit[®]</i>	54
5.1.2.2.	<i>REVISIO S SYSTEM[®]</i>	56
5.1.2.3.	<i>Ecofit[®]</i>	57
5.1.2.4.	<i>EPORE[®]</i>	58
5.1.2.5.	<i>DELTA TT[®]</i>	59
5.1.3.	<i>Gegenüberstellung</i>	60
5.1.3.1.	<i>Rotationsbewegung</i>	60
5.1.3.2.	<i>Translationsbewegung</i>	61
5.1.3.3.	<i>Gesambewegung</i>	62
5.2.	VERTEILUNG	62
5.2.1.	<i>Mikrorelativbewegung</i>	62
5.2.2.	<i>Verformung</i>	64
5.3.	VERGLEICHE	64
5.3.1.	<i>Mikrorelativbewegungen der verschiedenen Pfannenmodelle</i>	64
5.3.2.	<i>Verformung der verschiedenen Pfannenmodelle</i>	66
5.3.3.	<i>Mikrorelativbewegung vor und nach Einbringen der Schraube</i>	66
6	DISKUSSION	68
6.1.	MIKRORELATIVBEWEGUNG DER EINZELNEN PFANNEN	68
6.2.	VERGLEICH DER PFANNEN BEZÜGLICH DER MIKRORELATIVBEWEGUNG.....	69
6.3.	BEURTEILUNG DER VERFORMUNG	72
6.4.	VERGLEICH DER PFANNEN BEZÜGLICH DER VERFORMUNG	74
6.5.	VERGLEICH DER MIKRORELATIVBEWEGUNG VOR UND NACH EINBRINGEN DER SCHRAUBE ...	75

6.6.	VERFORMUNG UND MIKROBEWEGUNG.....	77
6.7.	LIMITATIONEN	77
7	FAZIT UND AUSBLICK.....	81
	ABSTRACT	82
	ZUSAMMENFASSUNG.....	83
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	84
	TABELLENVERZEICHNIS	85
	DIAGRAMMVERZEICHNIS	86
	LITERATURVERZEICHNIS	87
	PUBLIKATIONSVERZEICHNIS	104
	EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG	105
	DANKSAGUNG	106
	TABELLARISCHER LEBENS LAUF	FEHLER! TEXTMARKE NICHT DEFINIERT.

1 Einleitung

Mit knapp 270.000 Fällen im Jahr 2023 ist die Implantation einer Hüftendoprothese eine der zehn häufigsten in Deutschland durchgeführten Operationen [Endoprothesenregister Deutschland 2024; Statistisches Bundesamt 2024]. Die häufigste Indikation für diese Operation ist die symptomatische Coxarthrose [Buchholz 2014; Ferguson et al. 2018]. Fast die Hälfte der weiblichen und ein Drittel der männlichen Bevölkerung über 65 Jahre sind von dieser Erkrankung betroffen. In Anbetracht der Alterung der Bevölkerung ist ein weiterer Anstieg zu erwarten [Fuchs et al. 2017]. Heute stellen sich nicht nur ältere Patienten mit schwerwiegenden Bewegungseinschränkungen zur endoprothetischen Versorgung vor. Auch jüngere Menschen setzen auf eine Operation in der Hoffnung, ihre Lebensqualität und Bewegungsfreiheit zu erhalten oder sogar zu verbessern [Learmonth et al. 2007; Neuprez et al. 2018].

Vor mehr als 100 Jahren wurden von Themistocles Gluck erste Schritte unternommen das menschliche Hüftgelenk durch Fremdmaterial zu ersetzen. Dies erfolgte damals meist nach Zerstörung des Gelenks durch Tuberkulose. Als Ersatzmaterial diente Elfenbein [Gluck 1891; Wessinghage 2000]. Mitte des 20. Jahrhunderts legte Sir John Charnley mit seiner Wahl von Polytetrafluorethylen als Grundstoff für die beiden artikulierenden Gelenkpartner und der Etablierung von Knochenzement, um Prothesenteile in menschlichem Knochen zu fixieren, den Grundstein für die moderne Endoprothetik [Charnley 1961]. Die Implantation zementierter Hüftendoprothesen zeigte für den femoralen Teil gute Ergebnisse, für den acetabulären Teil ergab sich allerdings vermehrt das Problem der aseptischen Lockerung [Barrack et al. 1972]. In den folgenden Jahren wurden Hüftendoprothesen entwickelt, die ohne Zement auskamen. Eine Untergruppe dieser zementfreien Hüftendoprothesen bilden bis heute Prothesen, die mittels Presspassung (englisch: *pressfit*) implantiert werden. Das Prinzip erfordert nur eine geringe Abtragung des Knochens und basiert auf einem übergroßen Durchmesser der zu implantierenden Pfanne im Vergleich zu der vorgefrästen Höhle im *Acetabulum*. Der Begriff „Presspassung“ beschreibt hier die Differenz der beiden Durchmesser. Die Pfanne

wird in den Knochen eingeschlagen und verklemmt sich aufgrund der Größendifferenz. Durch das Fehlen des Zementes wird das Einwachsen des Knochens in die Prothese ermöglicht, was zu einer steigenden Stabilität über die Zeit führen soll [Diehl et al. 2010; Morscher et al. 1989; Morscher und Masar 1988]. Heute werden über drei Viertel der Hüftendoprothesen in Deutschland zementfrei implantiert [Endoprothesenregister Deutschland 2024].

Die aseptische Lockerung ist trotz Rückgang in den letzten Jahren weiterhin der häufigste Grund für die Revision nach hüftendoprothetischer Versorgung [Endoprothesenregister Deutschland 2024]. Vor allem der acetabuläre Teil der Prothese ist von dieser Komplikation betroffen [Feng et al. 2022; Haynes et al. 2016]. Das Einwachsen des Knochens in die poröse Struktur der Prothese soll die Lockerung verhindern und ist entscheidend für ihre Langlebigkeit [Iamthanaporn et al. 2015; Ulrich et al. 2008]. Eine hohe Primärstabilität derselben im Knochen direkt nach Implantation stellt hierfür eine wichtige Grundlage dar [Pilliar et al. 1986].

Vor allem bei älteren Patienten mit eingeschränkter Knochenqualität kann die Kapazität der Osteoinduktion allerdings reduziert sein [Nyssen-Behets et al. 1996]. Einige Studien zeigen, dass die Primärstabilität in diesen Fällen durch die zusätzliche Verwendung von Schrauben erhöht werden kann [Hsu und Lin 2010a].

2 Fragestellung und Ziel der Studie

Diese Studie untersucht die potenzielle Verformung von Hüftpfannenmodellen durch den punktuellen Druck einer Schraube sowie den Einfluss dieser Verformung auf die Primärstabilität. Als Referenzwert für die Primärstabilität dient die Mikrorelativbewegung. Diese soll unter Einfluss von Lasteinleitung mittels dreidimensionaler Drehmomente, welche den menschlichen Gang simulieren, gemessen werden.

Das Einbringen einer Schraube in eines der kranial gelegenen vorgebohrten Löcher im Implantat dient der Erhöhung der Primärstabilität, insbesondere bei Patienten mit einer verringerten Knochenqualität. Eine dadurch verursachte mögliche Verformung der Pfanne könnte jedoch die Kongruenz des Implantats und der vorgefrästen acetabulären Höhle beeinträchtigen. Dies könnte zu einer verringerten Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen führen und möglicherweise die Mikrorelativbewegung erhöhen, was wiederum ein erhöhtes Risiko für eine aseptische Lockerung darstellen könnte.

Bisherige Studien haben sich mit der Verformung von Pfannen durch den Prozess der Implantation befasst [Goebel et al. 2013; Jin et al. 2006; Messer-Hannemann et al. 2019; Squire et al. 2006], jedoch nicht mit der Verformung durch das Einbringen einer Schraube.

In dieser Studie wird diese Verformung anhand von fünf verschiedenen Pfannenmodellen (Allofit®, REVISIO® S SYSTEM, Ecofit® EPORE®, Ecofit® und DELTA TT) während des Einbringens einer Schraube gemessen und deren Einfluss auf die Mikrorelativbewegung analysiert. Dabei sollen folgende Fragestellungen geklärt werden.

1. Mikrorelativbewegung vor Einbringen der Schraube

- 1.1. Wie groß ist die Mikrorelativbewegung der fünf Pfannenmodelle vor dem Einbringen der Schraube?
- 1.2. Liegt diese im tolerierbaren Bereich und gibt es Unterschiede zwischen den Modellen?

2. Verformung durch das Einbringen der kranialen Schraube

- 2.1. Zeigt sich eine Verformung der Pfannenimplantate durch das Einbringen einer Schraube und wie groß ist diese?
- 2.2. Unterscheidet sich das Ausmaß der Verformung zwischen den fünf Pfannenmodellen?

3. Mikrorelativbewegung nach Einbringen der Schraube

- 3.1. Gibt es einen Unterschied in der Mikrorelativbewegung vor und nach Einbringen der Schraube? Erhöht oder verringert sie sich?
- 3.2. Korreliert dieser Unterschied mit der Verformung der Pfannen?

Die gewonnenen Erkenntnisse sollen dazu beitragen, potenzielle Risiken wie eine Verlängerte OP-Zeit oder zusätzlich einliegendem Fremdmaterial besser einschätzen und gegebenenfalls reduzieren zu können.

3 Theoretische Grundlagen

3.1. Das menschliche Hüftgelenk

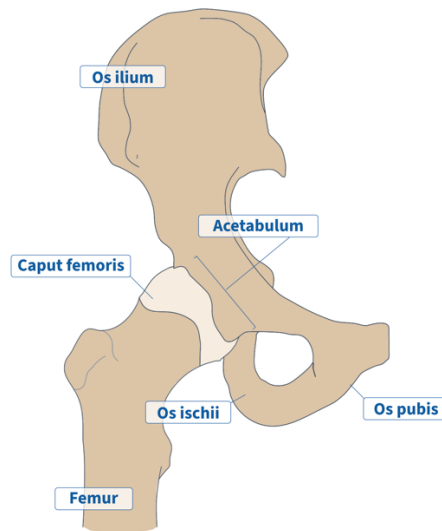


Abbildung 1: Vereinfachte Darstellung des menschlichen Hüftgelenks

Das menschliche Hüftgelenk, wie in Abbildung 1 dargestellt, ist ein Kugelgelenk, in dem das *Acetabulum* des *Os coxae* und das *Caput femoris* des *Femurs* miteinander artikulieren. Das *Acetabulum* umschließt seinen artikulierenden Gelenkpartner bis über den Äquator hinaus, weshalb das Hüftgelenk auch als *Enarthrosis* oder „Nussgelenk“ bezeichnet wird [Kwong et al., 1994]. Im Bereich der *Facies lunata* ist das *Acetabulum* mit Knorpel bedeckt [Putz et al. 2023]. Am kranialen Rand findet sich ein dichtegemindertes Dreieck, das dem *Acetabulum* Flexibilität verleiht. Der kaudale Rand wird durch die *Incisura acetabuli* unterbrochen und nur durch das *Ligamentum transversum acetabuli* überbrückt. Daraus resultiert eine Stabilität, die vor allem auf dem anterioren sowie dem posterioren Pfeiler beruht [Dorr et al. 2000; Greenwald und Haynes 1972]. Durch das *Labrum acetabuli*, das zirkulär am Rand der Pfanne ansetzt, wird die Stabilität weiter erhöht [Wurzinger 2014]. Das Gelenk ist von einem starken Band- und Muskelapparat umgeben. Hierdurch wird es vor Luxation geschützt. Gleichzeitig werden komplexe Bewegungsmuster in drei Freiheitsgraden ermöglicht, die beispielsweise für den alltäglichen Gang oder Treppensteigen unentbehrlich sind. Die möglichen Bewegungen sind: Extension/Flexion, Abduktion/Adduktion, Innenrotation/Außenrotation. Das

Gelenk ist mit Synovialflüssigkeit gefüllt, die vielfältige Funktionen erfüllt. So dient sie zum einen der Ernährung verschiedener intraartikulärer Strukturen, zum anderen als Gleitfilm, der die Reibung zwischen den artikulierenden Gelenkpartnern erheblich reduziert. Außerdem hat sie eine stoßdämpfende Funktion [Schmidt 2014].

In fortgeschrittenem Alter zeigen sich bei vielen Menschen degenerative Veränderungen des Gelenkknorpels, die bis zum kompletten Verlust fortschreiten können – die Arthrose. Eine Arthrose kann verschiedene Ursachen haben. So kann sie posttraumatisch, postinfektiös, nach einer *Epiphysiolysis capitis femoris* sowie einem *Morbus Perthes* im Kindesalter, aber auch durch Dysplasien oder mit idiopathischer Genese auftreten [Heisel et al. 2012]. Schmerzen und Bewegungseinschränkungen sind häufig die Folge [Wardelmann und Dombrowski 2019]. Sind die konservativen Therapieoptionen ausgeschöpft, kann die Implantation einer Prothese indiziert sein [Grifka 2021]. Schmerzfreiheit und eine gute Funktionalität durch die Rekonstruktion des Gelenks sind das Ziel.

3.2. Prinzip der Hüftendoprothese

Entscheidend für die Langlebigkeit von Hüftendoprothesen ist die sichere Implantation. Hierzu kommen verschiedene Prothesenmodelle und Verankerungsmechanismen infrage. Bei einer Totalendoprothese werden beide Gleitpartner, also der *Femurkopf* und das *Acetabulum* durch Implantate ersetzt. Anstelle des Kopfes wird ein Schaft mit einem Prothesenkopf implantiert. Als Gleitpartner fungiert eine Pfannenprothese, die auf der acetabulären Seite implantiert wird. In diese wird ein Pfanneneinsatz (englisch: *inlay*) eingebracht, mit dem der Hüftkopf artikuliert und der für eine geringe Reibung sorgen soll. Beide Teile können zementiert oder zementfrei implantiert werden [Kretzer und Thomsen 2023].

3.3. Verankerungsarten

John Charnley implementierte die Verwendung von Knochenzement bei der Implantation von Hüftendoprothesen in der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts [Charnley 1961]. Hierdurch konnte eine hohe Belastungsstabilität direkt nach Implantation erreicht werden.

Außerdem folgte aus der Verwendung von Zement eine gleichmäßige Krafteinleitung in den Knochen [Halder et al. 2012]. Trotz hoher Primärstabilität zeigten sich nach 5-10 Jahren Lockerungsraten von 19%, die damals auf das Versagen des Zements und die „Zementkrankheit“ zurückgeführt wurden. Es wurde vermutet, dass der Zement selbst die Lockerung der Prothese hervorruft [Jones und Hungerford 1987]. Durch den Zweifel an der Haltbarkeit zementierter Prothesen, wurde die Empfehlung für diesen Eingriff nur für Patienten ab einem Alter von 60 Jahren ausgesprochen [Charnley 1979; Willert und Puls 1972]. Es stellte sich daher die Frage nach einer Alternative für jüngere Patienten. So wurde früh auch die zementfreie Implantation von Hüftprothesen weiterentwickelt [Ring 1968].

Heute existieren für beide Teile einer Totalendoprothese zementierte und zementfreie Optionen. Zementierte Prothesen bilden mit dem Knochenzement eine Einheit und sind über diesen mit dem Knochen verbunden. Hierdurch wird eine hohe Primärstabilität direkt nach Implantation erzielt, sodass die Patienten die Prothese frühestmöglich voll belasten dürfen. Allerdings gelten heute auch zementfreie Implantate als postoperativ voll belastbar [Kirschner et al. 2012].

Bei zementfreien Implantaten basiert die Stabilität auf zwei Prinzipien: Die unmittelbare Stabilität direkt nach Implantation ist durch die Presspassung und die Reibung zwischen der Oberfläche des Implantats und dem umliegenden Knochen gewährleistet. Im Verlauf wird die Primärstabilität durch eine aus dem An- oder Einwachsen des Knochens resultierende Sekundärstabilität abgelöst. Die Oberfläche von zementfreien Prothesenimplantaten muss also eine hohe Primär- als auch Sekundärstabilität ermöglichen. Die Primärstabilität kann bei zementfreien Pfannenprothesen auf verschiedene Arten erreicht werden. So existieren Schraubpfannen, die an ihrer Außenfläche ein ein- oder zweigängiges selbstschneidendes Gewinde aufweisen. Dieses Gewinde schneidet sich tief in das Acetabulum, wodurch eine hohe Primärstabilität gewährleistet wird. Die ossäre Integration wird über die raue Oberfläche ermöglicht [Kretzer und Thomsen 2023].

Eine weitere und heute bevorzugt verwendete Art von zementfreien Pfannenprothesen sind Pfannen, die mittels Presspassung implantiert werden [Endoprothesenregister Deutschland 2024]. Die Stabilität kommt hier durch das Übermaß der Pfanne im Vergleich zum vorgefrästen *Acetabulum*-Modell zustande. Die Pfanne wird beim

Einbringen so im Knochen verklemmt. Mindestens die Hälfte der Pfannenhöhe soll an der Presspassung beteiligt sein, um eine sichere Primärstabilität zu erreichen [Willi et al. 2012]. Es besteht zusätzlich die Möglichkeit der Verschraubung – zu diesem Zweck sind Vorbohrungen in die Pfannenmodelle eingelassen. Diese erlauben das Einbringen einer Schraube in einem variablen Winkel von bis zu 15° . Die Verschraubung erfolgt in der Regel nicht winkelstabil. Um während der Operation bei der Platzierung einer oder mehrerer Schrauben möglichst flexibel zu sein, sind in den meisten Pfannenmodellen mehrere Vorbohrungen vorhanden. Diese können für den Fall, dass sie nicht benötigt werden, mit einzelnen Abdeckkappen verschlossen werden. Dieses verhindert, dass Abriebpartikel aus der Artikulation von Pfanneneinsatz und Pfannenimplantat durch die Bohrlöcher in das Implantatlager gelangen können. Das Gleiche gilt für das Schraubgewinde am Pfannenpol, in das während der Implantation der Einschläger eingeschraubt wird [Kretzer und Thomsen 2023].

Die meisten heute verwendeten Pfannenmodelle sind modulare Pfannen [Endoprothesenregister Deutschland 2024]. Das Pfannenimplantat sichert die Verankerung im Knochen. Der Einsatz, der in das Implantat eingebracht wird, dient als reibungsarmer Artikulationspartner für den Prothesenkopf. Durch diese zwei Komponenten wird eine hohe Variabilität erreicht, da das Material des Inlays frei gewählt werden kann. Heute werden bevorzugt Einsätze aus hochvernetztem Polyethylen, gefolgt von Einsätzen aus Keramik, implantiert [Endoprothesenregister Deutschland 2024]. Des Weiteren kann in Revisionsfällen der Einsatz modularer Pfannen ausgetauscht werden, ohne dass die Pfanne selbst aus dem Knochen gelöst werden muss.

Für die Oberflächenbeschichtung von diesen Pfannenmodellen werden am häufigsten Reintitan und Titanlegierungen wie TiAlV_a und TiAlNb verwendet [Willi et al. 2012]. Es gibt verschiedene geschlossen- und offenporige Beschichtungen, die das An- und Einwachsen des Knochens ermöglichen sollen.

In Deutschland wird aktuell die Mehrzahl der Hüfttotalendoprothesen zementfrei implantiert. Die zementierten Implantationen nehmen jährlich ab und werden vor allem bei älteren Patienten oder Patienten mit Vorerkrankungen durchgeführt. Während bei zementfreien Pfannenimplantaten tendenziell die modularen Systeme Anwendung finden, werden zementierte Pfannen meist als Monoblock, also als aus einem Stück gefertigte

Implantate, eingesetzt [Endoprothesenregister Deutschland 2024; Kretzer und Thomsen 2023].

3.4. Primäre und sekundäre Stabilität

Die Stabilität der zementfreien Prothesenteile im Knochen unmittelbar nach Implantation, Primärstabilität genannt, stellt die Grundlage für das erwünschte Einwachsen des Knochens in die Oberfläche der Prothese dar [Lioubavina-Hack et al. 2006; Schulze et al. 2014]. Erst durch diesen Prozess wird eine dauerhafte und langjährige sekundäre Stabilität erzielt [Schenk 1995]. Bei Pfannenmodellen, die mittels Presspassung implantiert werden, wird die Primärstabilität durch das Übermaß des Durchmessers der Prothese im Vergleich zu dem vorgefrästen *Acetabulum* erreicht [Adler et al. 1992; Curtis et al. 1992].

Es existieren verschiedene Untersuchungen, die unterschiedliche Grenzwerte für die maximale Bewegung zwischen Knochen und Prothese, bei der ein Einwachsen des Knochens möglich ist, festlegen. Bis heute ist die maximal tolerierte Bewegung nicht sicher geklärt. Die Untersuchung von Pillar et al. [1986] wird auch heute noch häufig als Referenzwert zitiert: Hier zeigte sich, dass sich ab einer Mikrorelativbewegung von 150 µm Bindegewebe statt des gewünschten Knochens um die Prothese bildet. Weitere Voraussetzungen für das Einwachsen des Knochens sind eine osteophile Oberfläche sowie ein guter Kontakt zwischen Implantat und darunterliegendem Knochen [Morscher 2001; Schenk 1995]. So zeigte sich, dass ein intensiver Implantat-Knochen-Kontakt zu einer besseren Sekundärstabilität führt [Schwartz et al. 1993]. Der Einfluss der Prothese auf die Krafteinleitung in den Knochen und die damit verbundenen knöchernen Umbauprozesse sind Gegenstand multipler Untersuchungen [Kröger et al. 1996; McGovern et al. 1994; Pitto et al. 2001; Sumner und Galante 1992; Wright et al. 2001]. Diese Umbauprozesse haben einen entscheidenden Einfluss auf die Sekundärstabilität [Lionberger et al. 1985; Widmer et al. 1997]. Das Wolff'sche Gesetz besagt, dass sich der Knochen bei Belastung auf- und bei Fehlen der Belastung abbaut [Wolff 1893]. Hierdurch lässt sich erklären, dass eine Belastung der Prothese erforderlich ist, damit Knochenumbau und Osteointegration stattfinden können. Durch ein kontrolliertes Maß

an Aktivität der Patienten lässt sich der periprothetische Knochenverlust verringern und damit eine bessere Grundlage für die Sekundärstabilität schaffen [Rosenbaum et al. 2006].

3.5. Lockerungsmechanismen

Für das Jahr 2023 wurden 18.933 Folgeeingriffe am Hüftgelenk dokumentiert [Endoprothesenregister Deutschland 2024]. Die Gründe für Revisionseingriffe sind beispielsweise Infektionen, Luxationen oder periprothetische Frakturen. Den häufigsten Grund stellt allerdings, trotz Rückgang in den letzten Jahren, nach wie vor die aseptische Lockerung dar [Endoprothesenregister Deutschland 2024]. Risikofaktoren für eine frühzeitige Revisionen sind männliches Geschlecht und eine sehr hohe Aktivität der Patienten [Flugsrud et al. 2007; Johnsen et al. 2006]. Ob Übergewicht einen Risikofaktor für frühzeitige Lockerung der Prothese darstellt, ist noch nicht eindeutig geklärt [Electricwala et al. 2016; Flugsrud et al. 2007; McLaughlin und Lee 2006]. Da sich eine Lockerung der Prothese vorerst auch symptomlos präsentieren kann, ist die frühzeitige Diagnose erschwert. Eine frühe Migration der Prothese ist ein Prädiktor für die spätere Lockerung [Krismer et al. 1996], weshalb sich häufig schon in diesem Stadium für die Revision der Prothese entschieden wird [Perka et al. 2012]. Die Standzeit einer Hüftendoprothese beträgt aktuell 15-20 Jahre [Siegmond-Schultze 2019]. Obwohl eine Lockerung in den ersten Jahren nach der Implantation im Rahmen von elektiven Operationen bei zementfreien Hüftpfannen seltener auftritt als bei zementierten Pfannen, stellt auch hier die frühzeitige Lockerung weiterhin ein großes Problem dar [Endoprothesenregister Deutschland 2024].

Die Ursachen für die aseptische Lockerung sind multifaktoriell [Jones und Buckle 2020; Sundfeldt et al. 2006]. Das Gewebe interagiert mit dem eingebrachten Fremdmaterial - der Prothese. Beeinflusst wird die Reaktion von Faktoren wie während der Operation entstandenen Verletzungen und beispielsweise dadurch hervorgerufenen lokalen Hämatomen oder später durch den Abrieb kleinster Partikel [Aaron 2020]. Um die Lockerung der Prothese bestmöglich zu verhindern, gilt es zum einen den Abstand von Knochen und Implantat so gering wie möglich zu halten [Albrektsson und Johansson 2001], zum anderen eine zu große Bewegung der Prothese im Verhältnis zum Knochen zu verhindern [Pilliar et al. 1986]. Hierzu werden von einigen Autoren zusätzliche

Verschraubungen der Pfanne empfohlen, um eine höhere Stabilität zu erreichen [Maloney et al. 1999; Utting et al. 2008]. Einige Studien zeigen allerdings im Vergleich zu Presspassungs-Pfannen ohne Verschraubung keine verbesserte Primärstabilität [Fei et al. 2020; García-Rey 2017; Pepe et al. 2017]. Ob die zusätzlichen Schrauben zu einer höheren Primärstabilität führen und ob sie eine Lockerung im Verlauf verhindern können, ist bis heute nicht abschließend geklärt.

3.6. Stand der Forschung

3.6.1. Messung der Primärstabilität unter Belastung

Der Primärstabilität als Grundlage für die Osteointegration kommt große Bedeutung in der Vermeidung postoperativer Komplikationen zu [Swami et al. 2016]. Es existieren Untersuchungen zur Primärstabilität verschiedener Hüftpfannenmodelle [Jahnke et al. 2019], dem Einfluss der Oberflächenbeschaffenheit [Goriainov et al. 2014; Le Cann et al. 2014; Wetzel et al. 2005] und der Presspassung [Amirouche et al. 2014; Kwong et al. 1994]. Außerdem gibt es Untersuchungen zum Einfluss zusätzlich eingebrachter Schrauben [Ahmed et al. 2020; García-Rey 2017; Kwong et al. 1994; Minten et al. 2016; Ni 2022; Pepe et al. 2017; Roth et al. 2006; Schmalzried et al. 1994; Tabata et al. 2015; Won et al. 1995], auch in Abhängigkeit von der Anzahl und Position [Hsu et al. 2007b; Hsu et al. 2007a; Hsu und Lin 2010b].

Verschiedene Messgrößen werden herangezogen, um diese Primärstabilität zu beurteilen. Mit der Gruppe der Abriss-Tests (englisch: *load-to-failure-tests*) wird die Belastung gemessen, die erforderlich ist, um das Pfannenimplantat aus der Verankerung im Acetabulum zu lockern. Ein Beispiel hierfür ist die Randbelastung (englisch: *edge-load*), bei der auf einen Punkt des Randes der implantierten Pfanne eine Belastung einwirkt, bis sich diese aus dem Knochen oder Kunstknochen löst [Small et al. 2013]. Auch Hebelversuche (englisch: *lever-out-tests*) werden in verschiedenen Studien verwendet. Dabei wird eine Gewindeschraube in das Polgewinde des implantierten Pfannenmodells eingebracht und anschließend rechtwinklig zur Achse belastet, bis sich die Pfanne aus dem *Acetabulum*-Modell löst [Macdonald 1999; Meneghini et al. 2010; Milne et al. 2014]. Über selbige Gewindestange können axiale Drehmomente in die Pfanne eingeleitet werden, anhand derer die rotatorische Stabilität der Pfanne gemessen werden kann

[Macdonald 1999; Milne et al. 2014]. In Ausschub- und Ausziehversuchen (englisch: *push-/pull-out-tests*) wird jene Kraft gemessen, die erforderlich ist, um das Pfannenimplantat aus dem Kunstknochen zu drücken beziehungsweise zu ziehen [Macdonald 1999; Michel et al. 2016; Milne et al. 2014; Olory et al. 2004].

Obwohl gezeigt wurde, dass Abriss-Tests zu vergleichbaren Einschätzungen der Primärstabilität gelangen, gilt die Messung der Mikrorelativbewegung heute als Goldstandard [Goossens et al. 2020]. Hierzu wird die Bewegung des Implantats in Relation zu dem Kunstknochenmodell unter Belastung gemessen. Dass eine starke Bewegung zwischen Implantat und Knochen das Einwachsen des Knochens verhindert, ist weithin bekannt [Cameron et al. 1973]. Pillar et al. zeigten, dass bei einer geringen Bewegung von 28 μm das Einwachsen möglich ist, während bei einer stärkeren Bewegung von 150 μm oder mehr die Bildung von Bindegewebe induziert wird und das Einwachsen des Knochens ausbleibt. Jedoch bleibt das Einwachsen auch bei gänzlich fehlender Bewegung aus [Pilliar et al. 1986]. Anhand dieser Referenzwerte ist es möglich, das spätere Einwachsen des Knochens auch in anderen Untersuchungsmodellen einzuschätzen.

Entscheidend für die Messung der Mikrorelativbewegung ist die Belastung, unter der sie durchgeführt wird. Während in den oben beschriebenen Abriss-Tests große Kräfte gewählt werden, um ein Versagen der Prothese zu provozieren, ist die Einschätzung der Mikrorelativbewegung vor allem unter jenen Belastungen sinnvoll, die den postoperativen Anforderungen *in vivo* gleichen, um die Übertragbarkeit der Ergebnisse zu maximieren.

Allerdings unterscheiden sich auch in Studien, die die Primärstabilität anhand der Mikrorelativbewegung überprüfen, die gewählten Belastungen und die Messmethoden stark voneinander.

Crosnier et al. [2016] leiteten die Belastung über einen Hüftkopf ein, der mit dem Pfannenimplantat artikulierte. Die Kräfte wurden so gewählt, dass sie verschiedene Szenarien abbilden konnten. Auf der einen Seite eine konstante Belastung in 30° Flexion, auf der anderen den physiologischen Gang in einer geraden Ebene und beim Treppensteigen. Die Flexion und Extension des Knochenmodells während der Belastung simulierten hierbei die dynamische Bewegung. Die Mikrorelativbewegung wurde durch Lineare Variable Differentialtransformatoren (LVDTs) in sechs Bewegungsrichtungen

gemessen. Die Mikrorelativbewegungen der Hüftpfannen zeigten sich unter dynamischer Bewegung im Vergleich zur statischen Flexion erhöht.

Beckmann et al. [2018] nutzten in ihrer Studie eine Belastung von 30% der Kräfte, die während des physiologischen Gangs auftreten, um die häufig nach Revisionsoperationen empfohlene Beschränkung der Belastung auf 30% des Körpergewichts zu simulieren. Die Mikrorelativbewegung wurde mithilfe eines optischen Messsystems überprüft und zeigte eine negative Korrelation der Mikrorelativbewegung zur Dichte jenes Knochens, in den die Pfannen implantiert wurden.

Eine weitere Methode zur Messung der Mikrorelativbewegung ist die Verwendung von Wirbelstromsensoren, die die Verschiebung der Pfanne in Relation zum Knochenschwamm messen [Perona et al. 1992].

Diese unterschiedlichen Belastungen und Messmethoden erschweren die Vergleichbarkeit der einzelnen Untersuchungen [Gheduzzi und Miles 2007].

3.6.2. Messsystem im Labor für Biomechanik in Gießen

Für die Messung der Mikrorelativbewegung wurde im Labor für Biomechanik in Gießen im Jahr 2014 ein Messsystem entwickelt, das auf neun Wirbelstromsensoren basiert. Diese können die Bewegung in drei Ebenen messen, sodass Rotation, Translation und die Gesamtbewegung beurteilt werden können [Schröder 2013; Schröder 2015]. Die Bewegung des Knochenschwamms und die Bewegung des Pfannenimplantats wurden in aufeinander folgenden Messungen unabhängig voneinander erfasst. Aus der Differenz der beiden Bewegungen ergab sich die Mikrorelativbewegung.

3.6.3. Reibungsmomente

Die Messungen sollten unter Belastungen erfolgen, die den menschlichen Gang simulieren. Diese Kräfte wurden von Schröder [2013] in Form von resultierenden dreidimensionalen Drehmomenten berechnet. Grundlage für diese Berechnungen waren die von Bergmann et al. *in vivo* erfassten Kräfte, die beim täglichen Gang am Hüftkopf wirken. Diese konnten mithilfe von vier modifizierten femoralen Hüftendoprothesen, die Patienten implantiert wurden, ermittelt werden. Aufgrund der direkten Übertragung der

Kräfte vom Hüftkopf auf das Pfanneninlay wurde angenommen, dass hier die gleichen Kräfte wirken. In den Ergebnissen von Bergmann et al. werden die resultierenden Kräfte in Prozent des Körpergewichts angegeben. Das durchschnittliche Alter für die Implantation einer Hüftendoprothese in Deutschland betrug im Jahr 2022 72 Jahre [Endoprothesenregister Deutschland 2023]. Deshalb wurden die Kräfte für einen Mann dieses Alters mit einem statistisch durchschnittlichen Körpergewicht von 83,3 kg berechnet [Statistisches Bundesamt 2023].

Um die Reibungskräfte zu berechnen, multiplizierte Schröder diese Kräfte mit den Reibungskoeffizienten für verschieden Gleitpaarungen. In den letzten Jahren wurde die Paarung eines Pfanneninlays aus Polyethylen mit einem Keramikkopf mit 73,5% am häufigsten verwendet [Endoprothesenregister Deutschland 2024]. Von Schröder [2013; 2015] wurde ursprünglich der von Brockett [2007] ermittelte Reibungskoeffizient für diese Gleitpaarung von $\mu_{CoP} = 0,063$ verwendet. Allerdings zeigten Damm et al. [2013], dass sich *in vivo* der Reibungsfaktor während des Gangzyklus durch die verschiedenen Geschwindigkeiten und die Umverteilung der Synovialflüssigkeit verändert. Um die Reibungskräfte, die im Hüftpfannensimulator verwendet werden, möglichst nah an *in vivo* herrschende Gegebenheiten anzupassen, wurden von Seeger [2020] anhand dieser Werte neue Berechnungen angestellt.

Für den Durchmesser des Prothesenkopfes wurde die bis 2022 am häufigsten verwendete Größe von 32 mm angenommen [Endoprothesenregister Deutschland 2023].

Aus der Konfiguration des Hüftgelenks ergeben sich verschiedene Bewegungsmöglichkeiten. So besteht die Möglichkeit der Flexion und Extension, der Abduktion und Adduktion und der Innen- und Außenrotation. Der komplexe Bewegungsablauf eines Gangzyklus wurde, um ihn in Reibungsmomenten um die drei Achsen des Hüftsimulators abbilden zu können, in seine Einzelbewegungen aufgeschlüsselt. Die Anteile dieser Bewegungsformen an einem Gangzyklus wurden einer Publikation von Mikut et al. [2001] entnommen.

Die Innen- und Außenrotation sowie die Add- und Abduktion tragen einen kleinen Teil zu einem Gangzyklus bei, den größten Anteil haben jedoch Flexion und Extension. Diese Anteile wurden von den Bewegungsformen auf die Rotation um die drei Achsen des Versuchsaufbaus übertragen. Innen- und Außenrotation wurden hier durch die Rotation um die z-Achse abgebildet, Ab- und Adduktion durch die Rotation um die x-Achse und Flexion und Extension durch die Rotation um die y-Achse. Lewinnek et al. [1978]

definierten eine Inklination der Hüftpfanne von $40^\circ \pm 10^\circ$ und eine Anteversion von $15^\circ \pm 10^\circ$ als „sichere Zone“ (englisch: „*safe zone*“), in der das Risiko einer Prothesenluxation minimiert wird. Um diese Position zu berücksichtigen, wurden die Reibungsmomentkurven mit einer Rotationsmatritze auf 40° Inklination und 15° Anteversion umgerechnet.

Die Dauer eines Gangzyklus ($t_{1,103s}$) wurde aus den Daten von Bergmann et al. [2001] übernommen. Das Ziel war es, die Kurve der Drehmomente möglichst genau abzubilden. Daher wurde eine Unterteilung in 5%-Abschnitte vorgenommen. Es ergaben sich 20 Phasen von je 55 Millisekunden. Während der Messung wurde in jeder Phase synchron von den drei Motoren ein neues Drehmoment auf das Pfannenimplantat übertragen. So konnte der Gangzyklus von den drei orthogonal ausgerichteten Servomotoren abgebildet werden.

3.6.4. Messung der Verformung

Es existieren Untersuchungen zur Verformung von Hüftpfannenprothesen durch den Prozess der Implantation. In einer Studie von Jin et al. [2006] wurde die Durchmesseränderung von Presspassungs-Pfannenmodellen durch die Implantation untersucht. Hierbei wurden Pfannenprothesen in postmortale humane *Hemipelvices* und verschiedene Polyurethanschäume implantiert, die sich anhand ihrer Dichte unterschieden. Hiermit sollten verschiedene Knochenqualitäten simuliert werden. Außerdem wurden die Pfannen mit unterschiedlicher Presspassung implantiert, um den Einfluss der Durchmesserdifférenz von Pfannenimplantat und Kavität im Kadaver- bzw. Kunstknochen zu untersuchen. Das Innere der Pfanne wurde mithilfe einer Koordinatenmessmaschine (englisch: *Coordinate Measuring Machine (CMM)*) vor und nach Implantation kartiert. Hierbei konnte festgestellt werden, dass die Verformung der Pfanne mit steigender Dichte des Knochenschaums und mit steigender Durchmesserdifférenz von Pfanne und Kavität zunimmt. Die Verformung der Pfanne bei Implantation in einen Knochenschäum, der in seinen Eigenschaften dem Kadaverknochen ähnelte, bewegte sich für eine Presspassung von 1 mm zwischen $26 \mu\text{m}$ und $109 \mu\text{m}$. Für eine Presspassung von 2 mm wies die Pfanne eine Durchmesseränderung von bis zu $123 \mu\text{m}$ auf [Jin et al. 2006].

Messer-Hannemann et al. [2019] untersuchten außerdem den Einfluss der gemessenen Verformung auf die Primärstabilität, die anschließend mittels push-out-test überprüft wurde. Auch hier wurde eine Koordinatenmessmaschine zur Messung der Verformung verwendet. Es zeigte sich, dass die Verformung negativ mit der Wanddicke der Pfannen korrelierte. Allerdings zeigten die Pfannen mit der geringeren Wanddicke eine höhere Primärstabilität.

Auch zur Verformung der Pfannen unter Belastungen, die den menschlichen Gang simulieren, wurden Untersuchungen durchgeführt [Beckmann et al. 2019]. Hierzu wurden zwei Szenarien verglichen: Das eine Pfannenimplantat wurde in einen Knochen ohne Defekt implantiert. Die zweite Implantation erfolgte mit Verschraubung und zusätzlicher Augmentation in einen Knochen mit Defekt. Als Knochenmodelle wurden Humanpräparate verwendet. Die Messung der Verformung erfolgte unter zyklischer Belastung mithilfe eines optischen Messsystems, das auf dem Rand des Pfannenimplantats angebrachte Markierungen verwendete. Die Verformung der Acetabularkomponente war im ersten Szenario signifikant erhöht, was die Autoren auf die erhöhte Steifigkeit durch die Verschraubung und das Augment zurückführten.

3.6.5. Messsystem und Sensortechnik im Labor für Biomechanik in Gießen

Das Messsystem zur Messung der Verformung der Presspassungs-Prothesen nach Implantation im vorliegenden Versuchsaufbau wurde bereits von Seeger [2020] implementiert. Die Messung erfolgte durch Wegesensoren des Modells M-LVDT-3 der Firma LORD MircoStrain (LORD Sensing MicroStrain, Williston, USA), da diese Sensoren auf Grund ihrer geringen Größe im Inneren der Pfanne Platz finden konnten. Die Sensorik bestand aus einem Sensor in Hohlzylinderform und einem dazugehörigen Nickel-Titan-legierten Edelstahlkern, der in der Mitte des Sensors frei beweglich war. Der Sensor hatte einen Durchmesser von 1,8 mm und eine Länge von 11,3 mm. Die Sensorkerne mit einem Durchmesser von 1 mm hatten eine Länge von 8 mm. Über den Sensor wurde eine Wechsellastspannung eingespeist. Bewegt sich der Kern im Sensor, wurde eine Veränderung der Spannung in Amplitude und Frequenz hervorgerufen, die proportional zu dem vom Kern zurückgelegten Weg war. Die Sensoren konnten eine Wertänderung ab 1,5 μm detektieren. [LORD Sensing MicroStrain 2019]. Das Signal wird über eine Software (Dewe-43A) der

Firma DEWEsoft[®] (DEWEsoft[®] d.o.o., Trbovlje, Slowenien) ausgewertet. Genaue Informationen zu dem Versuchsaufbau finden sich in Kapitel 3.5.

4 Material und Methoden

In dieser experimentellen Arbeit wurden die Pfannenprothesen zunächst unter standardisierten Bedingungen in Acetabulummodelle aus Hartschaum implantiert. Die Mikrorelativbewegung wurde in dem eigens hierfür entwickelten Hüftpfannensimulator mit Hilfe von neun Wirbelstromsensoren in drei Ebenen gemessen. Während dieser Messung wurden Reibungsdrehmomente, die den menschlichen Gang simulieren, in die Pfannen eingeleitet.

Im nächsten Schritt wurde das Verformungsmesssystem in die Pfannen eingebracht, das mittels sechs Mikrosensoren die Verformung der Prothesenmodelle unter dem Einbringen der kranialen Schraube maß.

Im Anschluss wurde erneut die Mikrorelativbewegung im Hüftpfannensimulator, nun mit eingebrachter kranialer Schraube, gemessen.

Die verwendeten Materialien, der genaue Versuchsaufbau sowie die verwendeten Messmethoden werden im Folgenden detailliert beschrieben.

4.1. Die Implantate

Für die Untersuchung wurden fünf verschiedene Modelle zementfreier Hüftpfannenprothesen der Implantatgröße 54 gewählt: Die Allofit[®] der Firma Zimmer (Allofit[®], Zimmer GmbH, Winterthur, Schweiz) die REVISIO[®] S SYSTEM von AQ Solutions (REVISIO[®] S SYSTEM, AQ Solutions GmbH, Hürth, Deutschland), die Ecofit[®] EPORE[®] und die Ecofit[®] Hüftpfanne der Firma Implantcast (Ecofit[®] EPORE[®]; EPORE[®], Implantcast GmbH, Buxtehude, Deutschland) und die DELTA TT[®] von LimaCorporate (DELTA TT[®], LimaCorporate S.p.A., Udine, Italien). Alle fünf Implantate weisen unterschiedliche Oberflächenstrukturen auf und unterscheiden sich außerdem in Form und Geometrie.

4.1.1. Allofit®

Das Allofit® (Zimmer GmbH Winterthur, Schweiz) Hüftpfannenmodell ist laut Endoprothesenregister [Endoprothesenregister Deutschland 2024] das 2023 in Deutschland am häufigsten implantierte Pfannenmodell. Es ist durch die hemisphärische Form an die physiologische Struktur des *Acetabulum*s angelehnt und soll deshalb knochenerhaltend implantiert werden können. Die Polar-Region des Implantats ist abgeflacht, was den Knochenkontakt auf die äquatorialen Bereiche konzentrieren soll, um so den Presspassungs-Effekt und damit die Primär- und Sekundärstabilität des Implantats zu optimieren. Die Oberfläche wird durch mehr als 1000 je 1 mm hohe Zähne mit einer Oberflächenbeschichtung aus Titan gebildet, was wiederum die Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen erhöht [Zimmer GmbH 2011]. Der mittels Messschieber (Garant, Hoffmann Group, München, Deutschland) gemessene Außendurchmesser betrug bei diesem Implantat 55 mm, die Wanddicke 3,25 mm.



Abbildung 2: Allofit® der Firma Zimmer GmbH

4.1.2. REVISIO[®] S SYSTEM

Die REVISIO[®] S SYSTEM-Pfanne (AQ Solutions GmbH, Hürth, Deutschland) wurde speziell für Revisionsversorgungen entwickelt. Die zementfreie Hüftpfanne ist gekennzeichnet durch eine offenporige Tripodenstruktur, die eine hohe Primärstabilität gewährleisten und der langfristigen ossären Integration dienen soll. Durch die TiNb-Beschichtung soll das Implantat auch für Allergiepationen geeignet sein. Der Rand der REVISIO[®] S SYSTEM-Pfanne ist glatt geformt, sodass Muskeln und umliegendes Gewebe geschont werden [AQ Solutions GmbH 2019]. Der mittels Messschieber gemessene Außendurchmesser des Pfannenimplantats war hier 55 mm, die Wanddicke 5 mm.



Abbildung 3: REVISIO[®] S SYSTEM der Firma AQ Solutions GmbH

4.1.3. Ecofit® EPORE®

Die hochporöse Oberflächenstruktur (Porosität 60%) der zementfreien Ecofit® EPORE® Hüftpfanne (Implantcast GmbH, Buxtehude, Deutschland) basiert auf einer Titanlegierung $TiAl_6V_4$. Mithilfe additiver Fertigung entsteht, durch ein pulverbettbasiertes Fertigungsverfahren, die Stabstruktur mit einer Stäbchendicke von 330-390 μm , die eine hohe Ähnlichkeit mit trabekulärem Knochengewebe hat. Die Pfanne ist mit einer zentralen Bohrung im Pfannenboden und fünf weiteren Bohrungen versehen, die sich mit Schraubpfropfen verschließen lassen. Erstere dient der Verankerung des Einschlägers, die anderen fünf dem potenziellen Einbringen von Spongiosaschrauben mit dem Ziel, die Primärstabilität zu erhöhen [Implantcast GmbH 2023]. Der mittels Messschieber gemessene Außendurchmesser des Implantats betrug 55,5 mm, die Wanddicke 6,4 mm.



Abbildung 4: Ecofit® EPORE® der Firma Implantcast GmbH

4.1.4. Ecofit®

Die Ecofit® Hüftpfanne (Implantcast GmbH, Buxtehude, Deutschland) ist ebenfalls ein zementfreies Presspassungs-Pfannenimplantat mit einer $TiAl_6V_4$ Legierung. Auch die Ecofit-Pfanne weist im Pfannenboden ein Schraubenloch zum Einbringen des Einschlägers auf. Die drei zusätzlichen Schraubenbohrungen können bei Bedarf mit Spongiaschrauben besetzt werden [Implantcast GmbH 2022]. Die Ecofit®-Pfanne weist eine raue Oberflächenstruktur auf, allerdings keine poröse Struktur wie etwa die Ecofit® EPORE®-Pfanne. Der gemessene Durchmesser des Pfannenimplantats betrug 55,5 mm, die Wanddicke 6,3 mm.



Abbildung 5: Ecofit® der Firma Implantcast GmbH

4.1.5. DELTA TT

Die DELTA TT (Lima Corporate, Udine, Italien) Hüftpfanne ist ebenfalls eine zementfreie Hüftpfanne mit Titanbeschichtung. Durch additive Fertigung entsteht ihre *Trabecular Titanium*TM Technologie, die der Osteointegration dienen soll. Die raue Makrostruktur der Oberfläche soll die Primärstabilität durch hohe Reibung zwischen Implantat und Knochen unterstützen, um so eine gute Grundlage zur langzeitlichen Entwicklung der Sekundärstabilität zu gewährleisten. Die Mikrorauigkeit soll das Anheften und die Differenzierung von Knochenzellen fördern [LimaCorporate 2022]. Der Durchmesser betrug 55 mm, die Wanddicke 4 mm.



Abbildung 6: DELTA TT der Firma Lima Corporate.

4.2. Der Knochenschaum

Die Hüftpfannenimplantate wurden zur besseren Vergleichbarkeit in einen standardisierten Hartschaum aus Polymethacrylimid (PMI) implantiert, der als Knochensimulation fungierte (ROHACELL® 200 WF, Evonik Röhm GmbH, Performance Polymers, 64293 Darmstadt Germany). Der Schaum weist eine Dichte von $205 \pm 35 \text{ kg/m}^3$ und ein Elastizitätsmodul von 350 MPa auf [Evonik Operations GmbH 2024], sodass seine Eigenschaften mit denen des menschlichen *Acetabulum*s vergleichbar sind (Knochendichte: $348.3 \pm 173 \text{ kg/m}^3$ Elastizitätsmodul des Knochens: $116,4 \pm 86,7 \text{ MPa}$ [Thompson et al. 2004]). Der Schaum wurde zu Blöcken mit den Maßen 120x90x50 mm geschnitten. Anschließend wurden die Blöcke mit chirurgischen Fräsen (BBraun, Aesculap, Tuttlingen) präpariert, sodass die Implantation der Pfannen möglich wurde.

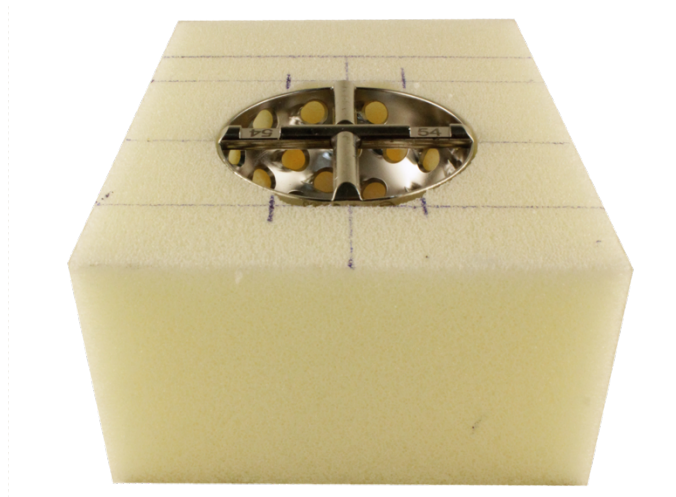


Abbildung 7: Knochenschaum mit einliegender Fräse.

4.3. Präparation und Implantation

4.3.1. Präparation des Knochenschaums

Bei der Operation am Menschen werden zur Präparation des *Acetabulum*s vor Implantation des Pfannenimplantats hemisphärische Fräsen verwendet, um eine möglichst kongruente Knochengrundlage zu schaffen. So wird die Kontaktfläche von Knochen und Implantat maximiert. Um möglichst realitätsnahe Bedingungen *in vitro* zu

schaffen, wurden für dieses Experiment zur Präparation des Kunstknochenmodells die Fräsen der Firma Aesculap verwendet. Diese Fräsen finden auch in der Orthopädischen Chirurgie des Universitätsklinikums Gießen und Marburg, Standort Gießen Anwendung. Für die Präparation wurden die Fräsen in den dafür vorgesehenen Frässhchaft eingespannt und dieser mit einer Bohrmaschine verbunden. Der Knochenschaumblock wurde in einen Schraubstock eingespannt und der Mittelpunkt des späteren Pfannenlagers markiert. Begonnen wurde mit der Fräse mit einem Durchmesser von 44 mm. Anschließend wurde die Fräsung mit den verschiedenen Fräsen (46 mm, 48 mm, 50 mm, 52 mm und 54 mm) bis auf 54 mm erweitert. Die Präparation erfolgte durch einen erfahrenen Operateur, um die Bedingungen möglichst realitätsgetreu zu halten.



Abbildung 8: Präparation des Kunstknochenschaums mit hemisphärischen Fräsen.

4.3.2. Präparation des Pfannenlagers

Um die anatomischen Besonderheiten des *Acetabulum*s und insbesondere die Kraftverteilung auf das Modell *in vitro* zu übertragen, wurden am kranialen und kaudalen Rand je eine Aussparung von 27 mm in der ventrodorsalen Achse ausgefräst. Daraus resultiert auch im Modell eine Verankerung mittels Presspassung, die vor allem auf dem ventralen und dem dorsalen Pfeiler beruht, weniger auf der kranialen und kaudalen Achse

(siehe Kapitel 2.1). Dieses Modell wurde von Crosnier et al. [2014] entwickelt, um – anders als in anderen Studien, die Untersuchungen an hemisphärischen Implantatlagern ohne Aussparungen durchführen – eine realistischere Abbildung der Gegebenheiten *in vivo* zu erreichen. Die Verwendung dieser modifizierten Präparation des Implantatlagers wurde im Labor für Biomechanik in Gießen bereits getestet und hat sich bewährt [Jahnke et al. 2019].

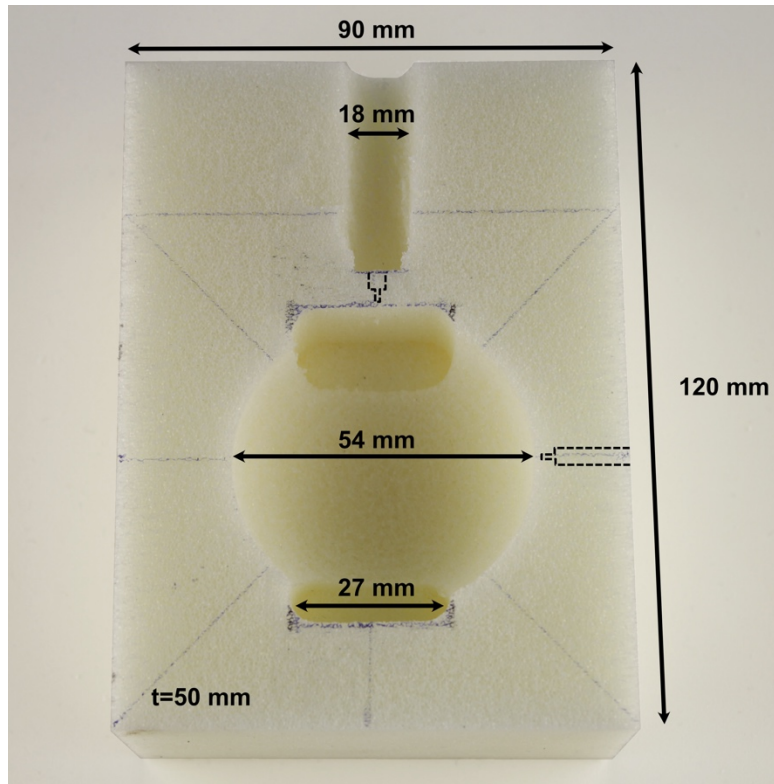


Abbildung 9: Präparierter Kunstknochenschaum mit kranialer Aussparung (dichtegeminderter Bereich) und caudaler Aussparung (Incisura acetabuli).

4.3.3. Präparation der Implantate

Für die Messung der Mikrobewegung des Pfannenimplantats wurde ein Messpin in das Pfanneninnere eingeklebt. Vor Implantation wurde hierzu jedes Pfannenmodell mit einer Bohrung (Durchmesser 1,9 mm) an der Pfanneninnenseite versehen. Diese wurde so positioniert, dass sie im Knochenschaum nach dorsal ausgerichtet war und sich mit einem Abstand von 8 mm vom Pfannenrand auf Höhe des äquatorialen Press-fits befand.

4.3.4. Implantation der Prothesenmodelle

Die fünf verschiedenen Pfannenmodelle wurden jeweils vier mal in ein Kunstknochenmodell implantiert. Alle Knochenschaumblöcke wurden mit einem Fräsendurchmesser von 54 mm präpariert. Dadurch war der Innendurchmesser des Implantlagers mit $54 \pm 0,1$ mm annähernd konstant. Alle verwendeten Modelle wurden vom Hersteller als 54 mm-Pfannen deklariert, unterschieden sich allerdings durch verschiedene Wanddicken und Oberflächenbeschaffenheiten in ihrem tatsächlichen Außendurchmesser. Hieraus resultierte ein Unterschied in der Presspassung. Somit ergaben sich für die Allofit[®], DELTA TT[®] und die REVISIO[®] S SYSTEM mit einem Außendurchmesser von 55,0 mm eine Presspassung von 1 mm. Für die EPORE[®] und Ecofit[®] mit einem Außendurchmesser von 55,5 mm ergab sich eine Presspassung von 1,5 mm.

Für die Implantation wurde im Labor für Biomechanik in Gießen eine eigene Konstruktion entwickelt, die das möglichst standardisierte Einbringen der Pfannenmodelle in das Kunstknochenmodell ermöglichen sollte. Hierfür wurde der präparierte Knochenschaumblock in einen Schraubstock eingespannt. Das Gewinde eines langen Führungsstabs wurde in den Boden des Pfannenmodells eingeschraubt und die Pfanne in das Implantlager eingelegt, sodass die Bohrung im Pfanneninneren für die Messpinhalterung nach dorsal gerichtet war. Der Führungsstab wurde mit Hilfe eines Kreuzlinienlasers (Robert Bosch GmbH, Stuttgart, Deutschland) orthogonal zum Boden ausgerichtet und in einer Halterung befestigt. Entlang dieses Führungsstabs wurde ein Gewicht von 2,5 kg aus einer Höhe von 0,5 m fallen gelassen, das am Ende des Stabs auf einen Aufschläger prallte, der die Kraft auf das Pfannenimplantat übertrug. Ziel war es, eine Einschlagkraft zu erreichen, die sich in dem von Schmidbauer et al. [1993] ermittelten Bereich von 500 bis 1600 N befand.

Die Impulsdauer wurde mit 10 ms geschätzt. Die Falldauer t wurde mit der Strecke s und der Gravitationsbeschleunigung g wie unter (1) aufgeführt berechnet [Grote et al. 2018; Schröder 2015].

$$t = \sqrt{\frac{2h}{g}} \quad (1)$$

Anschließend wurde mit der Gravitationsbeschleunigung g und der errechneten Zeit t die Geschwindigkeit v bei Aufprall berechnet (2).

$$v = a \cdot t \quad (2)$$

Die Kraft p ergibt sich dann aus der Masse m und der Geschwindigkeit v (3).

$$p = m \cdot v \quad (3)$$

Die Impulsdauer wurde mit 10 ms geschätzt, sodass sich aus der Kraft p und der Impulsdauer t eine Implantationskraft F von ca. 783 N ergab (4).

$$F = \frac{p}{t} \quad (4)$$

Die Kraft lag somit im von Schmidbauer et al. berechneten Bereich. Dieser Einschlag wurde sechs Mal wiederholt, bis die Pfanne vollständig im Knochenschaum eingebracht war, also der größte Durchmesser mit der Oberfläche des Knochenschaums abschloss. Der obere Pfannenrand sollte das Implantatlager überragen, um später als Angriffsfläche für die Belastung durch Reibungsdrehmomente zur Verfügung zu stehen.

4.3.5. Präparation zur Implementierung des Messsystems

Für die Messung der Mikrorelativbewegung war nach Implantation der Pfannen eine weitere Präparation des Knochenschaum notwendig.

Es erfolgte eine zentrale Bohrung mit einem 12,5 mm-Bohrer am Pol des Pfannenmodells. Diese war erforderlich, um später die Gewindestange der Z-Achse von der Unterseite des Schaums in das Gewinde am Pfannenpol einschrauben zu können.

Grundlage für die Messung bildet die Bewegung der Pfanne in Relation zum Knochenschaum. Dafür wurde die Bewegung der Pfanne und in einem weiteren Schritt die Bewegung des Knochenschaums gemessen. Die Messung des Knochenschaums erfolgte an zwei orthogonal zueinander angeordneten Positionen: dorsal und kranial der Pfanne. Dabei wurden die Bewegungen senkrecht zur jeweiligen Messpinnachse ausgewertet. Dieses Vorgehen diente dazu, eine mögliche elastische Verformung des Knochenschaums und damit verbundene Messungenauigkeiten zu relativieren.

Auf der dorsalen und der kranialen Seite wurden hierfür jeweils eine Bohrung mit einem Durchmesser von 10 mm vorgenommen, die bis 10 mm vor den Pfannenrand reichte. Diese Bohrungen wurden mit einem 1,8 mm-Bohrer bis kurz vor die Pfanne verlängert, damit die Messung der Bewegung direkt an der Implantat-Schaum-Grenze erfolgen konnte. Die Bohrung befand sich, wie auch die Bohrung für den Messpin in der Pfannenwand, 8 mm unterhalb des Pfannenrands auf Höhe der äquatorialen Presspassung. Da die Messpins einen Durchmesser von 7 mm aufweisen, die Bohrungen allerdings einen Durchmesser von 10 mm betragen, konnte sichergestellt werden, dass die Pins nicht im Bohrkanal verkeilt, sondern lediglich an der festgeklebten Messpinspitze mit dem Knochenschaum im Kontakt standen und sich sonst frei bewegen konnten. An der kranialen Seite wurde außerdem eine rinnenförmige Fräsung vorgenommen, um das Aufliegen des Messpins zu verhindern.

Diese Art der Präparation des Knochenschaum hat sich bereits in verschiedenen Studien bewährt [Ahmed et al. 2020; Jahnke et al. 2018; Jahnke et al. 2019].

Für das Einkleben in die vorbereiteten Bohrungen wurde etwas Acrylatkleber (Adolf Würth GmbH & Co. KG, Künzelsau, Deutschland) auf die dünne Messpinspitze aufgetragen und diese für ca. 60 Sekunden in das 1,8 mm vorgebohrte Loch kurz vor dem Pfannenrand gepresst. Anschließend härtete der Kleber für weitere 15 Minuten vollständig aus.

Für die Messung der Mikrobewegung der Pfanne wurde eine Messpinhalterung in die Bohrung an der dorsalen Seite der Pfannenwand eingeklebt. Diese Halterung diente dazu, den Messpin während der Messung unter Belastung sicher zu fixieren.

4.4. Der Hüftpfannensimulator

Der Hüftpfannensimulator diente der Messung der Mikrorelativbewegung unter Belastung. Hierzu wurden Drehmomente über drei Servomotoren (ISK 3104.30/230, IGAS GmbH, Leinfelden-Echterdingen), die orthogonal zueinander ausgerichtet waren, direkt in die implantierten Pfannenmodelle eingeleitet. Dabei erfolgte die Einleitung über die x- und y-Achse in der Horizontalen, die Momente über die z-Achse wurden direkt über das Polgewinde durch einen Motor unter der Konstruktion in die Pfanne eingeleitet. Dieser Simulator wurde seit seiner Entwicklung 2015 bereits in verschiedenen Studien verwendet [Ahmed et al. 2020; Jahnke et al. 2018; Jahnke et al. 2019]

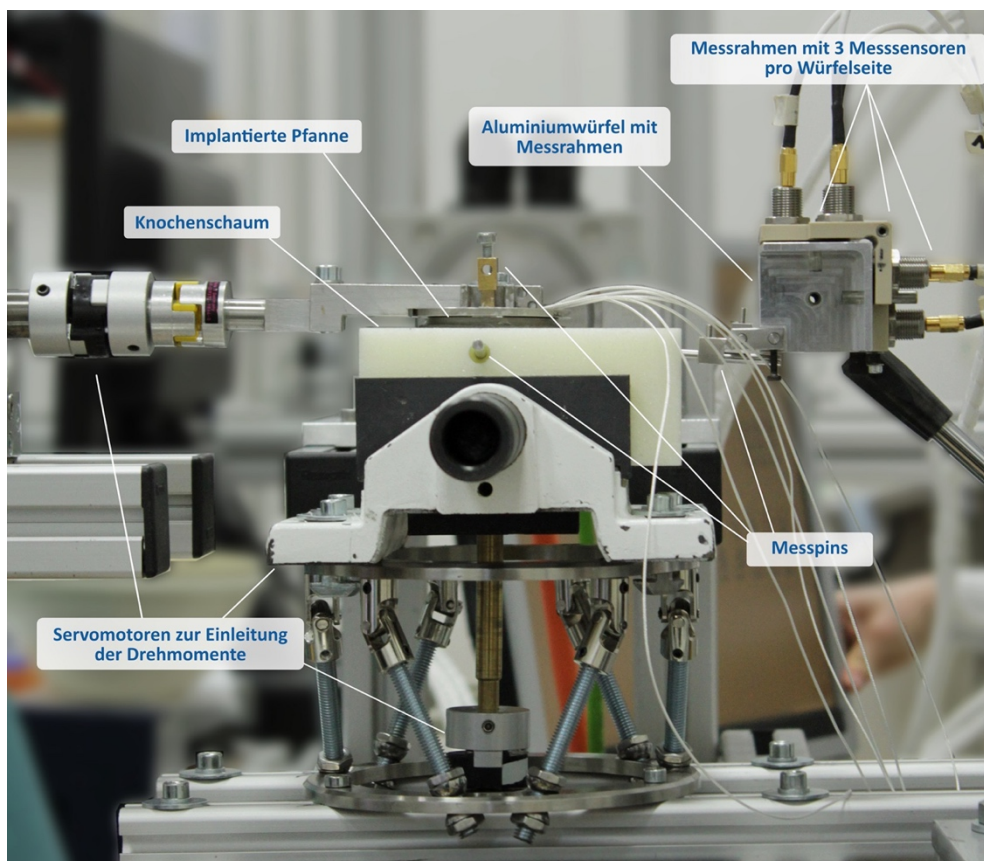


Abbildung 10: Hüftpfannensimulator mit drei Motoren (x-, y- und z-Ebene) und drei Messpins zur Messung der Mikrorelativbewegung.

Der Kunstknochenblock mit dem implantierten Pfannenimplantat wurde so ausgerichtet, dass die Messpins an der dorsalen und der kranialen Seite in die entgegengesetzte Richtung der Motoren zeigten, sodass diese nicht kollidierten. Das Messobjekt wurde fest

in einen Schraubstock eingespannt. Dieser war auf einem Hexapod fixiert, mit dem die Ausrichtung des Knochenschaums vorgenommen werden konnte.

Durch die Bohrung an der Unterseite des Knochenschaums auf Höhe des Pfannenpols wurde eine Gewindestange direkt mit dem Gewinde des Implantats verschraubt. Dieses war das gleiche Gewinde, in das bei der Implantation die Stange zum Einschlagen eingeschraubt wurde. Über diese Stange erfolgte die Kupplung des Implantats mit dem Motor in der z-Achse. Die Stange wies die Besonderheit auf, dass sie mit einem Innengewinde versehen war, in das später eine dünne Gewindestange zur Verbindung mit den Hebelarmen der x- und y-Achse eingeschraubt werden konnte. Der Aufbau ist in Abbildung 10 gezeigt.

Die Einleitung der Drehmomente in x- und y-Achse erfolgte über eine Metallplatte, die auf dem Pfannenrand auflag. Die Hebelarme der Motoren in x- und y-Achse waren in einem 90°-Winkel miteinander gekoppelt. Es wurde eine dünne Gewindestange durch die Bohrung an der Kopplungsstelle der beiden Hebelarme geschoben und in das Innengewinde der z-Achse am Boden des Pfannenmodells eingeschraubt. Auf diese Gewindestange wurden später zwei Muttern aufgebracht, die die Hebelarme auf der Metallplatte und damit auf dem Pfannenrand fixierten.

Nun wurden die Hebelarme über je eine Kupplung mit den Motorwellen in M_x - und M_y -Achse gekoppelt. Zwischen der Kupplung der Hebelarme und den Motorwellen wurde in jeder der drei Achsen eine Kreuzschieberkupplung (Giunti Oldham GOS-32, Orbit GmbH, Wolfenbüttel, Deutschland) eingefügt, die die potenzielle Bewegung der Pfanne ermöglichte, ohne dass die Verbindung zu den Motoren aufgehoben wurde. Die horizontale Ausrichtung der Hebelarmkonstruktion wurde mit einer Kreuzwasserwaage (LUX TOOLS, OBI Group Sourcing GmbH, Wermelskirchen, Deutschland) geprüft. Sobald die Konstruktion korrekt ausgerichtet war, wurde die Metallplatte mit der Hebelarmkonstruktion über die zwei Muttern, die auf die Gewindestange aufgeschraubt wurden, auf den Pfannenrand gepresst.

Wichtig war es hierbei zu beachten, dass die Verbindungen der drei Motoren nur direkten Kontakt zu dem Implantat hatten, nicht jedoch zum Knochenschaum, da eine Kräfteinwirkung auf diesen die Mikrorelativbewegung verfälscht hätte.

4.4.1. Messung Mikrorelativbewegung

Den Kern der Messung bildeten ein Aluminiummesswürfel mit den Maßen 40x40x40 mm sowie ein Messrahmen, an dem die Wirbelstromsensoren befestigt waren. Für die einzelnen Messungen wurde der Aluminiummesswürfel an die Pins angebracht. Der Messrahmen wurde mit einem Abstand von ja 1,2 mm parallel in allen Ebenen hierzu ausgerichtet. Die Konstruktion ist in Abbildung 11 gezeigt. An diesem Messrahmen waren an allen drei Seiten jeweils drei Wirbelstromsensoren fixiert, die den Abstand zu dem Aluminiummesswürfel maßen. Die Einzelauflösung dieser Sensoren betrug 0,1 μm (Micro-Epsilon Messtechnik GmbH & Co. KG, Ortenburg, Deutschland). Jede Ebene wurde also durch jeweils drei Sensoren erfasst. Der Abstand des Rahmens vom Messwürfel wurde in Echtzeit über die Software LabVIEW (National Instruments, München) angezeigt. Der Messwürfel war unabhängig von der Halterung des Knochenschaums fest fixiert.

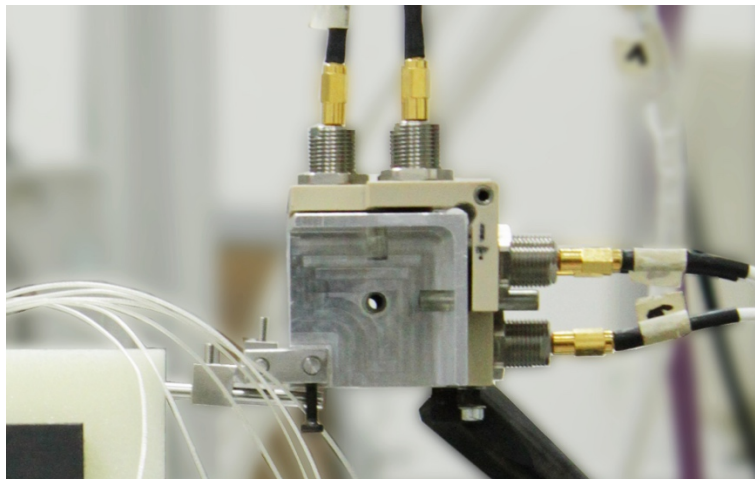


Abbildung 11: Messpin im Knochenschau mit Aluminiummesswürfel und Messrahmen mit drei Wirbelstromsensoren pro Würfelseite.

Während von den drei Servomotoren die Drehmomente in das Pfannenimplantat eingeleitet wurden, übertrugen sich die resultierenden Bewegungen der einzelnen Objekte über die Messpins auf den Aluminiummesswürfel. Da der Messrahmen unbeweglich und unabhängig vom Messobjekt fixiert war, konnten die Wirbelstromsensoren in drei Ebenen den variierenden Abstand vom Messwürfel zum Messrahmen während der Belastung detektieren. Für jeden der drei Messpins wurden je drei Messungen durchgeführt. Eine Messung umfasste $n=50$ Gangzyklen. Das

ausführliche Messprotokoll ist in Tabelle 1 dargestellt. Die Mikrorelativbewegung ergab sich aus der Differenz zwischen der Bewegung des Knochenschaums und der des Pfannenimplantates.

Tabelle 1: Messprotokoll der Mikrorelativbewegung vor Einbringen der Schraube

Pfannenmodell	Messobjekt	Mikrobewegung Pfanne	Mikrobewegung Schaum dorsal	Mikrobewegung Schaum kranial
Allofit®	1	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
	2	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
	3	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
	4	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
REVISIO® S SYSTEM	1	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
	2	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
	3	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
	4	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
Ecofit®	1	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
	2	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
	3	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
	4	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
EPORE®	1	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
	2	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
	3	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
	4	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
DELTA TT®	1	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
	2	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
	3	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen
	4	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen	3x50 Gangzyklen

4.5. Verformungsmesssystem

4.5.1. Implementierung des Messsystems

Das Messsystem für die Verformung der Pfannenmodelle wurde in das Innere der Pfanne eingebracht, sodass es einer anschließenden erneuten Messung der Mikrorelativbewegung nicht im Wege stand.

Zuerst wurde ein Messingring von ca. 2 mm Höhe mit Silikon in den Boden des Pfannenimplantats eingeklebt. Dabei wurde darauf geachtet, dass dieser Ring plan in der Pfanne zum Liegen kommt. In der Aushärtungszeit wurde indes die Klemmvorrichtung mit den Sensoren vorbereitet. Diese Klemmvorrichtung hatte die Form eines Hohlzylinders. In der Wand des Hohlzylinders befanden sich acht Bohrungen, durch die die Sensoren gesteckt und mit Madenschrauben (M3) fixiert werden konnten.

Die Klemmvorrichtung wurde so konstruiert, dass ein Viertel des Hohlzylinders entfernt werden konnte, sodass nur noch sechs Sensoren in dem Messsystem Platz fanden. Diese Modifikation war notwendig, um den Zugang zu dem Schraubenloch in der Pfannenwand zu erhalten und das Einbringen der Schraube während der Messung zu ermöglichen. Die Sensoren wurden so in die Klemmvorrichtung eingebracht, dass sie nach außen zeigten. Die Kerne wurden in die Sensoren eingesteckt. Eine dünne Silikonschicht wurde an die Innenseite des Pfannenimplantats angebracht. Nun wurde der Hohlzylinder mit den sechs Sensoren in die Pfanne eingelegt. Der eingeklebte Messingring war mit vier metrischen ISO-Gewinden (Nenn Durchmesser M3) ausgestattet. Mithilfe von drei Kreuzschrauben (M3) wurde das Messsystem mit den Sensoren auf den Messingring im Pfannenboden geschraubt. Die Kerne, die vom Klemmring aus nach außen zeigten, wurden mit einer feinen Pinzette in die Silikonschicht geschoben, sodass sie die Pfannenwand berührten. Die Kerne befanden sich so auf der einen Seite in den Sensoren, in denen sie sich frei bewegen konnten. Auf der anderen Seite befanden sie sich in der Silikonschicht, in der sie nach der Aushärtungszeit fest fixiert waren. Der Aufbau mit eingebrachtem Messsystem ist in Abbildung 12 gezeigt.

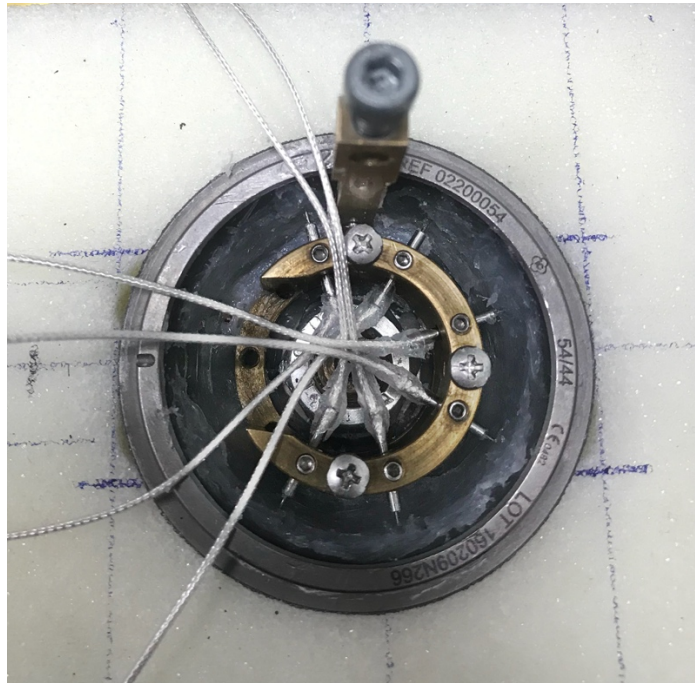


Abbildung 12: Verformungsmesssystem nach Einbringen in das Pfannenmodell. Messrahmen mit sechs Sensoren mit jeweils einem Kern. Aufgeschraubt auf den Messring.

Nun konnte der Messaufbau in den Hüftpfannensimulator eingespannt werden. Wie bereits für die Messung der Mikrorelativbewegung wurde der Kunstknochenblock in einen Schraubstock eingespannt, die Motoren wurden jedoch nicht über die Hebelarme mit der Pfanne gekoppelt. Die Sensoren wurden über Kabel mit dem DVRT-Signalkonditionierer (DEM0D-DVRT®-2, LORD Sensing MicroStrain, Williston, USA) verbunden. Dieser dient der Aufbesserung und Verstärkung der Sensorsignale. Die Sensoren waren nach Lösen der Madenschrauben innerhalb des Messaufbaus frei in der Achse zwischen Pfannenwand und Pfannenmittelpunkt beweglich. Die aktuelle Position der Kerne in den Sensoren wurde in Dewesoft X3 angezeigt. Nun wurden die Sensoren so positioniert, dass sich die Kerne zur Hälfte in den Sensoren befanden. Damit war gewährleistet, dass die Kerne bei Verformung des Pfannenimplantats genug Messweg im Sensor hatten. Anschließend wurden die Werte der Sensoren genullt, sodass als Ausgangsverformung von Null die Position der Kerne zur Hälfte in den Sensoren angenommen wurde.

Die Messung wurde gestartet, die kraniale Schraube während der Messung in das dafür vorgesehene Loch in der Pfannenwand eingebracht und von Hand bis zur subjektiven Festigkeit angezogen. Dabei wurde darauf geachtet, die Pfanne und die Sensoren nicht zu berühren, um die Messung nicht zu verfälschen.

Nach der Messung der Verformung der einzelnen Modelle erfolgte die erneute Messung der Mikrorelativbewegung. In Tabelle 2 ist der vollständige Ablauf aller Messungen dargestellt.

Tabelle 2: Messprotokoll gesamt, Abkürzungen: Gangzyklen (GZ)

Pfannenmodell	Nr #	MRB Pfanne	MRB Schaum dorsal	MRB Schaum kranial	Verformung	MRB Pfanne	MRB Schaum dorsal	MRB Schaum kranial
Allofit®	1	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
	2	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
	3	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
	4	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
REVISIO® S SYSTEM	1	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
	2	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
	3	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
	4	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
Ecofit®	1	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
	2	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
	3	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
	4	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
EPORE®	1	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
	2	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
	3	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
	4	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
DELTA TT®	1	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
	2	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
	3	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ
	4	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ	Einbringen Schraube	3x50 GZ	3x50 GZ	3x50 GZ

Legende:

Mikrorelativbewegung = MRB

Gangzyklus = GZ

4.6. Auswertung

4.6.1. Mikrorelativbewegung

Das Ziel der Auswertung war es, aus den Einzelbewegungen des Pfannenimplantates und des Knochenschaumes die Mikrorelativbewegungen zu bestimmen. Die Bestimmung erfolgte für die Translation, die Rotation sowie für die Gesamtbewegung. Außerdem erfolgte die Bestimmung der Maxima der drei Bewegungsformen innerhalb der 50 Gangzyklen. Von Schröder [2015] wurde hierfür ein Programm in Matlab ((MATLAB R2020a, MathWorks, Natick, Massachusetts, USA) entwickelt. Teile der Auswertung erfolgten außerdem mit MS Excel (Microsoft Excel 2019, Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA).

Pro Gangzyklus wurden 100 Messungen vorgenommen. Es wurden zuerst die Translations- und die Rotationsbewegung für die beiden Einzelobjekte, für den Knochenschaum sowie für das Pfannenimplantat, bestimmt. Die Interfacebewegung ergab sich aus der Subtraktion der Mittelwertskurven der Bewegung des Schaums von der Bewegung der Pfanne. Außerdem wurden als aussagekräftige Einzelwerte für die Interfacebewegung die Maxima bestimmt. Aus den drei Maxima pro Messobjekt wurden Mittelwert und Standardabweichung berechnet.

Die Berechnung der maximalen Gesamtbewegung erfolgte anhand der Summierung der zeitgleichen maximalen Translations- und der maximalen Rotationsbewegung.

Eine genaue Beschreibung der Berechnung findet sich bei Jahnke et al. [2018].

4.6.2. Verformung

In Anlehnung an die Daten zur Mikrorelativbewegung wurden die Verformungsdaten in 50 Gangzyklen segmentiert. Das Signalmaximum beschreibt die maximale Verformung des Implantats nach außen, das Signalminimum die maximale Verformung nach innen. Die Maxima wurden für jeden der sechs Sensoren bestimmt. Die Summe über alle Sensorwerte ergab die Gesamtdeformation. Der Durchmesser der Pfanne kann durch Summierung zweier gegenüberliegender Sensoren an zwei verschiedenen Positionen

bestimmt werden. Auch hier wurden die Maxima der Durchmesser-Verkleinerung und -Vergrößerung bestimmt.

4.7. Statistische Methoden

Zur statistischen Analyse der Daten wurden verschiedene statistische Verfahren angewandt, um die verschiedenen Pfannenmodelle zu vergleichen und die Bewegungsformen sowie die Verformung zu untersuchen.

4.7.1. Explorative Datenanalyse

Als Erstes erfolgte die explorative Auswertung der vorliegenden Daten. So konnten bereits einige Unterschiede anhand der Tabellendaten und visuell anhand von Box-Plots beurteilt werden.

Anschließend erfolgte die Betrachtung der Verteilung. Wird die Bedingung der Normalverteilung erfüllt, kommen, nach Überprüfung weiterer Voraussetzungen wie der Homoskedastizität, parametrische Testverfahren für die weitere Analyse in Frage. Wird die Voraussetzung der Normalverteilung nicht erfüllt, kommen nicht-parametrische Testverfahren zum Einsatz.

4.7.2. Mann-Whitney-U-Test

Für den Fall, dass innerhalb einer nicht normalverteilten Stichprobe ein Vergleich von zwei unabhängigen Stichproben gezogen werden soll, kommt der Mann-Whitney-U-Test in Frage. Die Überprüfung der Unterschiede gründet nicht auf Absolutwerten der Gruppen, sondern teilt den einzelnen Werten verschiedene Ränge zu. Die beiden zu überprüfenden Gruppen werden Anhand der Ränge ihrer Werte verglichen. Deshalb setzt er keine Normalverteilung voraus. Die Nullhypothese besagt, dass die beiden Gruppen von der gleichen Grundgesamtheit stammen. In diesem Fall ist erwartbar, dass die mittleren Ränge beider Gruppen gleich sind. Ist dies allerdings nicht der Fall, und es gibt einen tatsächlichen Unterschied in den beiden Gruppen, wäre auch ein Unterschied in den mittleren Rängen der beiden Gruppen zu erwarten. Bei einem Signifikanzniveau von $<0,05$ wird die Nullhypothese abgelehnt [Hinton 2024; Mann und Whitney 1947].

4.7.3. Kruskal-Wallis-Test

Ein nicht-parametrischer Test zur Überprüfung, ob k unabhängige Stichproben aus verschiedenen Populationen stammen könnten, ist der Kruskal-Wallis-Test. Er stellt damit die nicht-parametrische Alternative zu einer einfaktoriellem Varianzanalyse (ANOVA) dar und erweitert gleichzeitig den Mann-Whitney-U-Test, da er verwendet werden kann, um drei oder mehr unabhängige Stichproben zu vergleichen. Voraussetzung für den Test ist, dass die Daten mindestens ordinalskaliert und unabhängig voneinander sind. Der Kruskal-Wallis-Test überprüft die Nullhypothese, nach der die Daten aus derselben Population stammen. Diese Annahme wird nicht anhand von Mittelwerten oder Medianen, sondern, wie auch beim Mann-Whitney-U-Test, anhand von Rängen überprüft. Dabei wird jedem Wert ein Rang zugeordnet, diese Ränge werden in aufsteigender Reihenfolge sortiert und die Ränge jeder Gruppe aufaddiert, sodass man die Rangsummen erhält. Der Test überprüft, inwieweit die tatsächlich beobachteten Durchschnittsränge von den erwarteten Werten abweichen. Ist der Unterschied groß genug, kann die Nullhypothese abgelehnt werden [Janssen und Laatz 2017; Kruskal und Wallis 1952; Mackridge und Rowe 2018; Ostertagová et al. 2014; Schmidt 2022]. Dabei lässt sich aus einem signifikanten Ergebnis zwar schließen, dass sich ein oder mehrere verglichene Paare voneinander unterscheiden, nicht jedoch, welches Paar dies betrifft. Für diese Unterscheidung muss anschließend ein post-hoc-Test, beispielsweise der Dunn-Test für multiple Vergleiche, durchgeführt werden [Dinno 2015; Dunn 1961].

4.7.4. Bonferroni-Korrektur

Die Bonferroni-Korrektur dient der Kontrolle des alpha-Fehlers. Bei der Durchführung mehrerer unabhängiger statistischer Tests, wie man sie zum Beispiel beim Kruskal-Wallis-Test durchführt, erhöht sich die Wahrscheinlichkeit, irrtümlicherweise einen signifikanten Unterschied festzustellen. Durch die Bonferroni-Korrektur soll die statistische Signifikanz verschärft und damit diese Gefahr reduziert werden. Sie wird durchgeführt, indem das festgelegte Signifikanzniveau durch die Anzahl der durchgeführten Tests geteilt wird. Die Bonferroni-Korrektur gilt, besonders bei einer hohen Anzahl an Vergleichen, als sehr konservativ. Sie tendiert also, bei einer ohnehin guten Kontrolle des alpha-Fehlers, zu einer erhöhten Gefahr des beta-Fehlers [Bonferroni 1936; Perrett und Mundfrom 2024].

4.7.5. Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test

Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test wird verwendet, um zu prüfen, ob sich die zentralen Tendenzen von zwei abhängigen Stichproben unterscheiden. Auch dieser Test ist nicht-parametrisch und kann damit auch auf nicht normalverteilte Datensätze angewandt werden. Von verbundenen oder abhängigen Stichproben wird gesprochen, wenn eine Zweifachmessung vorgenommen wurde, beispielsweise vor und nach einer Behandlung. Die Nullhypothese besagt, dass keine Unterschiede zwischen den Gruppen bestehen [Janssen und Laatz 2017]. Diese Hypothese wird durch den Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test überprüft. Nur wenn die Signifikanz $<0,05$ erreicht, darf die Nullhypothese abgelehnt werden [Derrick und White 2017; Wilcoxon 1947].

5 Ergebnisse

Als Erstes erfolgt eine Darstellung der gemessenen Werte der Verformung sowie der Mikrorelativbewegung für jedes der fünf Pfannenmodelle innerhalb der explorativen Datenanalyse. Hier werden die Daten tabellarisch aufbereitet und Box-Plots sowie Polardiagramme für eine erste visuelle Einschätzung erstellt. Anschließend erfolgt die Betrachtung der Verteilung, die Gruppierung der Daten, sowie die Entscheidung für die Testverfahren. Es werden die verschiedenen Pfannenmodelle untereinander verglichen und die Pfannenmodelle im Vergleich vor und nach Einbringen der Schraube betrachtet. Außerdem wird die Verformung der Pfannen untereinander verglichen.

5.1. Explorative Datenanalyse

5.1.1. Verformung

Die Verformung der Pfannen wurde während des Einbringens der kranialen Schraube gemessen. In den nachfolgenden Tabellen sind die maximale Verformung nach innen (zum Pfannenzentrum hin) und nach außen für die einzelnen sechs Sensoren sowie die Summe jeglicher Verformung nach innen und nach außen aufgetragen. Außerdem sind die Mittelwerte (MW) der maximalen Werte aller sechs Sensoren jeweils nach innen und außen mit Standardabweichung (SD) für alle fünf Pfannenmodelle dargestellt.

In den Polardiagrammen ist die maximale Verformung für jede Messwiederholung gezeigt. Von jedem Sensor wurde hierfür die betragsmäßig größere Verformungsrichtung im Diagramm aufgetragen. Das Diagramm stellt also keinen realen Moment der maximalen Verformung dar, sondern dient der Veranschaulichung, um eine Vorstellung von der generellen Verformungsrichtung zu bekommen. Da sich die Verformung im Mikrometerbereich bewegte und diese Veränderung im Verhältnis zum Pfannendurchmesser nicht mit bloßem Auge sichtbar wäre, wurden anschaulichkeitshalber die Werte für die Verformung mit 100 multipliziert.

5.1.1.1. Allofit®

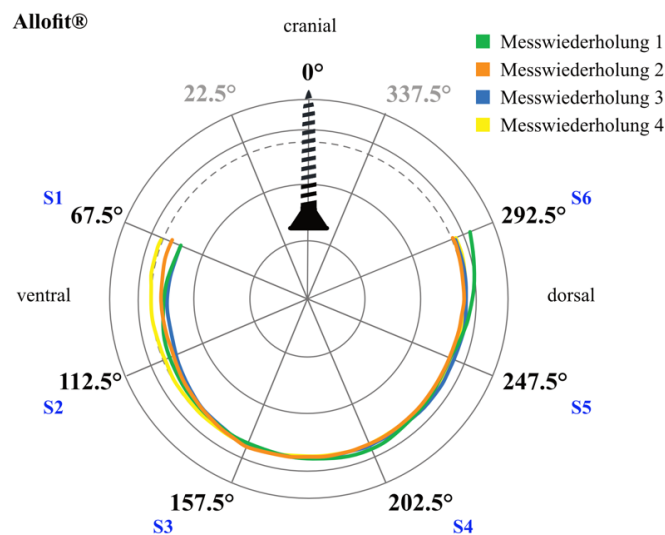
Für die Verformung des Pfannenmodells Allofit® (Tabelle 3) zeigen sich Werte zwischen $-36 \mu\text{m}$ (nach innen in Richtung Pfannenmitte) und $+36 \mu\text{m}$ (nach außen). Die größte Verformung nach innen zeigte sich in den ventralen Sensoren, die größte Verformung nach außen in den dorsalen Sensoren.

Tabelle 3: Maximale Werte der sechs Sensoren nach innen und nach außen und maximale Gesamtverformung der Allofit® bei Einbringen der Schraube.

Allofit®	Verformungsrichtung	DEF ₁ 67,5° [μm]	DEF ₂ 112,5° [μm]	DEF ₃ 157,5° [μm]	DEF ₄ 202,5° [μm]	DEF ₅ 247,5° [μm]	DEF ₆ 292,5° [μm]	ΣDEF
#1	innen	-36	-15	0	-1	-7	-1	-60
	außen	1	1	0	14	2	36	54
#2	innen	-18	-20	0	-6	-7	-1	-52
	außen	1	2	8	3	0	4	18
#3	innen	-34	-29	-2	-1	-5	-1	-72
	außen	4	3	3	4	6	7	27
#4	innen	-20	-18	-1	-5	-5	-4	-53
	außen	6	0	5	2	1	8	22
MW und SD	innen	-27 ± 9,31	-20,5 ± 6,03	-0,75 ± 0,96	-3,25 ± 2,63	-6 ± 1,15	-1,75 ± 1,50	-59,25 ± 9,22
	außen	3 ± 2,45	1,5 ± 1,29	4 ± 3,37	5,75 ± 5,56	2,25 ± 2,63	13,75 ± 14,93	30,25 ± 16,26

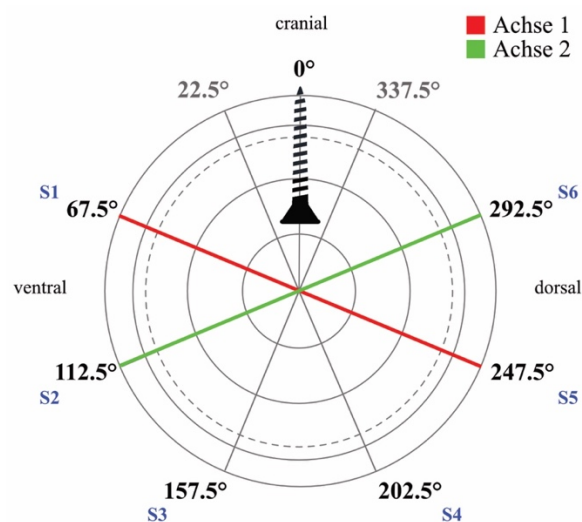
Auch mit Blick auf das Polardiagramm 1 für die Verformungswerte der Allofit® zeigt sich, dass die Verformung an der ventralen Seite vor allem nach innen, an der dorsalen nach außen stattgefunden hat.

Diagramm 1: Maximalwerte der Verformung der Allofit®.



Neben der maximalen Verformung an den einzelnen Sensoren wurden auch die maximale Durchmesserergrößerung und -verkleinerung zum Zeitpunkt x an den gegenüberliegenden Sensoren, im nachfolgenden Sensorpaare genannt, bestimmt. Um das Einbringen der Schraube zu ermöglichen, mussten die im ursprünglichen Messaufbau vorgesehenen kranialen Sensoren, die bei $22,5^\circ$ und $337,5^\circ$ angebracht waren, entfernt werden. Daher konnte in diesem Experiment nur anhand von zwei Sensorpaaren, also in zwei Achsen der Durchmesser bestimmt werden, nicht wie im ursprünglichen Aufbau in vier Achsen. Die Durchmesserbestimmung erfolgte zwischen Sensor 1 ($67,5^\circ$) und Sensor 5 ($247,5^\circ$), nachfolgend Achse 1 genannt, sowie zwischen Sensor 2 ($112,5^\circ$) und Sensor 6 ($292,5^\circ$), nachfolgend Achse 2 genannt. Diagramm 2 dient der Veranschaulichung der Achsenverläufe.

Diagramm 2: Darstellung der Achsen 1 und 2 zwischen den Sensorpaaren.



Im Vergleich der Achsen untereinander zeigte sich im Mittel eine stärkere Durchmesserverkleinerung in Achse 1 sowie eine stärkere Durchmesserergrößerung in Achse 2. Insgesamt zeigte sich betragsmäßig in beiden Achsen eine größere Durchmesserverkleinerung als -vergrößerung. In der nachfolgenden Tabelle 4 sind die maximalen Durchmesseränderungen der einzelnen Messwiederholungen in μm dargestellt. Außerdem sind die Mittelwerte mit Standardabweichung angegeben.

Tabelle 4: Maximale Durchmesservergrößerung und -verkleinerung des Pfannenmodells Allofit®.

Allofit®		Achse 1: 67,5° - 247,5°	Achse 2: 112,5° - 292,5°
#1	max. Ø-Verkl. [μm]	-42	-2
	max. Ø-Vergr. [μm]	3	25
#2	max. Ø-Verkl. [μm]	-24	-21
	max. Ø-Vergr. [μm]	1	4
#3	max. Ø-Verkl. [μm]	-32	-26
	max. Ø-Vergr. [μm]	3	4
#4	max. Ø-Verkl. [μm]	-24	-18
	max. Ø-Vergr. [μm]	6	6
MW und SD	max. Ø-Verkl. [μm]	-30,5 ± 8,54	-16,75 ± 10,37
	max. Ø-Vergr. [μm]	3,25 ± 2,06	9,75 ± 10,21

5.1.1.2. REVISIO S SYSTEM®

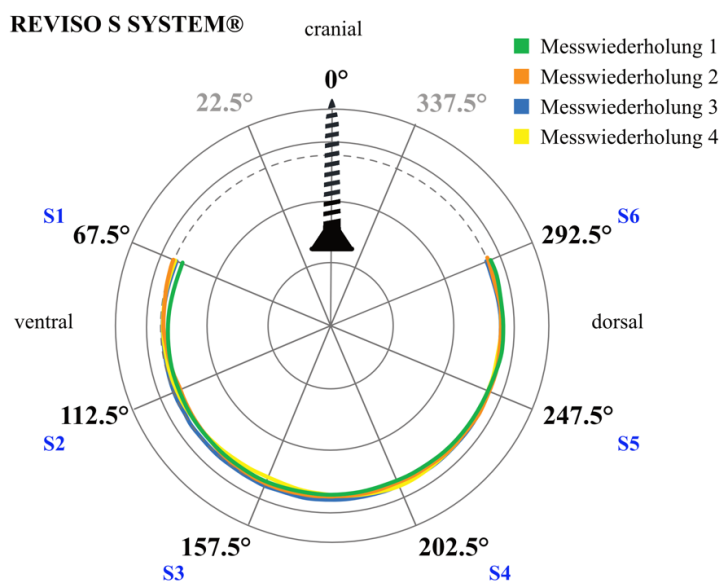
Die Verformungswerte der REVISIO S SYSTEM® bewegten sich zwischen $-17 \mu\text{m}$ und $+8 \mu\text{m}$ und sind in Tabelle 5 dargestellt. Auch bei diesem Pfannenmodell findet sich die größte Verformung nach innen in den ventralen Sensoren, die größte Verformung nach außen war allerdings nicht eindeutig räumlich zu verorten.

Tabelle 5: Maximale Werte der sechs Sensoren nach innen und nach außen und maximale Gesamtverformung der REVISIO S SYSTEM® bei Einbringen der Schraube.

REVISIO S SYSTEM®	Verformungsrichtung	DEF ₁ 67,5° [μm]	DEF ₂ 112,5° [μm]	DEF ₃ 157,5° [μm]	DEF ₄ 202,5° [μm]	DEF ₅ 247,5° [μm]	DEF ₆ 292,5° [μm]	ΣDEF
#1	innen	-17	-8	-3	-5	-2	-2	-37
	außen	3	1	3	1	5	4	17
#2	innen	-6	-13	-3	-6	-1	-5	-34
	außen	8	2	4	4	6	3	27
#3	innen	-7	-3	-3	0	-3	-4	-20
	außen	1	3	5	8	4	1	22
#4	innen	-2	-4	-9	-3	-8	-1	-27
	außen	3	4	2	8	1	5	23
MW und SD	innen	-8 ± 6,38	-7 ± 4,55	-4,5 ± 3,00	-3,5 ± 2,65	-3,5 ± 3,11	-3 ± 1,83	-29,5 ± 7,59
	außen	3,75 ± 2,99	2,5 ± 1,29	3,5 ± 1,29	5,25 ± 3,40	4 ± 2,16	3,25 ± 1,71	22,25 ± 4,11

Bei Betrachtung des Polardigramms 3 für das Pfannenmodell REVISIO S SYSTEM® fallen im Vergleich zum Allofit® Modell nur kleine Veränderungen der Pfannenform auf.

Diagramm 3: Maximalwerte der Verformung der REVISIO S SYSTEM®.



In der nachfolgenden Tabelle 6 sind außerdem die maximale Durchmesservergrößerung und -verkleinerung zum Zeitpunkt x in den Achsen 1 und 2 dargestellt.

Tabelle 6: Maximale Durchmesservergrößerung und -verkleinerung des Pfannenmodells REVISIO S SYSTEM®.

REVISIO S SYSTEM®		Achse 1: 67,5° - 247,5°	Achse 2: 112,5° - 292,5°
#1	max. Ø-Verkl. [μm]	-18	-8
	max. Ø-Vergr. [μm]	7	2
#2	max. Ø-Verkl. [μm]	-4	-17
	max. Ø-Vergr. [μm]	12	4
#3	max. Ø-Verkl. [μm]	-10	-6
	max. Ø-Vergr. [μm]	3	4
#4	max. Ø-Verkl. [μm]	-9	-3
	max. Ø-Vergr. [μm]	4	9
MW und SD	max. Ø-Verkl. [μm]	-10,25 ± 5,8	-8,5 ± 6,03
	max. Ø-Vergr. [μm]	6,5 ± 4,04	4,75 ± 2,99

5.1.1.3. Ecofit®

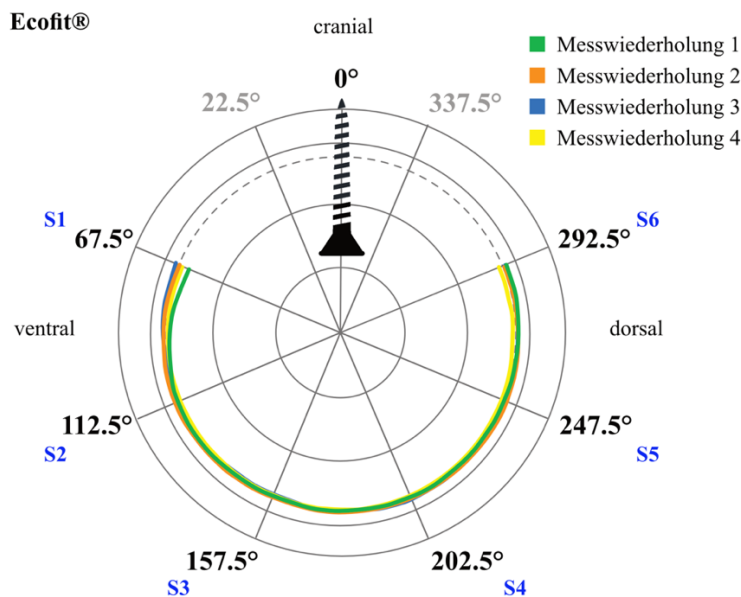
Die Verformung des Modells Ecofit® (Tabelle 7) bewegte sich zwischen $-21 \mu\text{m}$ nach innen und $+7 \mu\text{m}$ nach außen. Auch hier fand sich die größte Verformung nach innen in den ventralen Sensoren. Die Verformung nach außen scheint keiner eindeutigen Verteilung zu folgen.

Tabelle 7: Maximale Werte der sechs Sensoren nach innen und nach außen und maximale Gesamtverformung der Ecofit® bei Einbringen der Schraube.

Ecofit®	Verformungsrichtung	DEF ₁ 67,5° [μm]	DEF ₂ 112,5° [μm]	DEF ₃ 157,5° [μm]	DEF ₄ 202,5° [μm]	DEF ₅ 247,5° [μm]	DEF ₆ 292,5° [μm]	ΣDEF
#1	innen	-21	-7	-4	-5	-5	-4	-46
	außen	1	5	3	3	2	4	18
#2	innen	-16	-18	-9	-6	-4	-5	-58
	außen	1	4	4	5	7	4	25
#3	innen	-9	-13	-7	-2	-6	-3	-40
	außen	5	1	2	7	2	3	20
#4	innen	-7	-7	-2	-5	-9	-10	-40
	außen	4	3	5	3	4	0	19
MW und SD	innen	-13,25 ± 6,45	-11,25 ± 5,32	-5,5 ± 3,11	-4,5 ± 1,73	-6 ± 2,16	-5,5 ± 3,11	-46 ± 8,49
	außen	2,75 ± 2,06	3,25 ± 1,71	3,5 ± 1,29	4,5 ± 1,91	3,75 ± 2,36	2,75 ± 1,89	20,5 ± 3,11

Bei der Betrachtung des Polardiagramms 4 fällt jenseits der Verformung nach innen am Sensor 1 keine eindeutige Verformungsrichtung auf.

Diagramm 4: Maximalwerte der Verformung der Ecofit®.



In der nachfolgenden Tabelle 8 sind die maximale Durchmessergrößerung und -verkleinerung der Ecofit® zum Zeitpunkt x in den Achsen 1 und 2 dargestellt.

Tabelle 8: Maximale Durchmessergrößerung und -verkleinerung des Pfannenmodells Ecofit®.

Ecofit®		Achse 1: 67,5° - 247,5°	Achse 2: 112,5° - 292,5°
#1	max. Ø-Verkl. [μm]	-25	-8
	max. Ø-Vergr. [μm]	2	5
#2	max. Ø-Verkl. [μm]	-19	-22
	max. Ø-Vergr. [μm]	6	6
#3	max. Ø-Verkl. [μm]	-14	-16
	max. Ø-Vergr. [μm]	7	3
#4	max. Ø-Verkl. [μm]	-15	-17
	max. Ø-Vergr. [μm]	7	3
MW und SD	max. Ø-Verkl. [μm]	-18,25 \pm 4,99	-15,75 \pm 5,80
	max. Ø-Vergr. [μm]	5,5 \pm 2,38	4,25 \pm 1,5

5.1.1.4. EPORE®

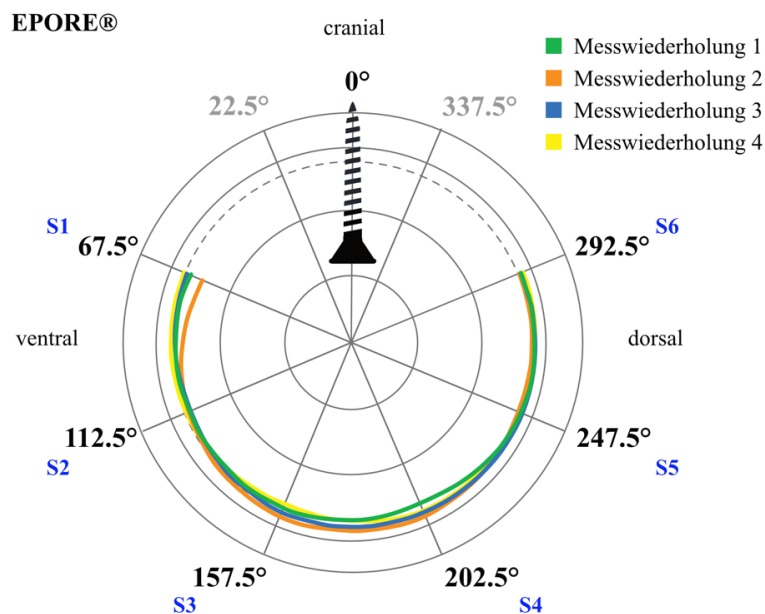
Die EPORE® zeigte Verformungswerte zwischen $-31 \mu\text{m}$ und $+10 \mu\text{m}$, wie in Tabelle 9 dargestellt. Wie in den vorherigen Pfannenmodellen zeigte sich auch hier die größte Verformung nach innen an Sensor 1.

Tabelle 9:: Maximale Werte der sechs Sensoren nach innen und nach außen und maximale Gesamtverformung der EPORE® bei Einbringen der Schraube.

EPORE®	Verformungsrichtung	DEF ₁ 67,5° [μm]	DEF ₂ 112,5° [μm]	DEF ₃ 157,5° [μm]	DEF ₄ 202,5° [μm]	DEF ₅ 247,5° [μm]	DEF ₆ 292,5° [μm]	ΣDEF
#1	innen	-12	-9	-7	-13	-3	-5	-49
	außen	1	4	3	7	2	1	18
#2	innen	-31	-6	0	-4	-12	-9	-62
	außen	1	3	10	7	1	5	27
#3	innen	-7	-8	-1	-7	-3	-4	-30
	außen	1	3	7	4	6	1	22
#4	innen	-10	-9	-12	-5	-6	-5	-47
	außen	3	2	4	3	2	4	18
MW und SD	innen	-15 ± 10,86	-8 ± 1,41	-5 ± 5,60	-7,25 ± 4,03	-6 ± 4,24	-5,75 ± 2,22	-47 ± 13,14
	außen	1,5 ± 1,00	3 ± 0,82	6 ± 3,16	5,25 ± 2,06	2,75 ± 2,22	2,75 ± 2,06	21,25 ± 4,27

Bei der Betrachtung des Polardiagramms 5 der EPORE® fällt die Verformung nach innen an Sensor 1 und Sensor 4 auf.

Diagramm 5: Maximalwerte der Verformung der EPORE®.



In der nachfolgenden Tabelle 10 sind außerdem die maximale Durchmesservergrößerung und -verkleinerung zum Zeitpunkt x in den Achsen 1 und 2 dargestellt.

Tabelle 10: Maximale Durchmesservergrößerung und -verkleinerung des Pfannenmodells EPORE®.

EPORE®		Achse 1: 67,5° - 247,5°	Achse 2: 112,5° - 292,5°
#1	max. Ø-Verkl. [μm]	-15	-14
	max. Ø-Vergr. [μm]	3	1
#2	max. Ø-Verkl. [μm]	-42	-15
	max. Ø-Vergr. [μm]	0	7
#3	max. Ø-Verkl. [μm]	-10	-12
	max. Ø-Vergr. [μm]	6	4
#4	max. Ø-Verkl. [μm]	-15	-13
	max. Ø-Vergr. [μm]	5	5
MW und SD	max. Ø-Verkl. [μm]	-20,5 ± 14,53	-13,5 ± 1,29
	max. Ø-Vergr. [μm]	3,5 ± 2,65	4,25 ± 1,71

5.1.1.5. DELTA TT®

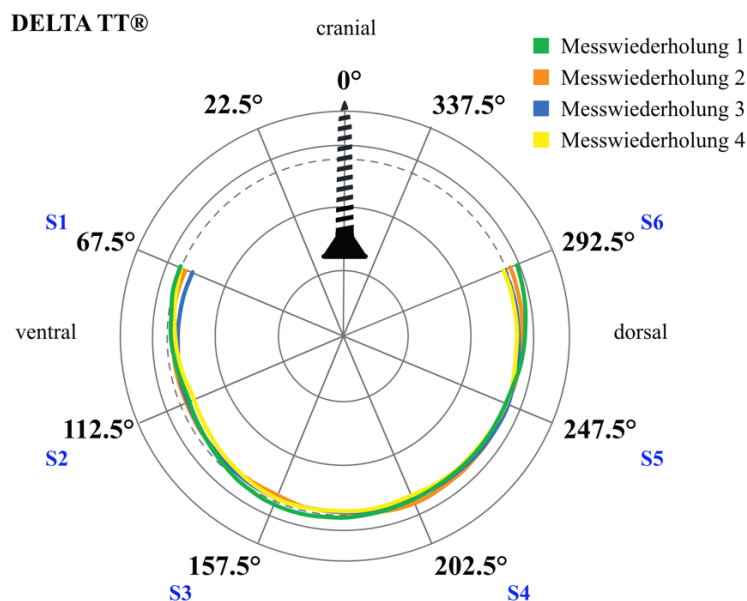
Die Verformungswerte der DELTA TT® bewegten sich zwischen -24 µm nach innen und +21 nach außen und sind in Tabelle 11 dargestellt. Auch hier fand sich die größte Verformung nach innen an den *ventralen* Sensoren.

Tabelle 11: Maximale Werte der sechs Sensoren nach innen und nach außen und maximale Gesamtverformung der DELTA TT® bei Einbringen der Schraube.

DELTA TT®	Verformungsrichtung	DEF ₁ 67,5° [µm]	DEF ₂ 112,5° [µm]	DEF ₃ 157,5° [µm]	DEF ₄ 202,5° [µm]	DEF ₅ 247,5° [µm]	DEF ₆ 292,5° [µm]	ΣDEF
#1	innen	-4	-17	-2	-5	-5	0	-33
	außen	21	2	11	3	2	20	59
#2	innen	-14	-16	-10	-1	-11	0	-52
	außen	2	1	2	11	1	8	25
#3	innen	-24	-20	-4	-2	-3	0	-53
	außen	5	2	2	4	6	0	19
#4	innen	-24	-20	-4	-2	-3	-9	-62
	außen	5	2	2	4	6	4	23
MW und SD	innen	-16,5 ± 9,57	-18,25 ± 2,06	-5 ± 3,46	-2,5 ± 1,73	-5,5 ± 3,79	-2,25 ± 4,50	-50 ± 12,19
	außen	8,25 ± 8,62	1,75 ± 0,50	4,25 ± 4,50	5,5 ± 3,70	3,75 ± 2,63	8 ± 8,64	31,5 ± 18,50

Das Polardiagramm 6 der DELTA TT® zeigt eine leichte Verformung nach innen an der ventralen Seite, sowie eine leichte Verformung nach außen an der dorsalen sowie kaudalen Seite.

Diagramm 6: Maximalwerte der Verformung der DELTA TT®.



Die maximale Durchmesser-Verkleinerung und -Vergrößerung sind für die Achsen 1 und 2 in der nachfolgenden Tabelle 12 mit Mittelwerten und Standardabweichung dargestellt.

Tabelle 12: Maximale Durchmesser-Vergrößerung und -Verkleinerung des Pfannenmodells DELTA TT®.

DELTA TT®		Achse 1: 67,5° - 247,5°	Achse 2: 112,5° - 292,5°
#1	max. Ø-Verkl. [μm]	-3	-3
	max. Ø-Vergr. [μm]	23	6
#2	max. Ø-Verkl. [μm]	-24	-12
	max. Ø-Vergr. [μm]	3	3
#3	max. Ø-Verkl. [μm]	-25	-20
	max. Ø-Vergr. [μm]	7	2
#4	max. Ø-Verkl. [μm]	-25	-28
	max. Ø-Vergr. [μm]	7	4
MW und SD	max. Ø-Verkl. [μm]	-19,25 ± 10,84	-15,75 ± 10,72
	max. Ø-Vergr. [μm]	10 ± 8,87	3,75 ± 1,71

5.1.1.6. Maximale Gesamtverformung zum Zeitpunkt max(t)

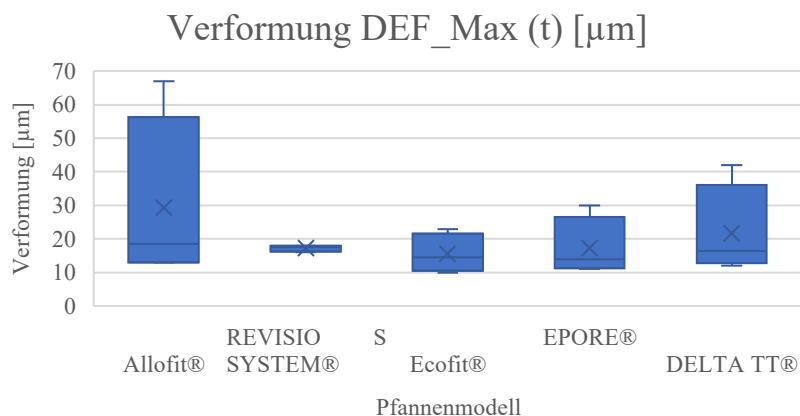
Um die Verformung der fünf verschiedenen Pfannenmodelle miteinander vergleichen zu können, wurde als Referenzwert der maximale Ausschlag über alle Sensoren hinweg zum Zeitpunkt x bestimmt. Der angegebene Wert **DEF_max(t) [μm]** in Tabelle 13 ist keine Berechnung aus den maximalen Ausschlägen der einzelnen Sensoren, sondern ein realer Moment, in dem die maximale Gesamtverformung stattgefunden hat.

Tabelle 13: Maximale Gesamtverformung in μm der einzelnen Pfannenmodelle zum Zeitpunkt max(t).

DEF_Max (t) [μm]	Allofit®	REVISIO S SYSTEM®	Ecofit®	EPORE®	DELTA TT®
#1	67	18	23	11	42
#2	13	18	17	30	15
#3	24	16	12	16	18
#4	13	17	10	12	12
MW	29,25	17,25	15,5	17,25	21,75
SD	25,70	0,96	5,80	8,77	13,72

In dem nachfolgenden Boxplot-Diagramm (Diagramm 7) sind die Verformungswerte zum Zeitpunkt max (t) der fünf verschiedenen Pfannenmodelle aufgetragen. Es zeigt sich eine starke Streuung bei dem Modell Allofit® sowie im Vergleich eine sehr geringe Streuung bei dem Pfannenmodell REVISIO S SYSTEM®. Da die Wertebereiche aller fünf Modelle stark überlappen, lässt sich keine Vermutung über die Unterschiede in der Verformung der verschiedenen Modelle anstellen.

Diagramm 7: Boxplots der Werte für die Verformung während des Einbringens der Schraube bei allen fünf Pfannenmodellen.



5.1.2. Mikrorelativbewegung

5.1.2.1. Allofit®

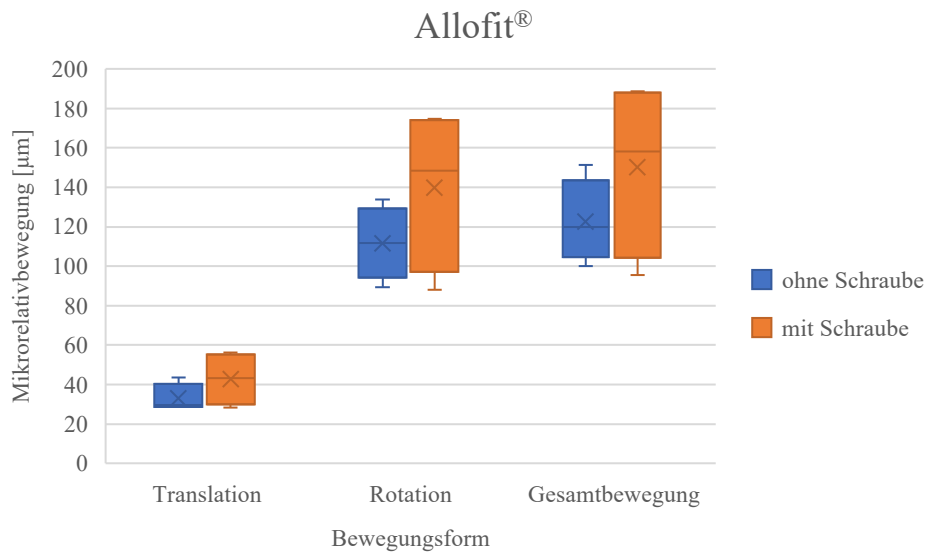
Unter Einleitung der Reibungsdrehmomente ergaben sich für die Mikrorelativbewegung der Allofit® folgende Werte für die Rotations-, Translations- und Gesamtbewegung in Mikrometern. Die verschiedenen Bewegungen ohne sowie nachfolgend mit eingebrachter Schraube werden einander gegenübergestellt. Die gemessene Mikrorelativbewegung variierte zwischen 28,56 μm und 151,38 μm ohne Schraube und zwischen 28,27 μm und 188,68 μm mit eingebrachter Schraube. Der Mittelwert sowie die Standardabweichung sind für jede Bewegungsform separat angegeben (Tabelle 14).

Tabelle 14: Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells Allofit®.

Allofit®	Ohne Schraube			Mit Schraube		
	Rotations- bewegung [μm]	Translations- bewegung [μm]	Gesamt- bewegung [μm]	Rotations- bewegung [μm]	Translations- bewegung [μm]	Gesamt- bewegung [μm]
# 1	30,31	89,29	99,99	56,28	174,61	188,68
# 2	43,44	133,90	151,38	34,69	123,91	130,78
# 3	28,56	115,07	120,60	51,91	173,12	185,72
# 4	29,13	108,59	118,89	28,27	88,06	95,40
MW	32,86	111,71	122,72	42,79	139,92	150,15
SD	7,09	18,40	21,27	13,44	41,84	45,18

Anhand der Boxplot-Diagramme (Diagramm 8) lässt sich eine Tendenz der Mittelwerte zu einer höheren Mikrorelativbewegung nach Einbringen der Schraube vermuten. Die Streuung der Werte nach Einbringen scheint allerdings ebenfalls erhöht.

Diagramm 8: Boxplots der Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells Allofit®.



5.1.2.2. REVISIO S SYSTEM®

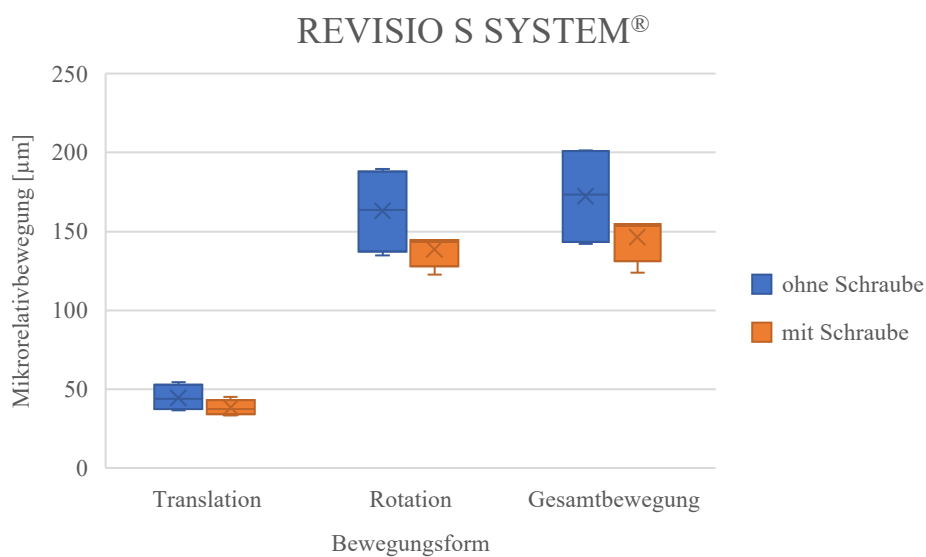
Nachfolgend sind die Mikrorelativbewegungen der REVISIO S SYSTEM® dargestellt (Tabelle 15). Die Ergebnisse lagen zwischen 36,56 μm und 201,23 μm für die Messungen ohne Schraube und zwischen 33,46 μm und 154,69 μm mit eingebrachter Schraube.

Tabelle 15: Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells REVISIO S SYSTEM®.

AQ®	Ohne Schraube			Mit Schraube		
	Rotationsbewegung [μm]	Translationsbewegung [μm]	Gesamtbewegung [μm]	Rotationsbewegung [μm]	Translationsbewegung [μm]	Gesamtbewegung [μm]
# 1	40,10	143,87	147,12	36,49	142,97	152,68
# 2	36,56	134,92	142,06	37,97	143,57	154,03
# 3	47,81	183,24	199,63	33,46	122,69	123,90
# 4	54,26	189,60	201,23	44,98	144,68	154,69
MW	44,68	162,91	172,51	38,23	138,48	146,32
SD	7,93	27,52	32,31	4,88	10,55	14,98

Die Betrachtung der Boxplots für die REVISIO S SYSTEM® (Diagramm 9) lässt eine geringere Mikrorelativbewegung in den drei Bewegungsformen nach Einbringen der Schraube vermuten. Außerdem scheint die Streuung der Werte nach Einbringen der Schraube geringer zu sein.

Diagramm 9:: Boxplots der Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells REVISIO S SYSTEM®.



5.1.2.3. Ecofit®

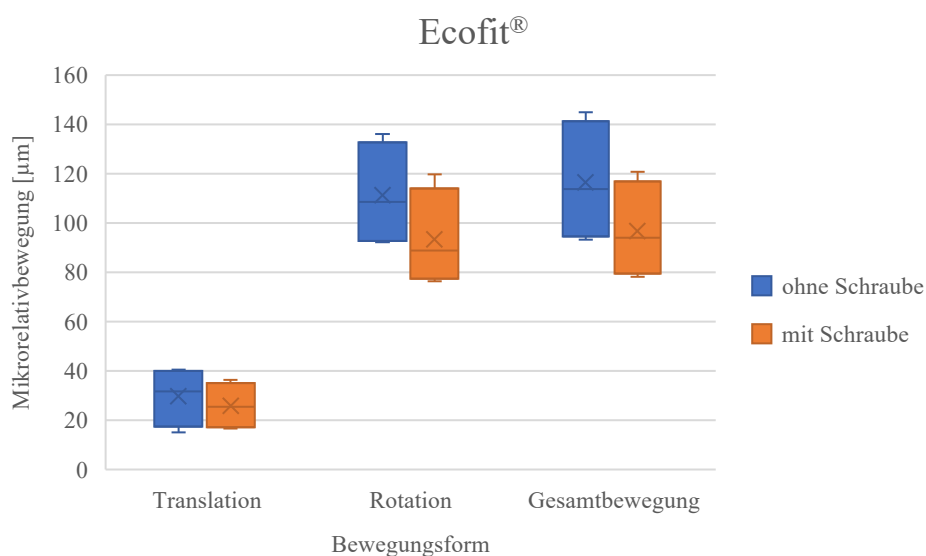
In der nachfolgenden Tabelle (Tabelle 16) sind die gemessenen Werte für die Mikrorelativbewegung des Pfannenimplantats Ecofit® angegeben. Die Mikrorelativbewegung bewegte sich zwischen 15,06 μm und 144,99 μm ohne Schraube und zwischen 16,61 μm und 120,87 μm mit eingebrachter Schraube.

Tabelle 16: Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells Ecofit®.

Ecofit®	Ohne Schraube			Mit Schraube		
	Rotationsbewegung [μm]	Translationsbewegung [μm]	Gesamtbewegung [μm]	Rotationsbewegung [μm]	Translationsbewegung [μm]	Gesamtbewegung [μm]
# 1	15,06	92,25	93,41	19,21	76,33	78,34
# 2	38,28	122,71	130,02	16,61	80,93	82,79
# 3	40,61	136,13	144,99	31,78	119,78	120,87
# 4	25,00	94,56	97,66	36,30	96,57	105,28
MW	29,74	111,41	116,52	25,98	93,40	96,82
SD	11,96	21,52	25,05	9,55	19,61	19,90

Ein Blick auf die Boxplots (Diagramm 10) legt die Vermutung einer im Mittel geringeren Mikrorelativbewegung in allen drei Bewegungsformen nach Einbringen der Schraube nahe.

Diagramm 10: Boxplots der Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells Ecofit®.



5.1.2.4. EPORE®

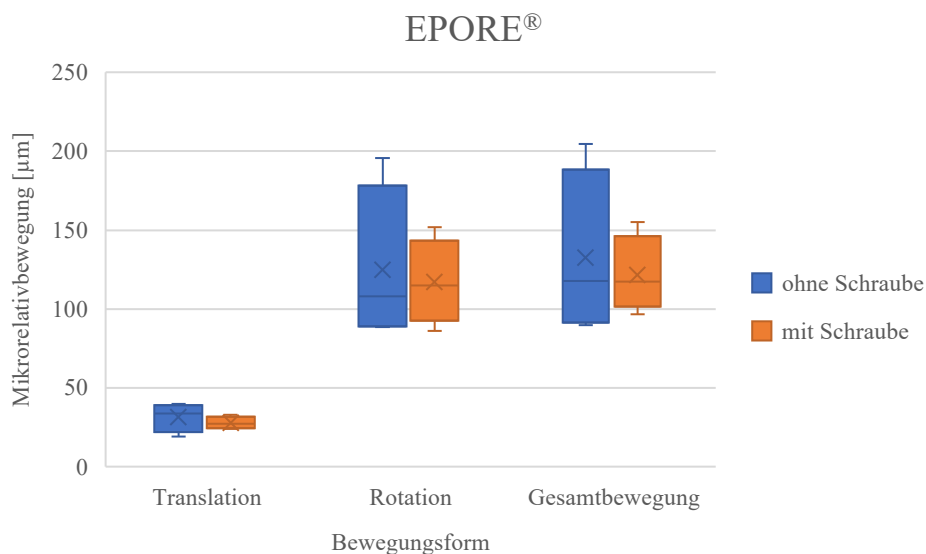
Die Ergebnisse für die Mikrorelativbewegung der EPORE® sind in Tabelle 17 dargestellt. Sie lagen zwischen 19,09 μm und 204,68 μm ohne Schraube und zwischen 23,90 μm und 155,29 μm mit eingebrachter Schraube.

Tabelle 17: Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells EPORE®.

EPORE®	Ohne Schraube			Mit Schraube		
	Rotationsbewegung [μm]	Translationsbewegung [μm]	Gesamtbewegung [μm]	Rotationsbewegung [μm]	Translationsbewegung [μm]	Gesamtbewegung [μm]
# 1	39,69	195,87	204,68	32,79	152,00	155,29
# 2	29,95	88,71	96,21	26,03	117,95	118,64
# 3	19,09	89,96	89,69	28,32	86,15	96,73
# 4	37,28	125,71	139,54	23,90	112,28	115,95
MW	31,50	125,06	132,53	27,76	117,09	121,65
SD	9,25	50,22	52,94	3,81	27,08	24,46

In den Boxplots (Diagramm 11) scheint die Veränderung der Mikrorelativbewegung keine eindeutige Tendenz zu haben. Die Rotation scheint im Mittel geringfügig vermindert, die Translation leicht erhöht und die Gesamtbewegung scheint weitestgehend unverändert. Die Streuung nach Einbringen der Schraube scheint etwas reduziert zu sein.

Diagramm 11: Boxplots der Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells EPORE®.



5.1.2.5. DELTA TT®

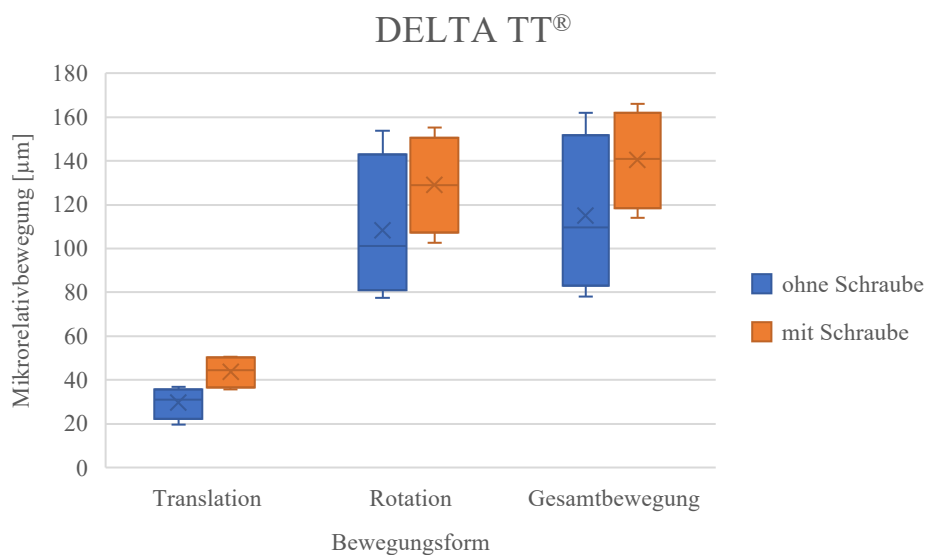
Die Betrachtung der Mikrorelativbewegung des Implantats DELTA TT® erfolgt in der nachfolgenden Tabelle 18. Die Messungen zeigten Werte zwischen 19,69 und 162,00 μm ohne Schraube und zwischen 35,57 μm und 166,06 μm mit eingebrachter Schraube.

Tabelle 18: Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells DELTA TT®.

DELTA TT®	Ohne Schraube			Mit Schraube		
	Rotationsbewegung [μm]	Translationsbewegung [μm]	Gesamtbewegung [μm]	Rotationsbewegung [μm]	Translationsbewegung [μm]	Gesamtbewegung [μm]
# 1	36,81	153,74	162,00	49,67	136,46	149,61
# 2	29,51	91,33	98,10	50,47	155,34	166,06
# 3	19,69	77,50	78,19	39,44	121,66	131,91
# 4	32,72	110,89	121,39	35,57	102,56	113,89
MW	29,68	108,37	114,92	43,79	129,00	140,37
SD	7,30	33,21	36,01	7,43	22,38	22,49

In den Boxplots (Diagramm 12) scheint die Mikrorelativbewegung im Mittel in allen drei Bewegungsformen erhöht.

Diagramm 12: Boxplots der Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells DELTA TT®.



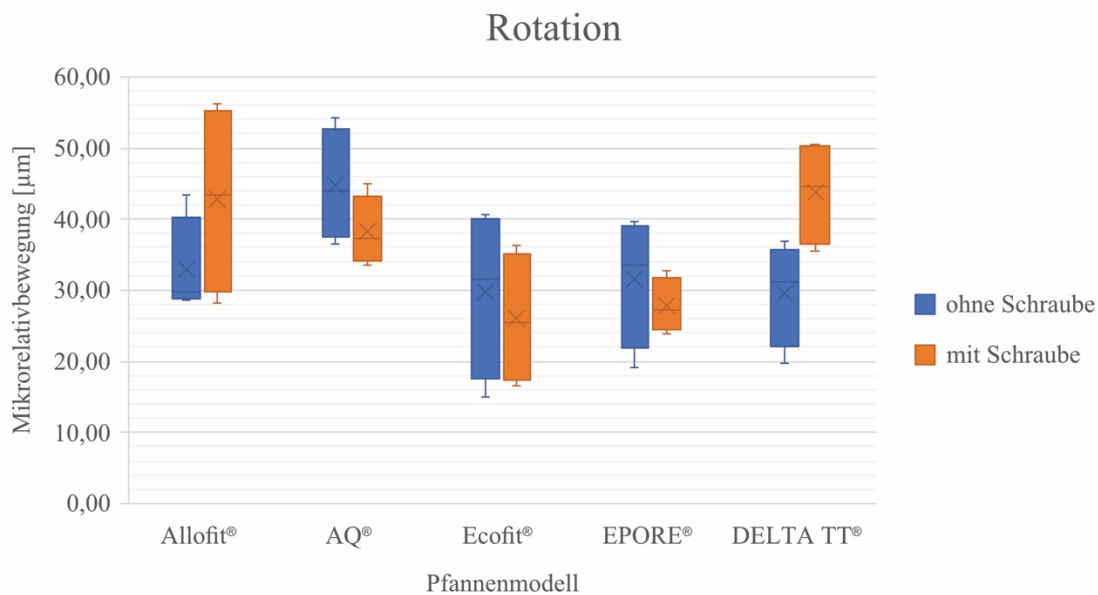
5.1.3. Gegenüberstellung

Nachfolgend sind die fünf verschiedenen Pfannenmodelle jeweils mit und ohne Schraube in einem gemeinsamen Boxplot-Diagramm dargestellt. Es erfolgte die separate Darstellung der drei Bewegungsformen Rotations-, Translations- und Gesamtbewegung.

5.1.3.1. Rotationsbewegung

Die Werte der Rotationsbewegung über alle Pfannen hinweg bewegten sich vor Einbringen der Schraube zwischen 15,06 μm und 54,26 μm , nach dem Einbringen zwischen 16,61 μm und 50,47 μm . Die verschiedenen Pfannenmodelle zeigen Unterschiede in ihren Verteilungen und auch die Mittelwerte unterscheiden sich. Jedoch zeigt sich ein Großteil der Wertebereiche überlappend, sodass keine eindeutige Vermutung bezüglich der Unterschiede in der Rotation der Pfannenmodelle angestellt werden kann (Diagramm 13).

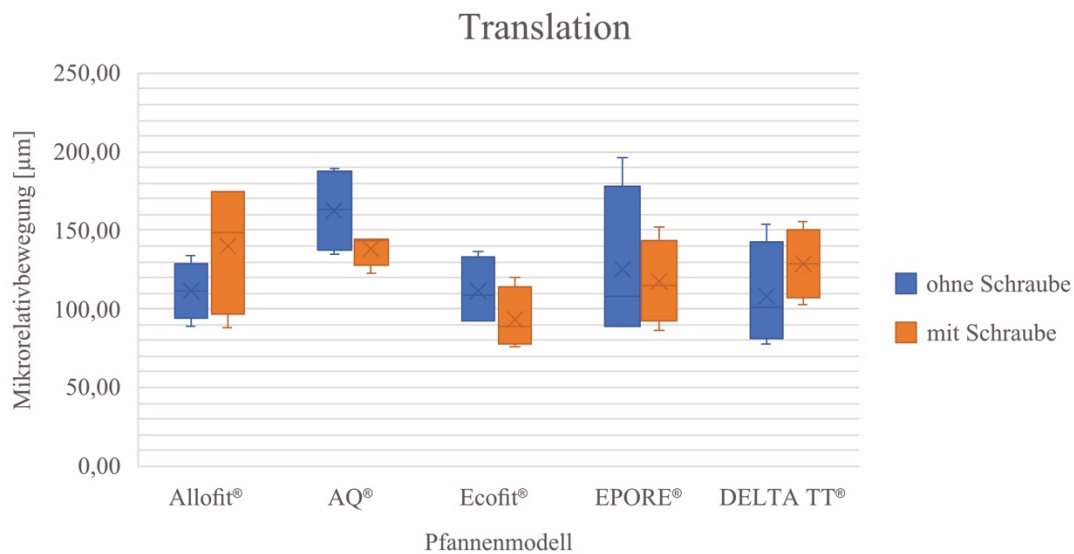
Diagramm 13: Boxplots der Mikrorelativbewegung der Bewegungsform Rotation aller fünf Pfannenmodelle.



5.1.3.2. Translationsbewegung

Die Translation weist mit Werten von 77,5 μm bis 195,87 μm vor und 76,33 μm bis 174,61 μm nach Einbringen der Schraube insgesamt höhere Werte auf als die Rotation (Diagramm 14). Die Streuung der Werte zeigt sich hier im Vergleich zur Rotation erhöht. Die einzelnen Pfannenmodelle scheinen sich in ihren Mittelwerten zu unterscheiden. Doch auch hier zeigen sich keine eindeutigen Tendenzen.

Diagramm 14: Boxplots der Mikrorelativbewegung der Bewegungsform Translation aller fünf Pfannenmodelle.

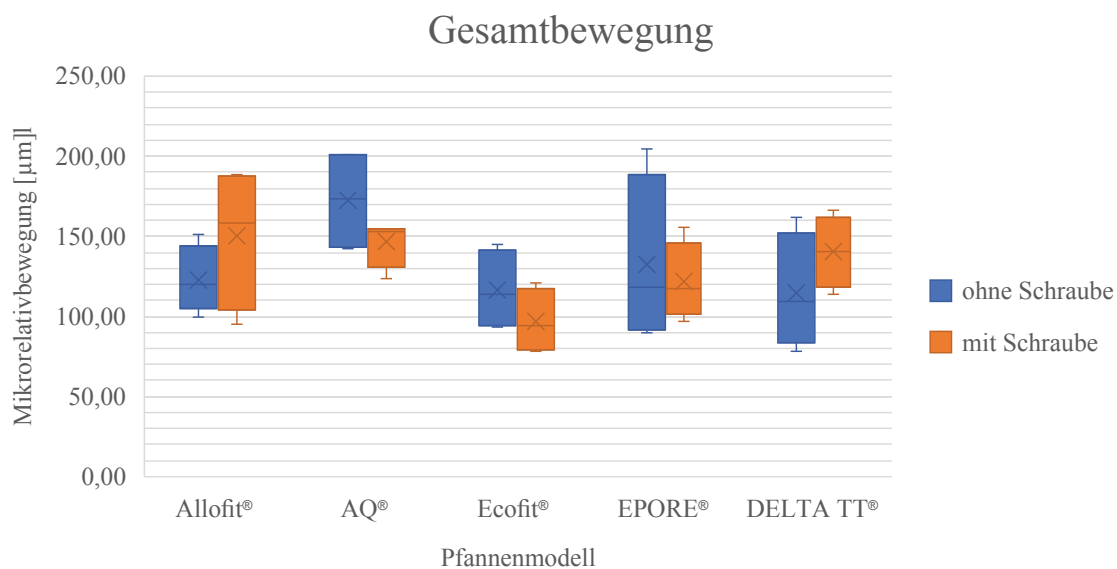


5.1.3.3. Gesamtbewegung

Anhand der Boxplots und der Werte aller Pfannen für die Gesamtbewegung (Diagramm 15) ließen sich vor Einbringen der Schraube Werte zwischen 78,19 μm und 204,68 μm messen, nach dem Einbringen zwischen 78,34 μm und 188,68 μm . Die Werte lagen damit nur geringfügig höher als die Werte der Translationsbewegung. Die Streuung gestaltete sich ähnlich.

Es zeigt sich eine Tendenz der Mittelwerte zu einer erhöhten Gesamtmikrorelativbewegung bei der Allofit® und der DELTA TT®. Bei der REVISIO S SYSTEM®, der Ecofit® und der EPORE® zeigt sich hingegen eine Tendenz zu einer geringen Gesamtbewegung.

Diagramm 15: Boxplots der Mikrorelativbewegung der Bewegungsform Gesamtbewegung aller fünf Pfannenmodelle.



5.2. Verteilung

5.2.1. Mikrorelativbewegung

Die statistischen Analysen wurden mittels SPSS® für Macintosh (Version 29.0.0, IBM, Armonk, New York, USA) durchgeführt.

Bevor verschiedene Testverfahren angewandt werden konnten, musste die Verteilung der Daten betrachtet werden. Diese Überprüfung auf Verteilung stellt eine wichtige Grundlage für die Entscheidung für das jeweilige Testverfahren dar [Nicol 2022].

Durch die explorative Datenanalyse wurden die Daten der Mikrorelativbewegung bereits in die fünf verschiedenen Pfannenmodelle unterteilt. Außerdem wurden die Daten jedes Pfannenmodells in die sechs Bewegungsformen Rotation vor Einbringen der Schraube, Rotation nach Einbringen der Schraube, Translation vor Einbringen der Schraube, Translation nach Einbringen der Schraube, Gesamtbewegung vor Einbringen der Schraube und Gesamtbewegung nach Einbringen der Schraube eingeteilt. Diese Aufteilung ergab 30 Gruppen. Problematisch für die Überprüfung der Normalverteilung zeigt sich allerdings, dass jede der 30 Gruppen nur aus vier Datenpunkten bestand.

Der Shapiro-Wilk Test gilt, im Vergleich zu bspw. dem Kolmogorov-Smirnov-Test, als leistungsstärkerer Normalitätstest bei kleinen Stichproben. Aber auch für diesen Test gibt es Untersuchungen, die zeigen, dass die Spezifität des Tests bei kleinen Stichproben unzureichend ist [Razali und Wah 2011]. Wenn Datensätze fälschlicherweise als normalverteilt betrachtet und aufgrund dessen parametrische Tests angewandt werden, kann dies zu klinisch relevanten Ungenauigkeiten führen [Le Boedec 2016]. Die Anwendung von parametrischen Tests wird bei sehr kleinen Stichproben nicht empfohlen, da für den Gebrauch dieser Testverfahren strikte Bedingungen erfüllt sein müssen. Hier sollen direkt nicht-parametrische Tests gewählt werden [Siegel 1957]. Nicht parametrische Tests können unabhängig von der tatsächlich vorliegenden Verteilung angewandt werden und erlangen dadurch einen höheren Grad an Robustheit. Der Nachteil der Wahl nicht-parametrischer Verfahren ist eine Minderung der Wahrscheinlichkeit, tatsächlich signifikante Ergebnisse zu finden [Mackridge and Rowe 2018].

Bei dieser Analyse wurde sich bei einer kleinen Stichprobengröße von $n=4$ daher für die Verwendung nicht-parametrischer Tests entschieden. Das Risiko, dabei aufgrund sehr restriktiver Verfahren tatsächlich signifikante Ergebnisse nicht zu erfassen, wurde in dieser Studie in Kauf genommen, um das Risiko, falsch-positive Ergebnisse zu generieren, zu minimieren.

5.2.2. Verformung

Die gleiche Argumentation gilt für die Verformungsdaten. Auch hier ist die Stichprobe in den einzelnen Gruppen mit $n=4$ sehr klein, weshalb von einer Überprüfung der Normalverteilung abgesehen wurde und direkt nicht-parametrische Tests angewandt wurden.

5.3. Vergleiche

Das Ziel der Auswertung der Daten war es, zum einen die fünf Pfannenmodelle untereinander in den unterschiedlichen Bewegungsformen der Mikrorelativbewegung und in ihrer Verformung zu vergleichen. Zum anderen sollten die Pfannenmodelle in ihrer Bewegung und Verformung vor und nach dem Einbringen der Schraube untersucht werden. Wenn hier ein signifikanter Unterschied festgestellt werden sollte, war auch der Einfluss der Verformung auf eben diesen Unterschied von Interesse.

5.3.1. Mikrorelativbewegungen der verschiedenen Pfannenmodelle

Zur Überprüfung der Unterschiede der Mikrorelativbewegungen der verschiedenen Pfannenmodelle wurde der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt [Schmidt 2022].

Es wurde innerhalb jeder Bewegungsform die Mikrorelativbewegung jedes Pfannenmodells mit der jedes anderen Pfannenmodells verglichen und auf signifikante Unterschiede geprüft. Es ergab sich ein Signifikanzniveau für jede Bewegungsform. Ein Wert $>0,05$ sagt aus, dass es innerhalb der jeweiligen Bewegungsform keine signifikanten Unterschiede zwischen den Pfannen gibt. Ergibt sich ein Wert $<0,05$, so ist der Wert signifikant, ergo gibt es einen signifikanten Unterschied zwischen einem oder mehreren Paaren innerhalb dieser Gruppe. Der Wert vermag allerdings nicht auszusagen, zwischen welchen Paaren dieser signifikante Unterschied besteht.

Für diesen Fall werden nachfolgend paarweise Vergleiche zwischen den einzelnen Pfannenmodellen als post-Hoc-Tests durchgeführt.

In der Tabelle 19 sind die Signifikanzniveaus für jede der sechs Bewegungsformen aufgeführt. Nur sofern der Kruskal-Wallis-Test signifikant war, wurde ein post-Hoc-Test

durchgeführt. Dies war nur bei den Vergleichen der *Rotation mit Schraube* der Fall. Im Fall eines nicht signifikanten Kruskal-Wallis-Tests wurde kein Post-Hoc-test durchgeführt.

Tabelle 19: Signifikanzen des Kruskal-Wallis-Tests im Vergleich der verschiedenen Bewegungsformen der fünf Pfannenmodelle.

	Rotation ohne Schraube	Translation ohne Schraube	Gesamtbewegung ohne Schraube	Rotation mit Schraube	Translation mit Schraube	Gesamtbewegung mit Schraube
Ausgabe Kruskal-Wallis	0,257	0,213	0,292	0,035*	0,107	0,129
Allofit®/ REVISOS SYSTEM®	-	-	-	1,000	-	-
Allofit®/ Ecofit®	-	-	-	0,558	-	-
Allofit®/ EPORE®	-	-	-	0,486	-	-
Allofit®/ DELTA TT®	-	-	-	1,000	-	-
REVISOS SYSTEM®/Ecofit®	-	-	-	0,730	-	-
REVISOS SYSTEM®/EPORE®	-	-	-	0,639	-	-
REVISOS SYSTEM®/DELTA TT®	-	-	-	1,000	-	-
Ecofit®/ EPORE®	-	-	-	1,000	-	-
Ecofit®/ DELTA TT®	-	-	-	0,198	-	-
EPORE®/DELTA TT®	-	-	-	0,168	-	-

*signifikant bei einem Signifikanzniveau von 0,05

In der Kategorie *Rotation mit Schraube* zeigte sich trotz eines signifikanten Kruskal-Wallis-Tests kein signifikantes Ergebnis in den paarweisen Vergleichen. Es zeigte sich also insgesamt kein signifikanter Unterschied in den Mikrorelativbewegungen der fünf Pfannenmodelle.

5.3.2. Verformung der verschiedenen Pfannenmodelle

Auch die Verformung der fünf Pfannenmodelle nach Einbringen der Schraube ist unabhängig voneinander und wurde deshalb mit einem Kruskal-Wallis-Test auf signifikante Unterschiede geprüft. Dieser zeigte sich mit einem Wert von 0,727 als nicht signifikant. Es gab also keine signifikanten Unterschiede in der Verformung der verschiedenen Pfannenmodelle nach Einbringen der Schraube.

5.3.3. Mikrorelativbewegung vor und nach Einbringen der Schraube

Außerdem sollte die Veränderung der drei Bewegungsformen der einzelnen Pfannenmodelle im Vergleich vor und nach Einbringen der kranialen Schraube untersucht werden. Hierfür wurde der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test als ein nicht-parametrischer Test verwendet. Durch die Durchführung separater Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests kann die Veränderung für jede Bewegungsform jedes Pfannenmodells einzeln betrachtet werden. Dieses Vorgehen ermöglicht eine detailliertere Analyse und Interpretation im Hinblick auf individuelle Veränderungen. Hieraus ergaben sich fünf mal drei also 15 Vergleiche. Hierdurch ergab sich die Notwendigkeit der Korrektur des Signifikanzniveaus. Die Korrektur wurde auch hier mit dem Bonferroni-Verfahren vorgenommen. In Tabelle 20 sind die Mittelwerte der Mikrorelativbewegungen in den drei verschiedenen Bewegungsformen vor und nach Einbringen der Schraube in Mikrometern sowie die Mittlere Differenz der beiden Zustände angegeben. Außerdem sind die korrigierten Signifikanzen der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests angegeben. Es zeigt sich bei keiner der fünf Pfannen ein signifikantes Ergebnis im Vergleich der Bewegungsformen vor und nach Einbringen der Schraube.

Tabelle 20: Ergebnisse der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests im Vergleich der Bewegungsformen vor und nach Einbringen der Schraube.

	Bewegungsform	Vor Schraube [µm]	Nach Schraube [µm]	Mittlere Differenz [µm]	Signifikanz*
Allofit®	Rotation	32,86	42,79	9,93	1,00
	Translation	111,71	139,92	28,21	1,00
	Gesambewegung	122,72	150,15	27,43	1,00
REVISO S SYSTEM®	Rotation	44,68	38,23	6,45	1,00
	Translation	162,91	138,48	24,43	1,00
	Gesambewegung	172,51	146,32	26,19	1,00
Ecofit®	Rotation	29,74	25,98	3,76	1,00
	Translation	111,41	93,40	18,01	1,00
	Gesambewegung	116,52	96,82	19,7	1,00
EPORE®	Rotation	31,50	27,76	3,74	1,00
	Translation	125,06	117,09	7,97	1,00
	Gesambewegung	132,53	121,65	10,88	1,00
DELTA TT®	Rotation	29,68	43,79	14,11	1,00
	Translation	108,37	129,00	20,63	1,00
	Gesambewegung	114,92	140,37	25,45	1,00

* nach Bonferroni-Korrektur

6 Diskussion

6.1. Mikrorelativbewegung der einzelnen Pfannen

Von Pilliar et al. (1986) wurde die Bewegung am Implantat-Knochen-Interface, ab der ein Einwachsen des Knochens in das Implantat nicht mehr möglich ist, auf 150 μm festgelegt. Dieser Grenzwert wurde im Mittel von der Allofit[®] (150,15 μm) und der REVISIO S SYSTEM[®] (172,51 μm) überschritten, von der Ecofit[®] (116,52 μm), EPORE[®] (132,53 μm) und DELTA TT[®] (140,37 μm) allerdings nicht. Wird die gemessene Mikrorelativbewegung isoliert betrachtet, lassen diese Werte eine unterschiedliche Eignung der einzelnen Pfannenmodelle bezüglich ihrer Primärstabilität und damit der Grundlage für eine gute Osteointegration vermuten. In den letzten Jahren wurde dieser Grenzwert durch verschiedene Studien infrage gestellt und verschoben. In einer Analyse verschiedener Studien zur Mikrorelativbewegung und Osteointegration zeigte sich im Mittel bei einer Mikrorelativbewegung von 112 μm eine gute Osteointegration [Kohli et al. 2021]. In einigen Studien erfolgte die Osteointegration allerdings bis zu einer Mikrorelativbewegung von 750 μm [Goodman et al. 1993]. Bei anderen zeigte sich selbst bei einer Bewegung von weit unter dem Wert von 150 μm keine Osteointegration, sondern vielmehr ein fibrotischer Umbau oder eine weniger stabile Knochenverbindung [Jasty et al. 1997]. Hierdurch wird deutlich, dass sich mit derzeitig umgesetzten Studiendesigns keine starren Grenzwerte ermitteln lassen und die Osteointegration multifaktoriell bedingt zu sein scheint.

Außerdem ist hier ein Blick auf die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die Gegebenheiten *in vivo* entscheidend. In verschiedenen Studien konnte gezeigt werden, dass die Primärstabilität von Hüftpfannen stark von der Qualität des Knochens oder des Kunstknochenmodells abhängig ist, in den respektive in das die Pfanne implantiert wird [Adler et al. 1992; Ahmed et al. 2020; Beckmann et al. 2018; Crosnier et al. 2014]. Durch die Verwendung von Kunstknochenmodellen können die Eigenschaften von humanem Knochen zwar simuliert werden, identische Bedingungen lassen sich allerdings nicht schaffen. Die Knochendichte von Menschen kann außerdem sehr stark variieren und ist von Geschlecht, Alter und Erkrankungen wie beispielsweise Osteoporose abhängig [Niethard et al. 2005]. Hierdurch ergibt sich die reduzierte Übertragbarkeit der Ergebnisse

auf die Situation *in vivo*. Sinnvoller als die Betrachtung der absoluten Werte erscheint daher der Vergleich der einzelnen Pfannenmodelle untereinander.

6.2. Vergleich der Pfannen bezüglich der Mikrorelativbewegung

Die geringste Mikrorelativbewegung aller Pfannenmodelle zeigte die Ecofit[®], gefolgt von der EPORE[®], der DELTA TT[®] und der Allofit[®]. Die REVISIO S SYSTEM[®] zeigte die größte Bewegung. Allerdings war keiner dieser Unterschiede zwischen den Pfannenmodellen signifikant.

Auch in der Kategorie *Rotation mit Schraube* zeigte sich trotz eines signifikanten Kruskal-Wallis-Tests kein signifikantes Ergebnis in den paarweisen Vergleichen. Dies kann daran liegen, dass bei multiplen Vergleichen eine Korrektur des Signifikanzniveaus vorgenommen werden muss. Dies erfolgte hier mit der Bonferroni-Korrektur. Diese Korrektur ist vor allem bei einer hohen Anzahl an Vergleichen – in diesem Fall zehn Vergleiche – sehr konservativ. Daher kann sich ein Wert, der vor der Korrektur signifikant war, nach der Korrektur als nicht signifikant herausstellen.

Verschiedene Studien haben gezeigt, dass Faktoren wie die Oberflächenstruktur [Goriainov et al. 2014; Le Cann et al. 2014; Wetzel et al. 2005], die Wanddicke [Ruhr et al. 2022] und die Presspassung [Amirouche et al. 2014] einen Einfluss auf die Primärstabilität haben. Da sich die verschiedenen Pfannenmodelle in diesen Faktoren unterschieden, war zu erwarten, dass sie auch Unterschiede in ihrer Primärstabilität zeigen würden.

Dass die Oberfläche der Pfannenmodelle einen Einfluss auf die Primärstabilität hat, zeigten Le Cann et al. [2014] in einer Studie, in der drei Pfannen untersucht wurden, die sich nur anhand der Mikro- und Makrorauheit ihrer Oberflächen unterschieden. Die Testung erfolgte in Kunstknochen sowie in bovinem Knochen. Die Primärstabilität wurde mittels Auszieh- und Hebelversuch überprüft. Die erste Pfanne wies eine hohe Mikrorauheit auf, die zweite eine Makrorauheit mit 1 mm hohen und 0,7 mm breiten Titan-Spikes und die dritte Pfanne wies eine Oberfläche mit kombinierten Eigenschaften der beiden ersten Modelle auf. Es zeigte sich, dass die Pfanne mit der makrorauen Oberfläche eine niedrigere Primärstabilität aufwies als die anderen beiden Modelle. Le

Cann et al. führten diese Ergebnisse auf die abrasive Wirkung der makrorauen Struktur am Äquator des Implantatagers zurück. In dem hier durchgeführten Experiment lassen sich die Pfannenmodelle Allofit® und REVISIO S SYSTEM® anhand ihrer Oberfläche eher in die Gruppe der makrorauen Pfannenoberflächen einordnen, die Ecofit® weist eine mikrorau Oberfläche auf. Die beiden Modelle EPORE® und DELTA TT® sind nicht eindeutig einer Kategorie zuzuordnen. Die als makrorau klassifizierten Pfannen zeigten auch in dem hier durchgeführten Experiment im Mittel die höchste Mikrorelativbewegung, die Unterschiede waren allerdings nicht signifikant.

Auch die Wanddicke hat laut einer Studie von Ruhr et al. [2022] Einfluss auf die Primärstabilität der Pfannenmodelle. Die Pfannen wurden in menschliche *Acetabula in vitro* implantiert und die Primärstabilität mittels Hebelversuch überprüft. In einem Vergleich von zwei Pfannenmodellen, die sich anhand ihrer Wanddicke unterschieden, zeigte sich, dass die Pfanne mit der geringeren Dicke eine höhere Primärstabilität aufwies. Der Abstand zwischen dem Pfannenpol und der tiefsten Stelle der Acetabulumhöhle war hier geringer und der Kontakt zwischen Pfannenpol und Knochen größer als bei dem Implantat mit der stärkeren Wanddicke. Die Pfanne mit der stärkeren Wand scheint hier also nicht vollständig in das *Acetabulum* implantiert gewesen zu sein. Ruhr et al. schließen daraus, dass die aufgebrachte Implantationskraft bei Pfannen mit einer höheren Wanddicke angepasst werden sollte, um die Pfanne komplett im vorgefrästen *Acetabulum* zu versenken.

Auch in der vorliegenden Studie unterschieden sich die Pfannenmodelle anhand ihrer Wandstärke. Da zur Implantation der Pfannen eine standardisierte Kraft verwendet wurde, lassen sich auch hier Unterschiede in der Vollständigkeit der Implantation und daraus resultierend ein Unterschied in der Primärstabilität vermuten. Die Allofit® wies im Vergleich zu den anderen Pfannen eine geringe Wanddicke auf. Sie zeigte allerdings im Mittel eine stärkere Mikrorelativbewegung als die Ecofit® oder die EPORE®. Da sich die Pfannenmodelle auch anhand der Presspassung und der Oberflächenstruktur unterschieden, ist der alleinige Einfluss der Wanddicke nicht ohne weiteres zu beurteilen.

Ein weiterer Faktor, der Einfluss auf die Primärstabilität hat, ist die Presspassung. Die Empfehlung für die ideale Größe der Differenz zwischen Außendurchmesser des Pfannenimplantats und Innendurchmesser der Acetabulumhöhle reichen in der Literatur von 1 bis 3 mm [Adler et al. 1992; Curtis et al. 1992; Le Cann et al. 2014; Macdonald et

al. 1999]. Ab einer Durchmesserdiffenz von 4 mm erhöht sich die Gefahr einer Acetabulumfraktur [Kim et al. 1995].

Doch auch die ideale Presspassung scheint von verschiedenen Faktoren abhängig zu sein, beispielsweise von der Knochenqualität. In einer von Adler et al. [1992] durchgeführten Studie wurden Rinderknochenpräparate und zwei Kunstknochen mit unterschiedlicher Dichte ($0,2 \text{ g/cm}^3$ und $0,5 \text{ g/cm}^3$) miteinander verglichen. Die Primärstabilität wurde mittels Hebelversuch überprüft. Es wurde gezeigt, dass eine Presspassung von 1 mm für den Kunstknochen mit der höheren Dichte sowie für den Rinderknochen die besten Ergebnisse in der Primärstabilität lieferten. Eine Erhöhung der Presspassung auf 2 mm resultierte in einer geringeren Primärstabilität, da sich die Pfanne nicht gänzlich in den Kunstknochen bzw. den Rinderknochen implantieren ließ. Für den Kunstknochen mit der niedrigeren Dichte zeigte die Presspassung von 2 mm allerdings die besten Ergebnisse in der Primärstabilität.

Mit $205 \text{ kg/m}^3 = 0,205 \text{ g/cm}^3$ liegt der in diesem Experiment verwendete Schaum sehr nah an der Dichte des weniger dichten Schaums aus der Studie von Adler et al. Hier wäre daher eine ideale Presspassung von 2 mm zu erwarten. Die verschiedenen Pfannenmodelle wiesen Unterschiede in der Größe der Presspassung auf. So wurde für die Allofit[®], die DELTA TT[®] und die REVISIO S SYSTEM[®] 1 mm Differenz zwischen dem Außendurchmesser des Implantats und dem Innendurchmesser des gefrästen Implantatlagern gemessen. Bei der EPORE[®] und Ecofit[®] waren es 1,5 mm. Aufgrund dieser Unterschiede waren verschiedene Mikrorelativbewegungen der einzelnen Pfannenmodelle zu erwarten. Alle Pfannen unterschritten außerdem den als ideal angenommenen Pressfit von 2 mm. Da die Ecofit[®] und die EPORE[®] näher an diesem Wert liegen als die anderen Modelle, liegt die Vermutung nahe, dass sie in diesem Experiment eine höhere Primärstabilität aufweisen könnten als die anderen Pfannen. Dies war in absoluten Werten tatsächlich der Fall. Da diese Unterschiede nicht signifikant waren, lassen sie sich eher als Trend interpretieren.

In einer Studie von Ahmed et al. [2020] wurde bereits gezeigt, dass sich bei Implantation in den auch hier verwendeten Knochenschaum von ROHACELL[®] keine Unterschiede in der Mikrorelativbewegung der Allofit[®] und der Ecofit[®] finden lassen. Dies muss in dieser Arbeit also nicht zwangsläufig an der kleinen Stichprobe liegen. Es ist ebenso möglich, dass trotz der unterschiedlichen Eigenschaften tatsächlich keine Unterschiede vorliegen. So ist vorstellbar, dass die verschiedenen Einflussfaktoren wie Oberflächenstruktur,

Wanddicke und Ausmaß der Presspassung in den unterschiedlichen Kombinationen ausgleichend aufeinander wirken und daher kein Unterschied in der Primärstabilität der Pfannen besteht. Bei der großen Variabilität und der Tendenz zu Unterschieden sollte dieser Sachverhalt jedoch weiter überprüft werden.

Ahmed et al. verwendeten außerdem einen zweiten Knochenschaum, der eine geringere Knochenqualität simulieren sollte. Es wurde beobachtet, dass das Modell Allofit® in diesem Knochenmodell eine höhere Mikrorelativbewegung zeigte als das Pfannenmodell Ecofit®. Diese Ergebnisse demonstrieren, dass Pfannenmodelle, die in einem Knochen oder Kunstknochen keine Unterschiede in ihrer Mikrorelativbewegung zeigen, sich, in ein anderes Material implantiert, doch unterscheiden können.

Welchen Einfluss die Eigenschaften des Materials, die Oberflächenstrukturen der Pfannenmodelle oder die gewählte Presspassung auf die resultierende Primärstabilität haben, ist hier nicht abschließend zu beantworten und sollte weiter untersucht werden.

6.3. Beurteilung der Verformung

Bei allen fünf Pfannenmodellen konnte während des Einbringens der Schraube eine Verformung beobachtet werden. Die Schraube wurde in diesem Experiment von Hand, also nicht standardisiert mit einem Drehmomentschlüssel angezogen. Dieses Vorgehen sollte die Subjektivität und Variabilität bei verschiedenen Operationen demonstrieren. Durch diese unterschiedliche Kraft beim Anziehen ist es allerdings nahezu unmöglich, reproduzierbare Werte in der Verformung zu beobachten. Dies könnte eine Erklärung für die breite Streuung auch innerhalb der einzelnen Pfannenmodelle sein. Aufgrund der recht großen Standardabweichung der Werte erscheint eine explorative Betrachtung der Verformung bezüglich der Verformungsrichtung, jedoch keine Bewertung der Absolutwerte sinnvoll.

Gemäß initialer Vermutung würde eine Ovalisierung in Richtung der Kraft der eingebrachten Schraube stattfinden. Für die Überprüfung dieser Hypothese ergab sich die Schwierigkeit, dass die Sensoren die Verformung nicht direkt am Eintrittspunkt der Schraube messen konnten. Im ursprünglichen Messaufbau fand sich 22,5° ventral und

dorsal des Eintrittspunkts der Schraube jeweils ein Sensor. Um in diesem Experiment das Einbringen der Schraube zu ermöglichen, mussten diese beiden Sensoren aus dem Versuchsaufbau entfernt werden. Die nächsten Sensoren befanden sich daher $67,5^\circ$ von der eingebrachten Schraube und damit weiter vom Punkt der vermuteten maximalen Verformung nach außen entfernt.

Bei einer symmetrischen Verformung mit maximalem Durchmesser in Richtung der Zugrichtung der Schraube wären in den Sensoren 1 und 6 ähnliche Veränderungen zu erwarten gewesen, da sie den gleichen Abstand zum Ort der maximalen Belastung aufwiesen. Dies war allerdings nicht der Fall. Vor allem die Verformung nach innen zeigte in allen Pfannenmodellen an den ventralen Sensoren (Sensor 1 und 2) die betragsmäßig höchsten Werte, an Sensor 6 einige der niedrigsten. Insgesamt zeigte sich die Verformung nach außen in allen Pfannenmodellen über alle Sensoren hinweg recht gleichmäßig verteilt. Es konnte keine eindeutige Achse der maximalen Verformung nach außen festgestellt werden.

Bei Betrachtung der Durchmesseränderung in den Achsen 1 und 2 zeigten sich in allen Pfannenmodellen im Mittel betragsmäßig größere Durchmessererklärerungen als Durchmesserergrößerungen. Dies war angesichts der Vermutung einer Ovalisierung der Pfanne in Richtung der Kraft der Schraube zu erwarten gewesen, da sich die gemessenen Achsen in einem Winkel von $67,5^\circ$ und $112,5^\circ$ zu der Richtung der Belastung befanden. Allerdings zeigte sich auch bei diesen Werten eine große Standardabweichung, sodass sie eher als explorativ zu werten sind.

In der Studie von Jin et al. [2006] konnte gezeigt werden, dass die Verformung der Pfanne mit steigender Dichte des Knochenschauams in den sie implantiert wird sowie mit steigender Durchmesserdifferenz von Pfanne und Kavität zunimmt. Der in der Studie von Jin et al. verwendete Schaum wies im Vergleich zu dem in dieser Studie verwendeten Schaum von ROHACELL® eine höhere Dichte und auch einen höheren Elastizitätsmodul auf. In der Studie wurde ein weiterer Polyurethanschaum verwendet, der eine ähnliche Dichte wie der Schaum von ROHACELL® aufwies, dessen Elastizitätsmodul allerdings darunter lag. Hier zeigte sich bei einer Presspassung von 1 mm eine Durchmesseränderung von 16 – 22 μm und bei einer Presspassung von 2 mm eine Veränderung von 56 μm . Im Vergleich dazu zeigten sich in dem hier durchgeführten Experiment Durchmesseränderungen zwischen 9 μm und 42 μm . Die in dem hier durchgeführten Experiment gemessene Durchmesseränderung durch das Einbringen

der Schraube liegt also in einem ähnlichen Bereich wie die Durchmesseränderung, die in der Studie von Jin et al. bei der Implantation gemessen wurde. Da in dem hier durchgeführten Experiment die Verformung anhand der bereits implantierten Pfannen gemessen wurde, kann keine Aussage zu der Verformung der Pfanne durch die Implantation getroffen werden.

In der Studie von Jin et al. wurden Metall-auf-Metall-Prothesen untersucht, bei denen die implantierte Pfanne und der Prothesenkopf direkt miteinander artikulierten, ohne durch ein Inlay getrennt zu sein. Der diametrale Abstand bei diesen Prothesen soll für eine gute Artikulation zwischen 80 μm und 120 μm betragen. Eine Deformation der Pfannen könnte einen Einfluss auf diesen Abstand und damit auf die Artikulation der beiden Gleitpartner haben. In der Studie zeigte sich bis zu einer Durchmesseränderung von 75 μm eine gute Artikulation der beiden Gleitpartner, allerdings war hier der Kontakt zwischen Pfannenpol und Knochen bereits nicht mehr gegeben. Ab einer Durchmesseränderung von 103 μm war die Artikulation eingeschränkt.

Im Vergleich zu diesen Studien war die Deformation des hier betrachteten Experiments recht klein. Mit Werten zwischen 9 μm und 42 μm befanden sich die gemessenen Durchmesseränderungen unterhalb der von Jin et al. als kritisch erachteten Grenze. Außerdem artikulieren die in diesem Experiment versorgten Pfannen nicht direkt mit dem Prothesenkopf. Stattdessen ist ein Inlay, meist aus Polyethylen, den beiden Gleitpartnern zwischengelagert. Dieses Inlay kann sich durch seine Materialbeschaffenheit an die Verformung der Pfanne anpassen [Messer-Hannemann et al. 2019] und vermutlich als Ausgleich auch von potenziell größeren Verformungen der Pfanne dienen, sodass die Artikulation hierdurch nicht zwingend eingeschränkt sein muss. Um sicher zu gehen, dass die Artikulation im Hüftgelenk durch die Verformung der Pfannen nicht eingeschränkt wird, sollten weitere Untersuchungen angestellt werden.

6.4. Vergleich der Pfannen bezüglich der Verformung

Es konnten keine signifikanten Unterschiede in der Verformung der verschiedenen Pfannenmodelle gefunden werden. In verschiedenen Studien konnte der Einfluss der Wanddicke auf die Verformung der Pfannenimplantate bei Implantation gezeigt werden. [Goebel et al. 2013; Jin et al. 2006; Yew et al. 2006]. Daher lag die Vermutung nahe, dass auch in diesem Experiment die Pfannenmodelle, die sich in ihrer Wanddicke

unterschieden, Unterschiede in der Verformung zeigen würden. Im Mittel zeigten sich Unterschiede in der Gesamtverformung, allerdings waren diese nicht signifikant. Von Seeger et al. [2020] konnte bereits gezeigt werden, dass die Kraft, mit der die Schraube angezogen wird, positiv mit der resultierenden Verformung der Pfanne korreliert. Dort war die Kraft, die zum Einbringen der kranialen Schraube aufgebracht wurde, allerdings durch einen Drehmomentschlüssel standardisiert und so bei Wiederholungsmessungen vergleichbar. Da die Schraube in dem vorliegenden Experiment von Hand angezogen wurde, variierte die Kraft auch in den Wiederholungsmessungen innerhalb eines Pfannenmodells. Die resultierenden Werte für die Verformung zeigten eine große Standardabweichung. Dies könnte ein dafür Grund sein, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den Verformungen der Pfannenmodelle gezeigt werden konnten. Um die verschiedenen Modelle sinnvoll untereinander vergleichen zu können, sollte die Verformung unter Einbringen der Schraube zum Beispiel mit einem Drehmomentschlüssel erfolgen. Außerdem sollte auch hier die Stichprobengröße erhöht werden, um reliable Werte zu erlangen (s. o.).

6.5. Vergleich der Mikrorelativbewegung vor und nach Einbringen der Schraube

In der Analyse der Mikrorelativbewegungen der unterschiedlichen Pfannenmodelle im Vergleich vor und nach Einbringen der Schraube zeigte sich, trotz einer Tendenz der Mittelwerte, kein signifikanter Unterschied. Diese Ergebnisse decken sich mit den Untersuchungen von Ahmed et al. [2020]. In der bereits oben beschriebenen Studie wurde neben dem Vergleich verschiedener Kunstknochenmodelle auch der Einfluss von eingebrachten Schrauben auf die Primärstabilität der Allofit[®] und der Ecofit[®] untersucht und verglichen. In dem Kunstknochenmodell von ROHACELL[®] konnte bei keiner der beiden Pfannen ein Unterschied in der Mikrorelativbewegung vor und nach Einbringen einer oder mehrerer Schrauben festgestellt werden. In dem Kunstknochenmodell von Sawbones[®], das eine geringere Knochenqualität simulierte, zeigten sich bei der Allofit[®] allerdings signifikante Unterschiede im Vergleich vor und nach Einbringen einer Schraube.

Diese Untersuchung können als Hinweis darauf interpretiert werden, dass das zusätzliche Einbringen einer Schraube in guter Knochenqualität keinen großen Einfluss auf die

Primärstabilität hat. In schlechter Knochenqualität hingegen könnte der Einfluss signifikant sein.

In einer Studie von Tabata et al. [2015] wurde der Einfluss der Presspassung sowie der Einfluss einer Fixierung mit Schrauben auf die Primärstabilität eines Acetabulummodells in Kunstknochen überprüft. Es wurden Pfannen mit 0 mm, 0,5 mm und 1 mm Presspassung implantiert, ihre Primärstabilität gemessen und diese Pfannen mit bis zu sechs Schrauben versehen. Danach wurde erneut die Primärstabilität gemessen. Hierbei zeigte sich, dass die Pfanne mit der Presspassung von 1 mm unabhängig von der Schraubenzahl eine höhere Primärstabilität aufwies als die Pfannen mit einer geringeren Presspassung. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass die Primärstabilität vor allem durch das Ausmaß der Presspassung beeinflusst wird. Die Schrauben hatten vor allem dann einen großen Einfluss, wenn die Primärstabilität durch die Presspassung nicht gegeben war.

In der hier durchgeführten Studie zeigte sich über alle Pfannenmodelle hinweg kein signifikanter Unterschied zwischen der Primärstabilität vor und nach Einbringen der Schraube. Im Kontext der oben genannten Studien lässt sich vermuten, dass die simulierte Knochenqualität des Kunstknochenmodells so gut war, dass das zusätzliche Einbringen einer Schraube keinen weiteren Zugewinn in der Primärstabilität brachte. Die Presspassung von 1–1,5 mm bewegte sich im gleichen beziehungsweise höheren Bereich als in der Studie von Tabata et al. und scheint damit eine gute Grundlage für eine hohe Primärstabilität zu liefern.

Aus verschiedenen Studien geht hervor, dass das zusätzliche Versorgen von Presspassungs-Pfannen-Modellen mit Schrauben nicht notwendig ist, um eine ausreichende Primärstabilität zu erreichen [Iorio et al. 2010; Roth et al. 2006; Schmalzried et al. 1994]. Es zeigte sich außerdem in einer Studie von Won et al. [1995] teilweise eine verringerte Mikrorelativbewegung auf der Seite der Schraube, aber eine erhöhte Bewegung auf der Gegenseite. Die Messung erfolgte *in vitro* an humanen *Acetabula*. In der hier durchgeführten Studie wurde die Mikrobewegung nur an einem Punkt des Acetabulummodells mit 90° Abstand zum Eintritt der Schraube gemessen. Es ist also vorstellbar, dass an diesem Punkt keine veränderte Mikrorelativbewegung stattfand, sich die Bewegung am Eintrittspunkt der Schraube oder auf der gegenüberliegenden Seite tatsächlich verändert hat. Um diese Hypothese zu untersuchen, sollte die Mikrobewegung der Pfanne an unterschiedlichen Punkten des Pfannenrandes

gemessen werden. Interessant wäre es außerdem, weiter zu untersuchen, in welchem Ausmaß der Einfluss der Schraube von der Presspassung und der Knochenqualität beeinflusst wird.

Der Zweck des Einbringens einer zusätzlichen Schraube in ein Acetabulummodell ist das Erhöhen der Primärstabilität. In diesem Experiment konnte dieser positive Einfluss der Schraube nicht gezeigt werden. Das zusätzliche Einbringen einer Schraube, um die Primärstabilität in Presspassungs-Pfannen zu erhöhen, sollte daher kritisch geprüft werden.

6.6. Verformung und Mikrobewegung

Es konnte in allen Pfannen eine Verformung durch das Einbringen der Schraube festgestellt werden. Einen Einfluss dieser Schraube und damit auch der Verformung auf die Mikrorelativbewegung konnte allerdings nicht festgestellt werden. Ob die Verformung dennoch einen Einfluss auf das Ergebnis der endoprothetischen Versorgung hat, sollte Gegenstand weiterer Untersuchungen sein.

6.7. Limitationen

Mit der Verwendung des Kunstknorpels kann im Vergleich zu humanen Präparaten ein hoher Grad an Standardisierung erreicht werden. Gleichzeitig kann ein synthetisches Material niemals gänzlich die Struktur und die Komplexität menschlichen Knochens nachbilden.

Die Entscheidung für den Knorpel wurde auf Grundlage der Ergebnisse für die Dichte und den Elastizitätsmodul der Studie von Thomson et al. [2004] getroffen. In dieser Studie wurde die Eigenschaften des *Acetabulum*s anhand des entfetteten Knochens bestimmt. In anderen Studien zeigte sich, dass der gemessene Elastizitätsmodul an „nassem Knochen“ niedriger ist als an getrocknetem [Wolfram et al. 2010]. Da auch der hier verwendete Knorpel in trockenem Zustand eingesetzt wurde, ist die Überlegung, den Elastizitätsmodul am getrockneten *Acetabulum* zu orientieren, sinnvoll. Die Übertragbarkeit der gemessenen Mikrorelativbewegung auf den vitalen Knochen ist durch diese unterschiedlichen Eigenschaften allerdings reduziert.

Ahmed et al. [2020] verglichen in einer Studie zwei verschiedene Kunstknochenmodelle miteinander, die sich in Dichte, Porosität und Elastizitätsmodul unterschieden. Der auch in der hier beschriebenen Studie verwendete Knochenschaum von ROHACELL® simulierte hierbei eine gute Knochenqualität, der Knochenschaum von Sawbones® sollte eine schlechtere Knochenqualität, beispielsweise einen osteoporösen Knochen, simulieren. Die Presspassung lag bei beiden überprüften Pfannenmodellen bei 1,5 mm. Ahmed et al. beobachteten, dass das Modell Allofit® in dem Knochenmodell von Sawbones® stets eine höhere Mikrorelativbewegung zeigte als in dem Knochenschaum von ROHACELL®. Diese Untersuchung zeigt, dass die Mikrorelativbewegung der Pfannen von dem Material abhängig ist, in das sie implantiert werden. Welchen Anteil die verschiedenen Materialeigenschaften an den Ergebnissen haben, ist aus diesen Beobachtungen nicht zu schließen.

Dass auch die Dichte des Knochenersatzmaterials, in das die Pfannen implantiert werden, für ihre Mikrorelativbewegung eine Rolle spielen, zeigte eine Studie von Crosnier et al. [2014]. Mithilfe zweier Polyurethanschäume, die sich in ihrer Dichte unterschieden, sollten normale und osteoporotische Knochenqualität simuliert werden. Es konnte gezeigt werden, dass die Primärstabilität der Pfannen im Schaum mit der geringeren Dichte erhöht war. Die Dichte des Kunstknochenmodells scheint also einen entscheidenden Einfluss auf die Primärstabilität zu haben.

In der Literatur werden verschiedene weitere Materialeigenschaften für die Vergleichbarkeit mit menschlichem Knochen herangezogen. So wird neben der Dichte des Materials [Adler et al. 1992; Beckmann et al. 2018; Crosnier et al. 2014] auch die Druckfestigkeit [Crosnier et al. 2014] und der Elastizitätsmodul [Ahmed et al. 2020; Jin et al. 2006; Yew et al. 2006; Zdero et al. 2023] betrachtet.

In welchem Ausmaß diese Faktoren die Vergleichbarkeit des Kunstknochenmodells mit humanem Knochen beeinflussen und wie sie gegebenenfalls miteinander interagieren, ist nicht sicher zu sagen. Die Weiterentwicklung von Kunstknochenmodellen ist wünschenswert, sodass die Übertragbarkeit der Untersuchungen *in vitro* auf die realen Bedingungen *in vivo* optimiert werden kann.

Aufgrund der Verwendung des standardisierten Materials sind die Vergleiche der Pfannen untereinander vermutlich aussagekräftig. Für die Absolutwerte der Mikrorelativbewegung der einzelnen Pfannen auch unter Einfluss der Schraube ergibt

sich eine begrenzte Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die Bedingungen *in vivo*. Um diese Limitation zu umgehen, könnten beispielsweise bovine Knochen oder humaner Knochen post-mortem verwendet werden.

Die untersuchten Pfannenmodelle unterschieden sich in mehreren Eigenschaften, wie etwa der Wanddicke und der Oberflächenstruktur. Auch die Presspassung war nicht bei allen Pfannen identisch. Um Aussagen über den Einfluss der verschiedenen Faktoren treffen zu können, wäre es sinnvoll, Pfannenmodelle zu untersuchen, die sich nur in einer Eigenschaft unterscheiden.

Diese Überlegungen zeigen, wie diffizil und multifaktoriell die Auswahl des richtigen Implantats sein kann. Die Vermutung liegt nahe, dass es kein Implantat gibt, das für alle Patienten die besten Ergebnisse in der Primärstabilität zeigt, sondern individuell auf Basis der Knochenqualität entschieden werden muss, welches Implantat das passende ist.

Die Einleitung der Kräfte erfolgte in Form von Reibungsdrehmomenten, da diese maßgeblich für die Mikrorelativbewegung sind [Schröder 2013]. Andere Belastungen während des alltäglichen Gangs, wie zum Beispiel die Druckbelastung, werden hier außer Acht gelassen.

Des Weiteren wurden in diesem Versuchsaufbau nur die wirkenden Reibungsdrehmomente während des physiologischen Gangs betrachtet. Zu den alltäglichen Bewegungen gehören allerdings auch stärkere Belastungen, z. B. Treppensteigen, auf einem Bein stehen oder schnelleres Gehen. Um eine möglichst realistische Einschätzung der Primärstabilität der Pfannenmodelle *in vivo* treffen zu können, sollten auch diese stärkeren Belastungen in den Aufbau zukünftiger Untersuchungen integriert werden.

Eine Limitation der Messung der Verformung der Pfannenmodelle ergibt sich aus dem subjektiven Anziehen der Schraube per Hand. Diese Subjektivität war beabsichtigt, um die Varianz in verschiedenen Operationen zu simulieren. Sie führt allerdings zu einer verringerten Vergleichbarkeit der Pfannen untereinander. Um die einzelnen Pfannenmodelle sinnvoll vergleichen zu können, sollte das Einbringen der Schraube mithilfe eines Drehmomentschlüssels erfolgen, wie er heute schon häufig in der Orthopädie verwendet wird [Mehren et al. 2021; Siekmann und Klima 2013].

Da die Verformung der Pfanne während des Einbringens der Schraube gemessen wurde, ist außerdem nicht eindeutig zu klären, ob diese Verformung durch den aufgetragenen Druck während des manuellen Einbringens oder tatsächlich durch den Zug der Schraube zustande kam. Eine Messung der persistierenden Verformung nach Einbringen der Schraube könnte hier sinnvoll sein.

Die Verformung der Pfannen konnte aufgrund des Versuchsaufbaus nicht direkt an der Eintrittsstelle der Schraube gemessen werden. Die Sensoren, die sich im ursprünglichen Aufbau nah an dem Schraubenloch befunden hätten, mussten für das Einbringen der Schraube entfernt werden. Um eine genauere Erfassung der Verformung zu ermöglichen, sollte der Messaufbau so verändert werden, dass die Sensoren näher an den Ort der maximalen Krafteinwirkung, und damit vermutlich den Ort der größten Verformung, reichen.

Eine weitere Limitation in dieser experimentellen Studie stellt die kleine Stichprobengröße dar. Dass Unterschiede von verschiedenen Pfannenmodellen in der Mikrorelativbewegung durch die verwendete Messmethode detektiert werden können, wurde bereits durch Jahnke et al. [2019] gezeigt. Auch in dieser Studie zeigten sich Unterschiede in den Mittelwerten der verschiedenen Pfannenmodelle, diese waren allerdings nicht statistisch signifikant.

Ein Grund hierfür kann die geringe Stichprobengröße sein. Bei einer Stichprobe von $n = 4$ hat jeder Wert einen großen Einfluss auf die Gesamtstatistik. Anhand der Daten ist eine recht große Variabilität in den Mikrorelativbewegungen in den einzelnen Gruppen zu erkennen. Wenn eine hohe Variabilität gegeben ist, braucht es eine größere Stichprobe, um einen möglichen Effekt zu detektieren [Acheson 2022]. Bei multiplen Testungen muss außerdem das Signifikanzniveau angepasst werden. Um bei diesem strengeren Alpha-Niveau trotzdem signifikante Ergebnisse zu beobachten, muss wiederum die Stichprobenzahl vergrößert werden. Um reliable Aussagen über die Mikrorelativbewegung der einzelnen Pfannenmodelle zu treffen, sollte also ein größerer Stichprobenumfang gewählt werden. Aus der geringen Stichprobenzahl resultierte außerdem die Notwendigkeit der Verwendung nicht-parametrischer Tests, die im Vergleich zu parametrischen Tests ein höheres Risiko aufweisen, tatsächlich signifikante Unterschiede nicht zu detektieren [Gao 2024].

7 Fazit und Ausblick

Die Intention des Einbringens einer zusätzlichen Schraube in eine Hüftpfannenprothese ist das Erhöhen der Primärstabilität. In diesem Experiment konnte dieser positive Einfluss der Schraube nicht gezeigt werden. Damit reiht sich diese Untersuchung in die Ergebnisse anderer experimenteller und klinischer Studien ein [García-Rey 2017; Minten et al. 2016; Pepe et al. 2017; Roth et al. 2006; Schmalzried et al. 1994]. Ein zusätzliches Einbringen von Schrauben zeigt bei suffizienter Knochenqualität keinen Nutzen und sollte deshalb vermieden werden, um die Operationszeit so kurz wie möglich zu halten und vermeidbare Risiken auszuschließen.

Es ist dabei wichtig zu erwähnen, dass diese Ergebnisse durch die experimentellen Bedingungen nur limitiert auf die Umstände *in vivo* übertragbar sind. Faktoren wie Knochenqualität sind von Mensch zu Mensch sehr unterschiedlich und können dadurch mit unterschiedlichen Ansprüchen an das operative Vorgehen einhergehen. So ist vorstellbar, dass bei einer Patientin mit schlechter Knochenqualität eine hohe Presspassung und eine eventuelle zusätzliche Verschraubung bessere Ergebnisse liefern als eine alleinige Presspassungs-Implantation. Dieses Vorgehen könnte allerdings bei einem Patienten mit guter Knochenqualität sogar zu einer verringerten Primärstabilität führen, da die vergrößerte Presspassung zu einer unvollständigen Implantation des Pfannenmodells in das vorgefräste *Acetabulum* führen könnte [Adler et al. 1992]. Diese Überlegungen zeigen, wie komplex und individuell die Auswahl des richtigen Implantats und die Entscheidung über das Einbringen einer zusätzlichen Schraube sein können. Die einzelnen Faktoren, die die Grundlage für die individuelle Entscheidungsfindung bilden, sollten separat untersucht werden, um für jeden Patienten die bestmöglichen Voraussetzungen für eine langlebige Endoprothese zu schaffen.

Es konnte bei allen Prothesen zwar eine Verformung durch das Einbringen einer Schraube nachgewiesen werden, es zeigte sich allerdings kein Einfluss dieser Verformung auf die Mikrorelativbewegung. Ob diese Verformung einen Einfluss auf die Passgenauigkeit des Inlays hat und ob dieser Einfluss die Artikulation der beiden Gleitpartner beeinträchtigen könnte, sollte Gegenstand weiterer Untersuchungen sein.

Abstract

The main cause for hip arthroplasty revision is aseptic loosening, particularly of the acetabular component. Effective osseointegration is essential for preventing this complication in cementless implants. Primary stability is one of the key factors to make osseointegration possible. This *in vitro* study evaluates the potential deformation of the acetabular cup caused by the pressure of a cranially inserted screw and its impact on primary stability. Five different pressfit cups were implanted into artificial bone models. They were tested for primary stability under the influence of three-dimensional torques simulating the physiological gait cycle measuring micro-relative motions between implant and bone model. High-resolution sensors in the cups detected deformation during manual screw insertion. Results indicated that while all cups showed deformation upon screw insertion, the micro-relative motion decreased on average in the REVISIO S SYSTEM[®], Ecofit[®] and EPORE[®] but increased in the Allofit[®] and DELTA TT[®]. However, these differences were not statistically significant, indicating no correlation between the extent of deformation and changes in micro-relative motion. Given that the intended improvement in primary stability was not achieved in any of the cup models, further investigations are needed. This study highlights the need to assess the clinical benefits of adding a cranial screw in hip arthroplasty to avoid unnecessary surgical steps and reduce the risk of aseptic loosening. The potential impact of implant deformation by screw insertion on surgical outcomes should be subject to further evaluation.

Zusammenfassung

Die Hauptursache für Revisionen von Hüftendoprothesen ist die aseptische Lockerung. Ein wichtiger Faktor, um diese Komplikation bei zementfreien Implantaten zu verhindern, ist eine gute Osteointegration. Grundlage hierfür ist die Primärstabilität insbesondere der acetabulären Komponente. Bei der Hüftpfanne soll das zusätzliche Einbringen einer kranialen Schraube für mehr Stabilität sorgen. Allerdings ist vorstellbar, dass das Implantat durch den punktuellen Druck der Schraube verformt werden und damit die Kongruenz des Implantats mit dem vorher gefrästen Knochen nicht mehr gegeben sein könnte. Hierdurch könnte wiederum die Primärstabilität beeinflusst werden. Diese potenzielle Verformung und ihr Einfluss auf die Primärstabilität im Knochen sollen in dieser *in vitro* Analyse in fünf verschiedenen Presspassungs-Hüftpfannen untersucht werden.

Die Hüftpfannen wurden in ein Kunstknochenmodell implantiert und unter Einleitung von Drehmomenten, die den physiologischen Gang simulieren, auf Primärstabilität in Form von Mikrorelativbewegung des Implantats in Relation zum Knochenmodell geprüft. Anschließend wurde während des Einbringens der kranialen Schraube von Hand durch in die Pfanne eingeklebte hochauflösende Messfühler die Verformung der verschiedenen Pfannen und daraufhin erneut die Primärstabilität gemessen.

Bei allen Hüftpfannen zeigte sich beim Einbringen der Schraube eine Verformung. Die Mikrorelativbewegung nach Einbringen der Schraube sank im Mittelwert bei der REVISIO S SYSTEM[®], Ecofit[®] and EPORE[®] und stieg bei der Allofit[®] and DELTA TT[®] an. Diese Unterschiede waren allerdings nicht signifikant. Ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Ausmaß der Verformung und der Veränderung der Mikrorelativbewegung ließ sich daher nicht feststellen. Da der gewünschte Effekt einer verbesserten Primärstabilität durch das Einbringen einer Schraube bei zwei der fünf Pfannenmodelle nicht eintrat, sondern sich die Primärstabilität im Mittel sogar verringerte, sollte der Nutzen dieser Schraube Inhalt weiterer Untersuchungen sein, um unnötige Operationsschritte und ein erhöhtes Risiko für aseptische Lockerungen zu vermeiden. Ebenfalls sollte ein möglicher Effekt der ermittelten Vorformung der Implantate durch das Einbringen einer kranialen Schraube auf das Ergebnis des Eingriffs weiter überprüft werden.

Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1: Vereinfachte Darstellung des menschlichen Hüftgelenks</i>	5
<i>Abbildung 2: Allofit[®] der Firma Zimmer GmbH</i>	19
<i>Abbildung 3: REVISIO[®] S SYSTEM der Firma AQ Solutions GmbH</i>	20
<i>Abbildung 4: Ecofit[®] EPORE[®] der Firma Implantcast GmbH</i>	21
<i>Abbildung 5: Ecofit[®] der Firma Implantcast GmbH</i>	22
<i>Abbildung 6: DELTA TT der Firma Lima Corporate</i>	23
<i>Abbildung 7: Knochenschaum mit einliegender Fräse</i>	24
<i>Abbildung 8: Präparation des Kunstknorpelschaums mit hemisphärischen Fräsen</i>	25
<i>Abbildung 9: Präparierter Kunstknorpelschaum mit kranialer Aussparung (dichtegeminderter Bereich) und caudaler Aussparung (Incisura acetabuli)</i>	26
<i>Abbildung 10: Hüftpfannensimulator mit drei Motoren (x-, y- und z-Ebene) und drei Messpins zur Messung der Mikrorelativbewegung</i>	30
<i>Abbildung 11: Messpin im Knochenschaum mit Aluminiummesswürfel und Messrahmen mit drei Wirbelstromsensoren pro Würfelseite</i>	32
<i>Abbildung 12: Verformungsmesssystem nach Einbringen in das Pfannenmodell. Messrahmen mit sechs Sensoren mit jeweils einem Kern. Aufgeschraubt auf den Messring</i>	35

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Messprotokoll der Mikrorelativbewegung vor Einbringen der Schraube</i>	<i>33</i>
<i>Tabelle 2: Messprotokoll gesamt, Abkürzungen: Gangzyklen (GZ).....</i>	<i>36</i>
<i>Tabelle 3: Maximale Werte der sechs Sensoren nach innen und nach außen und maximale Gesamtverformung der Allofit® bei Einbringen der Schraube.....</i>	<i>42</i>
<i>Tabelle 4: Maximale Durchmesserergrößerung und -verkleinerung des Pfannenmodells Allofit®</i>	<i>44</i>
<i>Tabelle 5: Maximale Werte der sechs Sensoren nach innen und nach außen und maximale Gesamtverformung der REVISIO S SYSTEM® bei Einbringen der Schraube.....</i>	<i>45</i>
<i>Tabelle 6: Maximale Durchmesserergrößerung und -verkleinerung des Pfannenmodells REVISIO S SYSTEM®</i>	<i>46</i>
<i>Tabelle 7: Maximale Werte der sechs Sensoren nach innen und nach außen und maximale Gesamtverformung der Ecofit® bei Einbringen der Schraube</i>	<i>47</i>
<i>Tabelle 8: Maximale Durchmesserergrößerung und -verkleinerung des Pfannenmodells Ecofit®.</i>	<i>48</i>
<i>Tabelle 9: Maximale Werte der sechs Sensoren nach innen und nach außen und maximale Gesamtverformung der EPORE® bei Einbringen der Schraube</i>	<i>49</i>
<i>Tabelle 10: Maximale Durchmesserergrößerung und -verkleinerung des Pfannenmodells EPORE®</i>	<i>50</i>
<i>Tabelle 11: Maximale Werte der sechs Sensoren nach innen und nach außen und maximale Gesamtverformung der DELTA TT® bei Einbringen der Schraube</i>	<i>51</i>
<i>Tabelle 12: Maximale Durchmesserergrößerung und -verkleinerung des Pfannenmodells DELTA TT®.</i>	<i>52</i>
<i>Tabelle 13: Maximale Gesamtverformung in μm der einzelnen Pfannenmodelle zum Zeitpunkt $\max(t)$..</i>	<i>53</i>
<i>Tabelle 14: Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells Allofit®</i>	<i>54</i>
<i>Tabelle 15: Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells REVISIO S SYSTEM®</i>	<i>56</i>
<i>Tabelle 16: Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells Ecofit®</i>	<i>57</i>
<i>Tabelle 17: Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells EPORE®</i>	<i>58</i>
<i>Tabelle 18: Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells DELTA TT®</i>	<i>59</i>
<i>Tabelle 19: Signifikanzen des Kruskal-Wallis-Tests im Vergleich der verschiedenen Bewegungsformen der fünf Pfannenmodelle.....</i>	<i>65</i>
<i>Tabelle 20: Ergebnisse der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests im Vergleich der Bewegungsformen vor und nach Einbringen der Schraube</i>	<i>67</i>

Diagrammverzeichnis

<i>Diagramm 1: Maximalwerte der Verformung der Allofit®</i>	42
<i>Diagramm 2: Darstellung der Achsen 1 und 2 zwischen den Sensorpaaren</i>	43
<i>Diagramm 3: Maximalwerte der Verformung der REVISIO S SYSTEM®</i>	45
<i>Diagramm 4: Maximalwerte der Verformung der Ecofit®</i>	47
<i>Diagramm 5: Maximalwerte der Verformung der EPORE®</i>	49
<i>Diagramm 6: Maximalwerte der Verformung der DELTA TT®</i>	51
<i>Diagramm 7: Boxplots der Werte für die Verformung während des Einbringens der Schraube bei allen fünf Pfannenmodellen</i>	53
<i>Diagramm 8: Boxplots der Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells Allofit®</i>	55
<i>Diagramm 9: Boxplots der Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells REVISIO S SYSTEM®</i>	56
<i>Diagramm 10: Boxplots der Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells Ecofit®</i>	57
<i>Diagramm 11: Boxplots der Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells EPORE®</i>	58
<i>Diagramm 12: Boxplots der Mikrorelativbewegung des Pfannenmodells DELTA TT®</i>	59
<i>Diagramm 13: Boxplots der Mikrorelativbewegung der Bewegungsform Rotation aller fünf Pfannenmodelle</i>	60
<i>Diagramm 14: Boxplots der Mikrorelativbewegung der Bewegungsform Translation aller fünf Pfannenmodelle</i>	61
<i>Diagramm 15: Boxplots der Mikrorelativbewegung der Bewegungsform Gesamtbewegung aller fünf Pfannenmodelle</i>	62

Literaturverzeichnis

- 1 Aaron, R. [2020]. Osteolysis and Implant Loosening. In: Orthopaedic Basic Science: Foundations of Clinical Practice 5, Philadelphia, United States, S. 182–195, URL: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/unigiessen/detail.action?docID=6561642>.
- 2 Acheson, A. [2022]. Sample size. In: The SAGE Encyclopedia of Research Design 2 ed., Vol. 4, SAGE Publications, Inc., California, United States, S. 1453, doi:10.4135/9781071812082.
- 3 Adler, E., Stuchin, S. A. und Kummer, F. J. [1992]. Stability of press-fit acetabular cups. *The Journal of Arthroplasty* 7, 295–301, doi:10.1016/0883-5403(92)90052-R.
- 4 Ahmed, G. A., Auge, L., Loke, J., Fonseca Ulloa, C. A., Fölsch, C., Rickert, M., Ishaque, B. A. und Jahnke, A. [2020]. How screw connections influence the primary stability of acetabular cups under consideration of different bone models. *Journal of Orthopaedics* 21, 302–308, doi:10.1016/j.jor.2020.05.020.
- 5 Albrektsson, T. und Johansson, C. [2001]. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *European Spine Journal* 96–101, doi:10.1007/s005860100282.
- 6 Amirouche, F., Solitro, G., Broviak, S., Gonzalez, M., Goldstein, W. und Barmada, R. [2014]. Factors influencing initial cup stability in total hip arthroplasty. *Clinical Biomechanics* 29, 1177–1185, doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.09.006.
- 7 AQ Solutions GmbH [2019]. 2019 REVISIO® Revisionspfannen-System - AQ Solutions, URL: <https://www.aq-solutions.de/revisio-revisionspfannen-system.html> [Stand März 2022].
- 8 Barrack, R. L., Mulroy JR, R. D. und Harris, W. H. [1972]. Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty: A 12-year radiographic review. *The Journal of Bone and Joint Surgery*.
- 9 Beckmann, N. A., Bitsch, R. G., Bormann, T., Braun, S. und Jaeger, S. [2019]. Titanium Acetabular Component Deformation under Cyclic Loading. *Materials* 13, 52, doi:10.3390/ma13010052.

- 10 Beckmann, N. A., Jaeger, S., Janoszka, M. B., Klotz, M. C., Bruckner, T. und Bitsch, R. G. [2018]. Comparison of the Primary Stability of a Porous Coated Acetabular Revision Cup With a Standard Cup. *The Journal of Arthroplasty* 33, 580–585, doi:10.1016/j.arth.2017.09.023.
- 11 Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J. und Duda, G. N. [2001]. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics* 34, 859–871, doi:10.1016/S0021-9290(01)00040-9.
- 12 Bonferroni, C. [1936]. Teoria statistica delle classi e calcolo delle probabilita. *Pubblicazioni del R Istituto Superiore di Scienze Economiche e Commerciali di Firenze* 8, 3–62.
- 13 Brockett, C., Williams, S., Jin, Z., Isaac, G. und Fisher, J. [2007]. Friction of total hip replacements with different bearings and loading conditions. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 81B, 508–515, doi:10.1002/jbm.b.30691.
- 14 Bucholz, R. W. [2014]. Indications, techniques and results of total hip replacement in the united states. *Revista Médica Clínica Las Condes* 25, 756–759, doi:10.1016/S0716-8640(14)70103-8.
- 15 Cameron, H. U., Pilliar, R. M. und Macnab, I. [1973]. The effect of movement on the bonding of porous metal to bone. *Journal of Biomedical Materials Research* 7, 301–311, doi:10.1002/jbm.820070404.
- 16 Charnley [1961]. Arthroplasty of the hip: a new operation. *The Lancet*, doi:10.1016/s0140-6736(61)92063-3.
- 17 Charnley, J. [1979]. Femoral Prostheses — Theory. In: *Low Friction Arthroplasty of the Hip: Theory and Practice*, Hrsg. Charnley, J. Springer, Berlin, Heidelberg, S. 111–124, doi:10.1007/978-3-642-67013-8_10.
- 18 Crosnier, E. A., Keogh, P. S. und Miles, A. W. [2014]. A novel method to assess primary stability of press-fit acetabular cups. *Proc Inst Mech Eng H* 228, 1126–1134, doi:10.1177/0954411914557714.
- 19 Crosnier, E. A., Keogh, P. S. und Miles, A. W. [2016]. The effect of dynamic hip motion on the micromotion of press-fit acetabular cups in six degrees of freedom.

- Medical Engineering & Physics 38, 717–724, doi:10.1016/j.medengphy.2016.04.014.
- 20 Curtis, M. J., Jinnah, R. H., Wilson, V. D. und Hungerford, D. S. [1992]. The initial stability of uncemented acetabular components. *J Bone Joint Surg Br* 74, 372–376, doi:10.1302/0301-620X.74B3.1587880.
- 21 Damm, P., Dymke, J., Ackermann, R., Bender, A., Graichen, F., Halder, A., Beier, A. und Bergmann, G. [2013]. Friction in Total Hip Joint Prosthesis Measured In Vivo during Walking. *PLoS One* 8, e78373, doi:10.1371/journal.pone.0078373.
- 22 Derrick, B. und White, P. [2017]. Comparing two samples from an individual Likert question. *International Journal of Mathematics and Statistics* 18, URL: <https://uwe-repository.worktribe.com/output/882904> [Stand Januar 2024].
- 23 Diehl, P., Haenle, M., Bergschmidt, P., Gollwitzer, H., Schauwecker, J., Bader, R. und Mittelmeier, W. [2010]. Zementfreie Hüftendoprothetik: eine aktuelle Übersicht / Cementless total hip arthroplasty: a review. 55, 251–264, doi:10.1515/bmt.2010.037.
- 24 Dinno, A. [2015]. Nonparametric Pairwise Multiple Comparisons in Independent Groups using Dunn’s Test. *The Stata Journal* 15, 292–300, doi:10.1177/1536867X1501500117.
- 25 Dorr, L. D., Bechtol, C. O., Watkins, R. G. und Wan, Z. [2000]. Radiographic anatomic structure of the arthritic acetabulum and its influence on total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 15, 890–900, doi:10.1054/arth.2000.8323.
- 26 Dunn, O. J. [1961]. Multiple Comparisons Among Means. *Journal of the American Statistical Association* 56, 52–64, doi:10.2307/2282330.
- 27 Electricwala, A. J., Narkbunnam, R., Huddleston, J. I., Maloney, W. J., Goodman, S. B. und Amanatullah, D. F. [2016]. Obesity is Associated With Early Total Hip Revision for Aseptic Loosening. *The Journal of Arthroplasty* 31, 217–220, doi:10.1016/j.arth.2016.02.073.
- 28 Endoprothesenregister Deutschland [2023]. EPRD Jahresbericht 2023, EPRD Endoprothesenregister Deutschland, DE, URL: <https://doi.org/10.36186/reportepd082023> [Stand Februar 2024].
- 29 Endoprothesenregister Deutschland [2024]. EPRD Jahresbericht 2024, EPRD

- gGmbH, DE, URL: 10.36186/reporteprd102024 [Stand Februar 2025].
- 30 Evonik Operations GmbH [2024]. ROHACELL® HERO Product Information ROHACELL® WF/WF-HT - Product Information.
 - 31 Fei, C., Wang, P.-F., Wei, W., Qu, S.-W., Yang, K., Li, Z., Zhuang, Y., Zhang, B.-F. und Zhang, K. [2020]. Relationship between use of screws and acetabular cup stability in total hip arthroplasty: a meta-analysis. *J Int Med Res* 48, 0300060520903649, doi:10.1177/0300060520903649.
 - 32 Feng, X., Gu, J. und Zhou, Y. [2022]. Primary total hip arthroplasty failure: aseptic loosening remains the most common cause of revision. *American Journal of Translational Research* 14, 7080–7089.
 - 33 Ferguson, R. J., Palmer, A. J., Taylor, A., Porter, M. L., Malchau, H. und Glyn-Jones, S. [2018]. Hip replacement. *The Lancet* 392, 1662–1671, doi:10.1016/S0140-6736(18)31777-X.
 - 34 Flugsrud, G. B., Nordsletten, L., Espehaug, B., Havelin, L. I. und Meyer, H. E. [2007]. The effect of middle-age body weight and physical activity on the risk of early revision hip arthroplasty: A cohort study of 1,535 individuals. *Acta Orthopaedica* 78, 99–107, doi:10.1080/17453670610013493.
 - 35 Fuchs, J., Kuhnert, R. und Scheidt-Nave, C. [2017]. 12-Monats-Prävalenz von Arthrose in Deutschland., doi:10.25646/2709.
 - 36 Gao, X. [2024]. Nonparametric statistics. In: SAGE Publications, Inc., Thousand Oaks, S. 1078–1082, doi:10.4135/9781071812082.
 - 37 García-Rey, E. [2017]. Screws Are Not Needed when Secure Interference Fit of Uncemented Acetabular Components is Adequate: A 5- to 15-Year Follow-up with Clinical and Radiological Analysis. *HIP International* 27, 267–272, doi:10.5301/hipint.5000459.
 - 38 Gheduzzi, S. und Miles, A. W. [2007]. A review of pre-clinical testing of femoral stem subsidence and comparison with clinical data. *Proc Inst Mech Eng H* 221, 39–46, doi:10.1243/09544119JEIM129.
 - 39 Gluck, T. [1891]. The Classic: Report on the Positive Results Obtained by the Modern Surgical Experiment Regarding the Suture and Replacement of Defects of Superior Tissue, as well as the Utilization of Re-absorbable and Living Tamponade

- in Surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*® 469, 1528, doi:10.1007/s11999-011-1837-7.
- 40 Goebel, P., Kluess, D., Wieding, J., Souffrant, R., Bader, R., Heyer, H. und Sander, M. [2013]. The influence of head diameter and wall thickness on deformations of metallic acetabular press-fit cups and UHMWPE liners: a finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Science* 18, 264–270, doi:10.1007/s00776-012-0340-7.
- 41 Goodman, S., Wang, J.-S., Doshi, A. und Aspenberg, P. [1993]. Difference in bone ingrowth after one versus two daily episodes of micromotion: Experiments with titanium chambers in rabbits. *Journal of Biomedical Materials Research* 27, 1419–1424, doi:10.1002/jbm.820271109.
- 42 Goossens, Q., Pastrav, L. C., Mulier, M., Desmet, W., Vander Sloten, J. und Denis, K. [2020]. Two Different Methods to Measure the Stability of Acetabular Implants: A Comparison Using Artificial Acetabular Models. *Sensors* 20, 254, doi:10.3390/s20010254.
- 43 Goriainov, V., Jones, A., Briscoe, A., New, A. und Dunlop, D. [2014]. Do the Cup Surface Properties Influence the Initial Stability? *The Journal of Arthroplasty* 29, 757–762, doi:10.1016/j.arth.2013.07.007.
- 44 Greenwald, A. S. und Haynes, D. W. [1972]. Weight-bearing areas in the human hip joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume* 54-B, 157–163, doi:10.1302/0301-620X.54B1.157.
- 45 Grifka, J. [2021]. Behandlungsmethoden. In: *Orthopädie Unfallchirurgie*, Springer, Berlin, Heidelberg, S. 103–105, doi:10.1007/978-3-662-60520-2.
- 46 Grote, K.-H., Bender, B. und Göhlich, D. [2018]. *Dubbel: Taschenbuch für den Maschinenbau*, Springer, Berlin, Heidelberg, doi:10.1007/978-3-662-54805-9.
- 47 Halder, A. M., Stiehler, M. und Günther, K.-P. [2012]. Historie und Epidemiologie. In: *AE-Manual der Endoprothetik*, Hrsg. Claes, L., Kirschner, P., Perka, C., und Rudert, M. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, S. 1–20, doi:10.1007/978-3-642-14646-6_1.
- 48 Haynes, J. A., Stambough, J. B., Sassoon, A. A., Johnson, S. R., Clohisy, J. C. und Nunley, R. M. [2016]. Contemporary Surgical Indications and Referral Trends in Revision Total Hip Arthroplasty: A 10-Year Review. *The Journal of Arthroplasty*

- 31, 622–625, doi:10.1016/j.arth.2015.09.026.
- 49 Heisel, C., Bohndorf, K., Parsch, D., Rickert, M., Zeiler, G., Holzapfel, B. M., Rechl, H. und Rudert, M. [2012]. Untersuchung und Indikationsstellung. In: *AE- Manual der Endoprothetik*, Hrsg. Claes, L., Kirschner, P., Perka, C., und Rudert, M. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, S. 91–127, doi:10.1007/978-3-642-14646-6_5.
- 50 Hinton, P. R. [2024]. *The SAGE Encyclopedia of Research Design*. In: SAGE Publications, Inc., Thousand Oaks, S. 851–852, doi:10.4135/9781071812082.
- 51 Hsu, J. und Lin, D. [2010a]. Effects of Screw Eccentricity on the Initial Stability of the Acetabular Cup in Artificial Foam Bone of Different Qualities. *Artificial Organs* 34, doi:10.1111/j.1525-1594.2009.00908.x.
- 52 Hsu, J. und Lin, D. [2010b]. Effects of Screw Eccentricity on the Initial Stability of the Acetabular Cup in Artificial Foam Bone of Different Qualities. *Artificial Organs* 34, doi:10.1111/j.1525-1594.2009.00908.x.
- 53 Hsu, J.-T., Chang, C.-H., An, K.-N., Zobitz, M. E., Phimolsarnti, R., Hugate, R. R. und Lai, K.-A. [2007a]. Effects of screw eccentricity on the initial stability of the acetabular cup. *International Orthopaedics (SICO)* 31, 451–455, doi:10.1007/s00264-006-0226-4.
- 54 Hsu, J.-T., Chang, C.-H., Huang, H.-L., Zobitz, M. E., Chen, W.-P., Lai, K.-A. und An, K.-N. [2007b]. The number of screws, bone quality, and friction coefficient affect acetabular cup stability. *Medical Engineering & Physics* 29, 1089–1095, doi:10.1016/j.medengphy.2006.11.005.
- 55 Iamthanaporn, K., Chareancholvanich, K. und Pornrattanamaneewong, C. [2015]. Revision primary total hip replacement: causes and risk factors. *J Med Assoc Thai* 98, 93–99.
- 56 Implantcast GmbH [2022]. 2022 EcoFit® Hüftpfanne, , URL: <https://www.implantcast.de/fuer-aerzte/produkte/standard/-/tumorprothetik/becken-und-hueftendoprothetik/primaerendoprothetik-hueftkoepfe/-/pfannen/ecofitr-hueftpfanne/> [Stand März 2024].
- 57 Implantcast GmbH [2023]. 2023 EcoFit® EPORE® Hüftpfanne, , URL: <https://www.implantcast.de/fuer-aerzte/produkte/standard/-/>

- tumorprothetik/becken-und-hueftendoprothetik/primaerendoprothetik-hueftkoeepfe/-pfannen/ecofitr-eporer-hueftpfanne/ [Stand März 2024].
- 58 Iorio, R., Puskas, B., Healy, W. L., Tilzey, J. F., Specht, L. M. und Thompson, M. S. [2010]. Cementless Acetabular Fixation With and Without Screws. *The Journal of Arthroplasty* 25, 309–313, doi:10.1016/j.arth.2009.01.023.
- 59 Jahnke, A., Bott, C. C., Fonseca Ulloa, C. A., Jahnke, G. W., Rickert, M., Ishaque, B. A. und Ahmed, G. A. [2019]. In vitro examination of the primary stability of three press-fit acetabular cups under consideration of two different bearing couples. *Medical Engineering & Physics* 67, 49–54, doi:10.1016/j.medengphy.2019.03.008.
- 60 Jahnke, A., Schroeder, S., Fonseca Ulloa, C. A., Ahmed, G. A., Ishaque, B. A. und Rickert, M. [2018]. Effect of bearing friction torques on the primary stability of press-fit acetabular cups: A novel in vitro method. *Journal of Orthopaedic Research* 36, 2745–2753, doi:10.1002/jor.24041.
- 61 Janssen, J. und Laatz, W. [2017]. Statistische Datenanalyse mit SPSS - Nicht parametrische Tests. In: *Statistische Datenanalyse mit SPSS*, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, S. 631–690, doi:10.1007/978-3-662-53477-9.
- 62 Jasty, M., Bragdon, C., Burke, D., O’connor, D., Lowenstein, J. und Harris, W. H. [1997]. In Vivo Skeletal Responses to Porous-Surfaced Implants Subjected to Small Induced Motions*. *JBJS* 79, 707.
- 63 Jin, Z. M., Meakins, S., Morlock, M. M., Parsons, P., Hardaker, C., Flett, M. und Isaac, G. [2006]. Deformation of press-fitted metallic resurfacing cups. Part 1: Experimental simulation. *Proc Inst Mech Eng H* 220, 299–309, doi:10.1243/095441105X69150.
- 64 Johnsen, S. P., Sørensen, H. T., Lucht, U., Søballe, K., Overgaard, S. und Pedersen, A. B. [2006]. Patient-related predictors of implant failure after primary total hip replacement in the initial, short- and long-terms: A nationwide danish follow-up study including 36 984 patients. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume* 88-B, 1303–1308, doi:10.1302/0301-620X.88B10.17399.
- 65 Jones, L. C. und Hungerford, D. S. [1987]. Cement disease. *Clin Orthop Relat Res* 192–206, doi:10.1097/00003086-198712000-00016.
- 66 Jones, M. D. und Buckle, C. L. [2020]. How does aseptic loosening occur and how

- can we prevent it? *Orthopaedics and Trauma* 34, 146–152, doi:10.1016/j.mporth.2020.03.008.
- 67 Kim, Y. S., Callaghan, J. J., Ahn, P. B. und Brown, T. D. [1995]. Fracture of the acetabulum during insertion of an oversized hemispherical component.: *The Journal of Bone & Joint Surgery* 77, 111–117, doi:10.2106/00004623-199501000-00013.
- 68 Kirschner, P., Goebel, S., Rudert, M. und Heisel, J. [2012]. Postoperative Maßnahmen. In: *AE-Manual der Endoprothetik*, Hrsg. Claes, L., Kirschner, P., Perka, C., und Rudert, M. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, S. 353–371, doi:10.1007/978-3-642-14646-6_9.
- 69 Kohli, N., Stoddart, J. C. und Van Arkel, R. J. [2021]. The limit of tolerable micromotion for implant osseointegration: a systematic review. *Sci Rep* 11, 10797, doi:10.1038/s41598-021-90142-5.
- 70 Kretzer, J. P. und Thomsen, M. [2023]. Grundlagen des Hüftgelenkersatzes: Implantate und Materialien. In: *AE-Manual der Endoprothetik*, Hrsg. Perka, C. und Heller, K.-D. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, S. 1–30, doi:10.1007/978-3-662-55485-2_50-1.
- 71 Krismer, M., Stöckl, B., Fischer, M., Bauer, R., Mayrhofer, P. und Ogon, M. [1996]. Early migration predicts late aseptic failure of hip sockets. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume* 78-B, 422–426, doi:10.1302/0301-620X.78B3.0780422.
- 72 Kröger, H., Miettinen, H., Arnala, I., Koski, E., Rushton, N. und Suomalainen, O. [1996]. Evaluation of periprosthetic bone using dual-energy X-ray absorptiometry: Precision of the method and effect of operation on bone mineral density. *Journal of Bone and Mineral Research* 11, 1526–1530, doi:10.1002/jbmr.5650111020.
- 73 Kruskal, W. H. und Wallis, W. A. [1952]. Use of Ranks in One-Criterion Variance Analysis. *Journal of the American Statistical Association* 47, 583–621, doi:10.2307/2280779.
- 74 Kwong, L. M., Sedlacek, R. C., Krushell, R. J., Maloney, J. und Harris, H. [1994]. A Quantitative in vitro Assessment of Fit and Screw Fixation on the Stability of a Cementless Hemispherical Acetabular Component. *The Journal of Arthroplasty*

- 163–170, doi:10.1016/0883-5403(94)90065-5.
- 75 Le Boedec, K. [2016]. Sensitivity and specificity of normality tests and consequences on reference interval accuracy at small sample size: a computer-simulation study. *Veterinary Clinical Pathology* 45, 648–656, doi:10.1111/vcp.12390.
- 76 Le Cann, S., Galland, A., Rosa, B., Le Corroller, T., Pithioux, M., Argenson, J.-N., Chabrand, P. und Parratte, S. [2014]. Does surface roughness influence the primary stability of acetabular cups? A numerical and experimental biomechanical evaluation. *Medical Engineering & Physics* 36, 1185–1190, doi:10.1016/j.medengphy.2014.07.003.
- 77 Learmonth, I. D., Young, C. und Rorabeck, C. [2007]. The operation of the century: total hip replacement. *The Lancet* 370, 1508–1519, doi:10.1016/S0140-6736(07)60457-7.
- 78 Lewinnek, G. E., Lewis, J. L., Tarr, R., Compere, C. L. und Zimmerman, J. R. [1978]. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am* 60, 217–220.
- 79 LimaCorporate [2022]. limacorporate.com, 2022 DELTA TT - LimaCorporate, , URL: https://limacorporate.com/en/product-detail/144/delta-tt.html?country_code=GB [Stand März 2024].
- 80 Lionberger, D., Walker, P. S. und Granholm, J. [1985]. Effects of prosthetic acetabular replacement on strains in the pelvis. *Journal Orthopaedic Research* 3, 372–379, doi:10.1002/jor.1100030314.
- 81 Lioubavina-Hack, N., Lang, N. P. und Karring, T. [2006]. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clinical Oral Implants Res* 17, 244–250, doi:10.1111/j.1600-0501.2005.01201.x.
- 82 LORD Sensing MicroStrain [2019]. *M-LVDT Microminiature Displacement Sensor - LORD Sensing DATASHEET*.
- 83 Macdonald, object [1999]. *Press-fit acetabular cup fixation: principles and testing.*, URL: https://core.ac.uk/reader/295742?utm_source=linkout [Stand Dezember 2024].
- 84 Macdonald et al., object [1999]. *Press-fit acetabular cup fixation: principles and*

- testing.*, URL: https://core.ac.uk/reader/295742?utm_source=linkout [Stand Februar 2024].
- 85 Mackridge, A. und Rowe, P. [2018]. *A Practical Approach to Using Statistics in Health Research: From Planning to Reporting*. In: Wiley, S. 111–112, doi:10.1002/9781119383628.
- 86 Maloney, W. J., Galante, J. O., Anderson, M., Goldberg, V., Harris, W. H., Jacobs, J., Kraay, M., Lachiewicz, P., Rubash, H. E., Schutzer, S. und Woolson, S. T. [1999]. Fixation, Polyethylene Wear, and Pelvic Osteolysis in Primary Total Hip Replacement: Clinical Orthopaedics and Related Research 369, 157–164, doi:10.1097/00003086-199912000-00016.
- 87 Mann, H. B. und Whitney, D. R. [1947]. On a Test of Whether one of Two Random Variables is Stochastically Larger than the Other. *Ann Math Statist* 18, 50–60, doi:10.1214/aoms/1177730491.
- 88 McGovern, T. F., Engh, C. A., Zettl-Schaffer, K. und Hooten, J. P. [1994]. Cortical bone density of the proximal femur following cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 145–154.
- 89 McLaughlin, J. R. und Lee, K. R. [2006]. The outcome of total hip replacement in obese and non-obese patients at 10- to 18-years. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 88, doi:10.1302/0301-620X.88B10.17660.
- 90 Mehren, C., Sauer, D., Würtinger, C. und Korge, A. [2021]. Dorsale segmentale intraartikuläre Fusion mit Facet Wedge. *Orthop Rheuma* 24, 28–33, doi:10.1007/s15002-021-3367-3.
- 91 Meneghini, R. M., Stultz, A. D., Watson, J. S., Ziemba-Davis, M. und Buckley, C. A. [2010]. Does Ischial Screw Fixation Improve Mechanical Stability in Revision Total Hip Arthroplasty? *The Journal of Arthroplasty* 25, 1157–1161, doi:10.1016/j.arth.2009.06.025.
- 92 Messer-Hannemann, P., Campbell, G. M. und Morlock, M. M. [2019]. Deformation of acetabular press-fit cups: Influence of design and surgical factors. *Clinical Biomechanics* 69, 96–103, doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.07.014.
- 93 Michel, A., Bosc, R., Meningaud, J.-P., Hernigou, P. und Haiat, G. [2016]. Assessing the Acetabular Cup Implant Primary Stability by Impact Analyses: A

- Cadaveric Study Hrsg. Nazarian, A. PLoS ONE 11, e0166778, doi:10.1371/journal.pone.0166778.
- 94 Mikut, R. [2001]. *Diagnoseunterstützung für die instrumentelle Ganganalyse (Projekt GANDI)*., URL: https://www.academia.edu/13977892/Diagnoseunterst%C3%BCtzung_f%C3%BCr_die_instrumentelle_Ganganalyse_Projekt_GANDI_ [Stand Dezember 2024].
- 95 Milne, L. P., Kop, A. M. und Kuster, M. S. [2014]. Polyaxial Locking and Compression Screws Improve Construct Stiffness of Acetabular Cup Fixation: A Biomechanical Study. *The Journal of Arthroplasty* 29, 1043–1051, doi:10.1016/j.arth.2013.11.007.
- 96 Minten, M. J. M., Heesterbeek, P. J. C. und Spruit, M. [2016]. No effect of additional screw fixation of a cementless, all-polyethylene press-fit socket on migration, wear, and clinical outcome: A 6.5-year randomized radiostereometric analysis follow-up report. *Acta Orthopaedica* 87, 363–367, doi:10.1080/17453674.2016.1190244.
- 97 Morscher, E., Bereiter, H. und Lampert, C. [1989]. Cementless press-fit cup. Principles, experimental data, and three-year follow-up study. *Clin Orthop Relat Res* 12–20.
- 98 Morscher, E. und Masar, Z. [1988]. Development and first experience with an uncemented press-fit cup. *Clin Orthop Relat Res* 96–103.
- 99 Morscher, E. W. [2001]. Die Press-Fit-Verankerung. In: *Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik*, Hrsg. Wetzel, R. Steinkopff, Heidelberg, S. 1–8, doi:10.1007/978-3-642-57635-5_1.
- 100 Neuprez, A., Neuprez, A. H., Kaux, J.-F., Kurth, W., Daniel, C., Thirion, T., Huskin, J.-P., Gillet, P., Bruyère, O. und Reginster, J.-Y. [2018]. Early Clinically Relevant Improvement in Quality of Life and Clinical Outcomes 1 Year Postsurgery in Patients with Knee and Hip Joint Arthroplasties. *Cartilage* 9, 127–139, doi:10.1177/1947603517743000.
- 101 Ni, S. [2022]. Are additional screws required for press-fit fixation of cementless acetabular cups? A systematic review and meta-analysis., doi:10.1186/s10195-022-00629-8.

- 102 Nicol, A. A. M. [2022]. Normal Distribution. In: In The SAGE Encyclopedia of Research Design (2 ed., Vol. 4, pp. 1088-1092)., SAGE Publications, Inc., Thousand Oaks, doi:10.4135/9781071812082.
- 103 Niethard, F. U., Pfeil, J. und Birnbaum, K. [2005]. Knochenerkrankungen. In: Orthopädie - Duale Reihe, Thieme, Stuttgart, S. 157–162.
- 104 Nyssen-Behets, C., Delaere, O., Duchesne, P.-Y. und Dhem, A. [1996]. Aging effect on inductive capacity of human demineralized bone matrix. Arch Orthop Trauma Surg 115, 303–306, doi:10.1007/BF00420320.
- 105 Olory, B., Havet, E., Gabrion, A., Vernois, J. und Mertl, P. [2004]. Comparative in vitro assessment of the primary stability of cementless press-fit acetabular cups.
- 106 Ostertagová, E., Ostertag, O. und Kováč, J. [2014]. Methodology and Application of the Kruskal-Wallis Test. AMM 611, 115–120, doi:10.4028/www.scientific.net/AMM.611.115.
- 107 Pepe, M., Kocadal, O., Erener, T., Ceritoglu, K., Aksahin, E. und Aktekin, C. N. [2017]. Acetabular components with or without screws in total hip arthroplasty. World Journal of Orthopedics 8, 705–709, doi:10.5312/wjo.v8.i9.705.
- 108 Perka, C., Fink, B., Millrose, M., Sentürk, U., Wagner, M., Schröder, J., Bail, H. J., Ascherl, R., Pruss, A., Thiele, K. und Götze, C. [2012]. Revisionsendoprothetik. In: AE-Manual der Endoprothetik, Hrsg. Claes, L., Kirschner, P., Perka, C., und Rudert, M. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, S. 442–443, doi:10.1007/978-3-642-14646-6_14.
- 109 Perona, P. G., Lawrence, J., Paprosky, W. G., Patwardhan, A. G. und Sartori, M. [1992]. Acetabular micromotion as a measure of initial implant stability in primary hip arthroplasty: An in vitro comparison of different methods of initial acetabular component fixation. The Journal of Arthroplasty 7, 537–547, doi:10.1016/S0883-5403(06)80076-8.
- 110 Perrett, J. J. und Mundfrom, D. J. [2024]. *The SAGE Encyclopedia of Research Design*. In: SAGE Publications, Inc., Thousand Oaks, S. 145, doi:10.4135/9781071812082.
- 111 Pilliar, R. M., Lee, J. M. und Maniopoulos, C. [1986]. Observations on the Effect of Movement on Bone Ingrowth into Porous-Surfaced Implants. Clinical

- Orthopaedics and Related Research® 208, 108.
- 112 Pitto, R. P., Willmann, G. und Schramm, M. [2001]. Initial Stability of Modular Acetabular Components. Comparative In-vitro Study with Polyethylene and Ceramic Liners - Primärstabilität modularer acetabulärer Komponenten. Eine In-vitro-Vergleichsstudie mit Pfanneneinsätzen aus Polyethylen und Keramik. *46*, 109–112, doi:10.1515/bmte.2001.46.4.109.
- 113 Putz, R., Simon, U., Claes, L., Nötzli, H., Wyss, T. und Morlock, M. M. [2023]. Grundlagen des Hüftgelenkersatzes: Funktionelle Anatomie und Biomechanik des nativen Hüftgelenkes. In: *AE-Manual der Endoprothetik*, Hrsg. Perka, C. und Heller, K.-D. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, S. 1–30, doi:10.1007/978-3-662-55485-2_48-1.
- 114 Razali, N. M. und Wah, Y. B. [2011]. Power comparisons of Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, Lilliefors and Anderson-Darling tests.
- 115 Ring, P. A. [1968]. Complete Replacement Arthroplasty of the Hip by the Ring Prothesis. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume 50-B*, 720–731, doi:10.1302/0301-620X.50B4.720.
- 116 Rosenbaum, T. G., Bloebaum, R. D., Ashrafi, S. und Lester, D. K. [2006]. Ambulatory Activities Maintain Cortical Bone after Total Hip Arthroplasty: *Clinical Orthopaedics and Related Research 450*, 129–137, doi:10.1097/01.blo.0000223981.21584.35.
- 117 Roth, A., Winzer, T., Sander, K., Anders, J. O. und Venbrocks, R.-A. [2006]. Press fit fixation of cementless cups: how much stability do we need indeed? *Arch Orthop Trauma Surg 126*, 77–81, doi:10.1007/s00402-005-0001-9.
- 118 Ruhr, M., Baetz, J., Pueschel, K. und Morlock, M. M. [2022]. Influence of acetabular cup thickness on seating and primary stability in total hip arthroplasty. *Journal Orthopaedic Research 40*, 2139–2146, doi:10.1002/jor.25232.
- 119 Schenk, R. K. [1995]. Osseointegration of Sulmesh Coatings. In: *Endoprosthetics*, Hrsg. Morscher, E. W. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, S. 60–71, doi:10.1007/978-3-642-79306-6_5.
- 120 Schmalzried, T. P., Wessinger, S. J., Hill, G. E. und Harris, W. H. [1994]. The Harris-Galante porous acetabular component press-fit without screw fixation. *The*

- Journal of Arthroplasty 9, 235–242, doi:10.1016/0883-5403(94)90077-9.
- 121 Schmidbauer, U., Brendel, T., Kunze, K.-G., Nietert, M. und Ecke, H. [1993]. Dynamische Kräftermessung bei der Implantation von Total-Endoprothesen des Hüftgelenkes. *Unfallchirurgie* 19, 11–15, doi:10.1007/BF02588222.
- 122 Schmidt [2014]. Bewegungssystem – Grundlagen. In: *Anatomie*, Thieme, Stuttgart, S. 229.
- 123 Schmidt, S. [2022]. Kruskal–wallis test. In: *The SAGE Encyclopedia of Research Design* (2 ed., Vol. 4, pp. 773-775), SAGE Publications, Inc., Thousand Oaks, S. 772–774, doi:10.4135/9781071812082.
- 124 Schröder, S. [2013]. Entwicklung eines Systems zur in-vitro Prüfung der Mikrorelativbewegungen von Hüftgelenkspfannen. Bachelorarbeit.,.
- 125 Schröder, S. [2015]. Validierung und Inbetriebnahme eines in-vitro Prüfstands zur Bestimmung der Mikrorelativbewegungen von künstlichen Hüftgelenkspfannen. Masterarbeit.,.
- 126 Schulze, C., Zietz, C., Souffrant, R., Bader, R. und Kluess, D. [2014]. Modelling cementless cup fixation in total hip arthroplasty (THA). In: *Computational Modelling of Biomechanics and Biotribology in the Musculoskeletal System*, Elsevier, S. 369–385, doi:10.1533/9780857096739.3.369.
- 127 Schwartz, J. T., Engh, C. A., Forte, M. R., Kukita, Y. und Grandia, S. K. [1993]. Evaluation of initial surface apposition in porous-coated acetabular components. *Clin Orthop Relat Res* 174–187.
- 128 Seeger, A. [2020]. Dynamische in vitro-Analyse der elastischen Pfannenverformung von zementfreien Hüftgelenkspfannen. Masterarbeit.,.
- 129 Siegel, S. [1957]. Nonparametric Statistics. *The American Statistician* 11, 13–19, doi:10.2307/2685679.
- 130 Siegmund-Schultze, N. [2019]. 2019 Haltbarkeit von Hüftendoprothesen: Drei Viertel der künstlichen Hüftgelenke halten 15 bis 20 Jahre, , URL: <https://www.aerzteblatt.de/archiv/206804/Haltbarkeit-von-Hueftendoprothesen-Drei-Viertel-der-kuenstlichen-Hueftgelenke-halten-15-bis-20-Jahre> [Stand September 2024].

- 131 Siekmann, H. und Klima, S. [2013]. Prothetik. In: *Operationsberichte Orthopädie*, Hrsg. Siekmann, H. und Klima, S. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, S. 51–92, doi:10.1007/978-3-642-20790-7_8.
- 132 Small, S. R., Berend, M. E., Howard, L. A., Rogge, R. D., Buckley, C. A. und Ritter, M. A. [2013]. High Initial Stability in Porous Titanium Acetabular Cups: A Biomechanical Study. *The Journal of Arthroplasty* 28, 510–516, doi:10.1016/j.arth.2012.07.035.
- 133 Squire, M., Griffin, W. L., Mason, J. B., Peindl, R. D. und Odum, S. [2006]. Acetabular Component Deformation with Press-Fit Fixation. *The Journal of Arthroplasty* 21, 72–77, doi:10.1016/j.arth.2006.04.016.
- 134 Statistisches Bundesamt [2023]. Statistisches Bundesamt, 2023 Körpermaße nach Altersgruppen: Männer, , URL: <https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Gesundheitszustand-Relevantes-Verhalten/Tabellen/koerpermasse-maenner.html> [Stand Dezember 2023].
- 135 Statistisches Bundesamt [2024]. Statistisches Bundesamt, 24 September 2024 Die 20 häufigsten Operationen insgesamt URL: <https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Krankenhaeuser/Tabellen/drg-operationen-insgesamt.html> [Stand Februar 2025].
- 136 Sumner, D. und Galante, J. [1992]. Determinants of Stress Shielding: Design Versus Materials Versus Interface. *Clinical orthopaedics and related research* 274, 202–212.
- 137 Sundfeldt, M., V Carlsson, L., B Johansson, C., Thomsen, P. und Gretzer, C. [2006]. Aseptic loosening, not only a question of wear: A review of different theories. *Acta Orthopaedica* 77, 177–197, doi:10.1080/17453670610045902.
- 138 Swami, Vasanthi, Vijayaraghavan, V. und Swami, Vinit [2016]. Current trends to measure implant stability. *J Indian Prosthodont Soc* 16, 124, doi:10.4103/0972-4052.176539.
- 139 Tabata, T., Kaku, N., Hara, K. und Tsumura, H. [2015]. Initial stability of cementless acetabular cups: press-fit and screw fixation interaction—an in vitro biomechanical study. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 25, 497–502,

- doi:10.1007/s00590-014-1571-4.
- 140 Thompson, M. S., Flivik, G., Juliusson, R., Odgaard, A. und Ryd, L. [2004]. A comparison of structural and mechanical properties in cancellous bone from the femoral head and acetabulum. *Proc Inst Mech Eng H* 218, 425–429, doi:10.1243/0954411042632081.
- 141 Ulrich, S. D., Seyler, T. M., Bennett, D., Delanois, R. E., Saleh, K. J., Thongtrangan, I., Kuskowski, M., Cheng, E. Y., Sharkey, P. F., Parvizi, J., Stiehl, J. B. und Mont, M. A. [2008]. Total hip arthroplasties: What are the reasons for revision? *Int Orthop* 32, 597–604, doi:10.1007/s00264-007-0364-3.
- 142 Utting, M. R., Raghuvanshi, M., Amirfeyz, R., Blom, A. W., Learmonth, I. D. und Bannister, G. C. [2008]. The Harris-Galante porous-coated, hemispherical, polyethylene-lined acetabular component in patients under 50 years of age: A 12-TO 16-YEAR REVIEW. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume* 90-B, 1422–1427, doi:10.1302/0301-620X.90B11.20892.
- 143 Wardelmann und Dombrowski [2019]. *Pathologie*, 6. Auflage; Kapitel 45, S. 895-912, URL: <https://www-clinicalkey-com.ezproxy.uni-giessen.de/student/content/book/3-s2.0-B9783437423901000453> [Stand Februar 2024].
- 144 Wessinghage, D. [2000]. Historical aspects of joint replacement – a bibliographical study. *Der Orthopäde* 29, 1067–1071, doi:10.1007/s001320050561.
- 145 Wetzel, R., Simmacher, M. und Scheller, G. [2005]. Primärstabilität von Press-fit Hüftpfannen – eine in-vitro Studie – / Initial Stability Of Press-fit Acetabular Cups – An In-Vitro Study –. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering* 50, 400–403, doi:10.1515/BMT.2005.055.
- 146 Widmer, K.-H., Zurfluh, B. und Morscher, E. W. [1997]. Kontaktfläche und Druckbelastung im Implantat-Knochen-Interface bei Press-Fit-Hüftpfannen im Vergleich zum natürlichen Hüftgelenk. *Orthopäde* 26, 181–189, doi:10.1007/PL00003373.
- 147 Wilcoxon, F. [1947]. Probability Tables for Individual Comparisons by Ranking Methods. *Biometrics* 3, 119, doi:10.2307/3001946.
- 148 Willert, H.-G. und Puls, P. [1972]. Die Reaktion des Knochens auf Knochenzement

- bei der Allo-Arthroplastik der Hüfte. *Arch orthop Unfall-Chir* 72, 33–71, doi:10.1007/BF00415858.
- 149 Willi, R., Rieker, C., Thomsen, M. und Thomas, P. [2012]. Implantate. In: *AE-Manual der Endoprothetik*, Hrsg. Claes, L., Kirschner, P., Perka, C., und Rudert, M. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, S. 47–82, doi:10.1007/978-3-642-14646-6_3.
- 150 Wolff, J. [1893]. Das Gesetz der Transformation der Knochen. *Dtsch Med Wochenschr* 19, 1222–1224, doi:10.1055/s-0028-1144106.
- 151 Wolfram, U., Wilke, H.-J. und Zysset, P. K. [2010]. Rehydration of vertebral trabecular bone: Influences on its anisotropy, its stiffness and the indentation work with a view to age, gender and vertebral level. *Bone* 46, 348–354, doi:10.1016/j.bone.2009.09.035.
- 152 Won, C. H., Hearn, T. C. und Tile, M. [1995]. Micromotion of cementless hemispherical acetabular components. Does press-fit need adjunctive screw fixation? *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume* 77-B, 484–489, doi:10.1302/0301-620X.77B3.7744942.
- 153 Wright, J. M., Pellicci, P. M., Salvati, E. A., Ghelman, B., Roberts, M. M. und Koh, J. L. [2001]. Bone Density Adjacent to Press-Fit Acetabular Components: A Prospective Analysis with Quantitative Computed Tomography. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 83, 529–536, doi:10.2106/00004623-200104000-00007.
- 154 Wurzinger [2014]. Hüfte, Oberschenkel und Knie. In: *Anatomie*, Thieme, Stuttgart, S. 345–352.
- 155 Yew, A., Jin, Z. M., Donn, A., Morlock, M. M. und Isaac, G. [2006]. Deformation of press-fitted metallic resurfacing cups. Part 2: Finite element simulation. *Proc Inst Mech Eng H* 220, 311–319, doi:10.1243/095441105X69105.
- 156 Zdero, R., Brzozowski, P. und Schemitsch, E. H. [2023]. Biomechanical properties of artificial bones made by Sawbones: A review. *Medical Engineering & Physics* 118, 104017, doi:10.1016/j.medengphy.2023.104017.
- 157 Zimmer GmbH [2011]. Allofit®/Allofit®-S Alloclassic® Acetabular Cup System - Product Information.

Publikationsverzeichnis

Präsentationsvortrag und Poster zur Forschungsarbeit

Breidenbach, S; Gocke, J; Fonseca Ulloa, CA; Ahmed, GA; Rickert, M; Jahnke, A

Einfluss einer kranial eingebrachten Schraube auf die Verformung und damit auf die Primärstabilität von zementfreien Hüftpfannen – eine in vitro Analyse

Präsentationsvortrag am 24.10.2023 im Rahmen des Deutschen Kongresses für Orthopädie und Unfallchirurgie, Berlin, 24.-27.10.2023.

Ehrenwörtliche Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Ort/Datum

Unterschrift

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all jenen Menschen bedanken, die mich auf dem Weg dieser Promotionsarbeit unterstützt und begleitet haben.

Zuerst möchte ich meinem Doktorvater Prof. Dr. med. Markus Rickert für die Möglichkeit, diese Arbeit durchzuführen, und die wertvolle akademische Unterstützung danken. Seine Expertise und sein konstruktives Feedback waren für den Prozess sehr wertvoll.

Mein besonderer Dank gilt meinem Betreuer Dr. Alexander Jahnke für seine kontinuierliche Unterstützung, seine Offenheit für Fragen und Anregungen sowie die wertschätzenden und motivierenden Gespräche. Ohne Ihn wäre diese Versuchsdurchführung und die Verfassung dieser Arbeit nicht möglich gewesen. Eine solche Betreuung ist nicht selbstverständlich.

Danke auch an Carlos Alfonso Fonseca Ulloa, der mich tatkräftig bei der Durchführung der Experimente unterstützt und angeleitet hat.

Nicht zuletzt danke ich meiner Familie und meinen Freunden für die stetige Begleitung. Ganz besonders Pio – dein Rückhalt ist der primäre Pfeiler für diese Arbeit gewesen.