

# **Implantation zementfreier Hüftpfannen**

**Vom Promotionsausschuss der  
Technischen Universität Hamburg**

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor-Ingenieurin (Dr.-Ing.)

genehmigte Dissertation

von

Miriam Ruhr

aus

Sonthofen

2023

**Erster Gutachter:** Prof. Dr. habil. Michael Morlock  
**Zweiter Gutachter:** Prof. Dr.-Ing. Ralf Pörtner  
**Vorsitz des Prüfungsausschusses:** Prof. Dr. rer. nat. habil. Norbert Hoffmann

**Tag der mündlichen Prüfung:** 27.04.2023

# Danksagung

*Wenn du schnell gehen willst, gehe allein.*

*Wenn du weit kommen willst, gehe zusammen.*

Afrikanisches Sprichwort

Ohne die vielfältige Unterstützung zahlreicher Personen wäre die Fertigstellung dieser Dissertation während meiner 4-jährigen Tätigkeit als wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Biomechanik nicht möglich gewesen. Ich möchte mich daher bei allen Personen, die mich bei der Erstellung dieser Dissertation unterstützt haben, bedanken.

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater **Herrn Prof. Michael Morlock** für die Bereitstellung des Dissertationsthemas und die fachliche Betreuung. Das von Ihnen geschaffene Forschungsumfeld hat die Durchführung dieser Arbeit erst ermöglicht und mir damit die Gelegenheit gegeben, mich fachlich, aber auch persönlich weiterzuentwickeln.

Ich danke auch **Herrn Prof. Ralf Pörtner** für die Übernahme des 2. Gutachtens und **Herrn Prof. Norbert Hoffmann** für den Vorsitz innerhalb des Promotionsverfahrens.

Ein großes Dankeschön geht an alle **MitarbeiterInnen des Instituts für Biomechanik**, die maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Ohne Euch wäre die Arbeit nur halb so gut und halb so spannend geworden. Es war ein Vergnügen, mit Euch für kürzere oder längere Zeit zusammenzuarbeiten, und ich werde die Arbeit am Institut und den vielschichtigen Austausch mit Euch sehr vermissen. Auch meinen **StudentInnen** und **hilfswissenschaftlichen MitarbeiterInnen** danke ich für die Unterstützung bei der Planung und Durchführung zahlreicher Teilstudien.

Für die finanzielle Unterstützung und die ununterbrochene Bereitstellung von Prothesenmaterial während meiner Promotion danke ich **DePuy Synthes** (Leeds, England).

Abschließend gilt mein Dank meiner ganzen **Familie**, insbesondere meinen **Eltern**, meinem **Bruder** und **Philip**. Ich bin sehr dankbar für Eure Geduld, Unterstützung und Ermutigung, die ihr mir während meines Studiums und der Arbeit an dieser Dissertation entgegengebracht habt.



# Kurzfassung

Die häufigste Ursache für die Revision einer zementfreien Hüftendoprothese in Deutschland ist die Implantatlockerung insbesondere auf der Pfannenseite. Die Primärstabilität der Pressfit-Pfanne wird durch einen Kraft-Reibschluss zwischen Implantat und Knochen erreicht. Zu diesem Zweck wird die Kavität in Bezug auf den Pfannendurchmesser unterfräst und der Pressfit durch manuelle Implantation mit Hammerschlägen schrittweise erhöht. Die Primärstabilität wird also multifaktoriell durch das Implantat, den Knochen des Patienten und den Chirurgen beeinflusst. Daher ist der Implantationsprozess von großer Bedeutung, um eine ausreichend hohe Primärstabilität zu erreichen. Ziel der Studie war es, klinische Empfehlungen für die erfolgreiche Implantation zementfreier Pressfit-Pfannen zu erarbeiten. Hierbei wurde ein besonderes Augenmerk auf den Einfluss des viskoelastischen Verhaltens von Knochen gelegt. Innerhalb der ersten 600 s zeigten die Pfannen eine Verringerung der Deformation im Bereich von 10–30 % der initialen Deformation, die nach der Implantation erreicht wurde. In-silico profitierten dünnwandige, weniger steife Pfannendesigns von geringen Relaxationen, die eine hohe Primärstabilität im Verhältnis zur Implantationskraft erreichten. In-vitro zeigte das dünnwandige Pfannendesign die höchste Primärstabilität. Die geringen Implantationskräfte förderten das schnelle und vollständige Setzen der Pfanne. Zusätzlich zu Pfannen mit konstant dünner Wandstärke können auf Grundlage der Ergebnisse des numerischen Modells Pfannen mit am Pol reduzierter Wandstärke und anatomisch ausgeformte Pfannen empfohlen werden. Bei der Reduzierung der Pfannensteifigkeit muss ein Kompromiss mit der zulässigen Deformation gefunden werden. Außerdem ist bei der chirurgischen Implantation auf eine knochenschonende Technik zu achten. Um Knochenschäden zu minimieren, sind unnötige Hammerschläge zu vermeiden. Auch hier kann der Chirurg von dem verbesserten haptischen und visuellen Feedback dünnwandiger Designs profitieren. Automatisierte Einschlagsysteme bieten zudem die Möglichkeit eines konstanten und objektiven Energieeintrags sowie einer hochfrequenten Implantation. Letztere zeigte ein verändertes viskoelastisches Verhalten des Knochens zwischen den Schlägen im Vergleich zu manuell anwendbaren Frequenzen und ermöglichte eine höhere Primärstabilität bei geringerer Implantationskraft.



# Abstract

The most common reason for revision of a cementless hip arthroplasty in Germany is implant loosening, especially on the acetabular side. The primary stability of the press-fit cup is achieved by a force locking mechanism between the implant and the bone. For this purpose, the cavity is underreamed in relation to the cup diameter and the pressfit is gradually increased by manual implantation with mallet blows. Thus, primary stability is multifactorially influenced by the implant, the patients bone and the surgeon. Therefore, the implantation process is of great importance to achieve a sufficiently high primary stability. The aim of the study was to develop clinical recommendations for the successful implantation of cementless acetabular cups. Special attention was given to the influence of the viscoelastic behavior of bone. Within the first 600s, the cups showed a reduction in deformation in the range of 10–30% of the initial deformation achieved after implantation. In-silico, thin-walled, less rigid cup designs benefited from low relaxations, resulting in high primary stability relative to the implantation force. In-vitro, the thin-walled cup design showed the highest primary stability. The low implantation forces promoted fast and complete seating of the cup. In addition to cups with constant thin wall thickness, cups with wall thickness reduced at the pole and anatomically shaped cups can be recommended based on the numerical model. When reducing acetabular stiffness, a compromise with the allowable deformation must be made. In addition, care must be taken to use a bone-preserving technique during surgical implantation. To minimize bone damage, unnecessary blows are to be avoided. Here the surgeon can also benefit from the improved haptic and visual feedback of thin-walled designs. Automated impactor systems also offer the possibility of constant and objective energy input as well as high-frequency implantation. The latter showed an altered viscoelastic behavior of the bone between the blows compared to manually applicable frequencies and required significantly less implantation force with higher primary stability.



# Inhaltsverzeichnis

Danksagung	iii
Kurzfassung	v
Abstract	vii
Glossar	xiii
Abkürzungs- und Symbolverzeichnis	xvii
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Klinischer Erfolg der Hüftendoprothetik . . . . .	2
1.2 Motivation und Ziel der Arbeit . . . . .	4
<b>2 Grundlagen</b>	<b>7</b>
2.1 Das Hüftgelenk . . . . .	7
2.1.1 Anatomie des Hüftgelenks . . . . .	7
2.1.2 Gelenkmechanik des Hüftgelenks . . . . .	9
2.2 Knochen . . . . .	10
2.2.1 Anatomie und Histologie des Knochens . . . . .	10
2.2.2 Knochencharakterisierung . . . . .	13
2.2.3 Elastizität und Festigkeit . . . . .	15
2.2.4 Viskoelastizität . . . . .	17
2.3 Zementfreie Hüftendoprothetik . . . . .	21
2.3.1 Aufbau und Design der Pressfit-Pfanne . . . . .	22
2.3.2 Implantation der Pressfit-Pfanne . . . . .	23
2.4 Primärstabilität und Pfannendeformation . . . . .	23
2.4.1 Einfluss der acetabulären Kavität . . . . .	25
2.4.2 Design der Pressfit-Pfanne . . . . .	27
2.4.3 Auswirkungen des Implantationsvorgangs . . . . .	28

<b>3</b>	<b>Implantatdesign</b>	<b>31</b>
3.1	Material und Methode . . . . .	32
3.1.1	Humane Becken und Pfannenmodelle . . . . .	33
3.1.2	Implantationsprozess . . . . .	34
3.1.3	Statistische Auswertung . . . . .	39
3.2	Ergebnisse . . . . .	39
3.2.1	Pfannenverformung . . . . .	40
3.2.2	Setzvorgang der Pfanne . . . . .	41
3.2.3	Kontaktsituation Knochen - Implantat . . . . .	42
3.2.4	Primärstabilität . . . . .	43
3.3	Diskussion . . . . .	43
<b>4</b>	<b>Knocheneigenschaften</b>	<b>49</b>
4.1	Material und Methoden . . . . .	50
4.1.1	Zyklische Druckversuche . . . . .	50
4.1.2	Materialmodellkalibrierung . . . . .	52
4.1.3	In-vitro Pfannenrelaxation . . . . .	59
4.1.4	Numerisches Modell . . . . .	59
4.1.5	Statistische Auswertung . . . . .	64
4.2	Ergebnisse . . . . .	65
4.2.1	Viskoelastizität des humanen Beckenknochens . . . . .	65
4.2.2	Zeitabhängige Verformung der Hüftpfanne . . . . .	67
4.3	Diskussion . . . . .	75
4.3.1	Viskoelastizität des humanen Beckenknochens . . . . .	75
4.3.2	Zeitabhängige Verformung der Hüftpfanne . . . . .	78
<b>5</b>	<b>Chirurgische Implantation</b>	<b>81</b>
5.1	Material und Methode . . . . .	82
5.1.1	Humane Becken . . . . .	82
5.1.2	Implantationsprozess . . . . .	83
5.1.3	Statistische Auswertung . . . . .	86
5.2	Ergebnisse Implantationsmethode . . . . .	87
5.2.1	Plastische Knochenschäden . . . . .	89
5.2.2	Elastische Pfannenverformung . . . . .	90
5.2.3	Kontaktsituation Knochen - Implantat . . . . .	91
5.3	Ergebnisse Implantatdesign . . . . .	91
5.4	Diskussion . . . . .	93

---

<b>6</b>	<b>Klinische Bedeutung</b>	<b>97</b>
6.1	Interaktion Implantat – Knochen . . . . .	98
6.2	Interaktion Chirurg – Implantat . . . . .	98
6.3	Interaktion Chirurg – Knochen . . . . .	99
6.4	Fazit . . . . .	100
	<b>Literatur</b>	<b>101</b>
<b>A</b>	<b>Setzverhalten im Acetabulummodell</b>	<b>127</b>
A.1	Material und Methode . . . . .	127
A.2	Ergebnisse . . . . .	128
A.3	Diskussion . . . . .	129
<b>B</b>	<b>Finite-Elemente-Modell der Pfannenverformung</b>	<b>133</b>
B.1	Experimentelle Datengrundlage . . . . .	133
B.2	Aufbau und Validierung des FE-Modells . . . . .	134
B.3	Parameteranalyse . . . . .	135
B.4	Diskussion . . . . .	137
<b>C</b>	<b>Netzkonvergenzanalysen</b>	<b>139</b>
C.1	FEM Pfannenverformung . . . . .	139
C.2	FEM Druckbelastung einer Knochenprobe . . . . .	139
C.3	FEM Pfannenimplantation in humane Acetabula . . . . .	141
<b>D</b>	<b>Materialparameter des humanen Beckenknochens</b>	<b>143</b>
<b>E</b>	<b>Porcine Studie Implantationsmethodik</b>	<b>145</b>
E.1	Material und Methoden . . . . .	145
E.2	Ergebnisse . . . . .	146
E.3	Diskussion . . . . .	146



# Glossar

---

<b>Begriff</b>	<b>Definition<sup>1</sup></b>
<i>Abduktion</i>	Abspreizen eines Körperteils
<i>Abduktoren</i>	Muskeln, die die Abduktion in einem Gelenk bewirken
<i>Acetabulum</i>	Hüftgelenkspfanne
<i>Adduktion</i>	Heranführen eines Körperteils
<i>Adduktoren</i>	Muskeln, die die Adduktion in einem Gelenk bewirken
<i>Adipositas</i>	Fettleibigkeit
<i>anterior</i>	Vorne liegend (anatomische Lagebezeichnung)
<i>Anteversion</i>	Drehbewegung um eine Achse nach vorn
<i>Arthritis</i>	entzündliche Gelenkerkrankung
<i>Arthrose</i>	degenerative Gelenkerkrankung
<i>bottoming-out</i>	Bodenberührung ohne ausreichenden Kraftschluss
<i>Capsula articularis</i>	Gelenkkapsel
<i>Caput femoris</i>	Hüftkopf
<i>Condylus</i>	Gelenkfortsatz bzw. Gelenkkopf eines Knochens
<i>Collum femoris</i>	Oberschenkelhals
<i>Corpus femoris</i>	Femurschaft
<i>Diarthrose</i>	„echtes“ Gelenk; Diskontinuität (Gelenkspalt) zwischen den Knochen
<i>Diaphyse</i>	Knochenschaft
<i>Dislokation</i>	Verschiebung oder Verdrehung von einzelnen Organen, Organteilen oder Implantaten
<i>Endost</i>	innere Knochenhaut
<i>Epicondyle</i>	Knochenhöcker im Bereich des Gelenkkopfs, der als Ansatzstelle für Muskeln und Bänder dient
<i>Epiphyse</i>	Ende eines Röhrenknochens
<i>Extension</i>	Streckung

---

<sup>1</sup>Die Definitionen der medizinischen Begriffe orientieren sich an [1].

<i>Extensoren</i>	Muskeln, die die Extension in einem Gelenk bewirken
<i>Facies lunata</i>	sichelförmige, knorpelüberzogene Gelenkfläche des Acetabulums
<i>Femur</i>	Oberschenkelknochen
<i>Flexion</i>	Beugung
<i>Flexoren</i>	Muskeln, die die Flexion in einem Gelenk bewirken
<i>Fossa acetabuli</i>	flache Grube in der Mitte des Acetabulums
<i>Fovea capitis femoris</i>	kleine ovale Vertiefung des Caput femoris
<i>Fraktur</i>	Knochenbruch
<i>human</i>	menschlich
<i>Hüftdysplasie</i>	angeborene, mangelhafte Ausbildung der Hüftgelenkspfanne
<i>Incisura acetabuli</i>	kleine Spalte im ventralen unteren Rand des Acetabulums
<i>in-vitro</i>	außerhalb des lebenden Organismus ablaufende Vorgänge
<i>in-silico</i>	im Computer ablaufende Vorgänge
<i>intraoperativ</i>	während einer Operation
<i>Kavität</i>	Hohlraum
<i>Kortikalis</i>	dichte Knochenstruktur an der Außenwand des Knochens
<i>Labrum acetabuli</i>	Faserknorpel, der dem Acetabulum aufsitzt und eine Gelenkklippe bildet
<i>lateral</i>	seitlich (von der Körpermitte weg) liegend (anatomische Lagebezeichnung)
<i>Lig. capitis femoris</i>	durch die Gelenkkapsel des Hüftgelenks ziehendes Band
<i>Lig. transversum acetabuli</i>	Band im Bereich des Hüftgelenks, das die Incisura acetabuli überspannt und verschließt
<i>Longitudinalachse</i>	Körperachse, die von oben nach unten durch den Körper zieht (vom Kopf zu den Füßen)
<i>Luxation</i>	Gelenkverletzung mit vollständiger Verschiebung der gelenkbildenden Knochenenden
<i>medial</i>	zur Körpermitte liegend (anatomische Lagebezeichnung)
<i>Multimorbidität</i>	gleichzeitiges Bestehen von mehreren Krankheiten
<i>Os coxae</i>	Hüftbein
<i>Os ilium</i>	Darmbein
<i>Os ischii</i>	Sitzbein
<i>Os pubis</i>	Schambein

---

<i>Os sacrum</i>	Kreuzbein
<i>Osteolyse</i>	Auflösung und Abbau von Knochengewebe
<i>Osteoblasten</i>	knochenbildende Zellen
<i>Osteoid</i>	mineralisierte Interzellulärsubstanz im Knochengewebe
<i>Osteoklasten</i>	knochenabbauende Zellen
<i>Osteon</i>	Baueinheit des Knochengewebes
<i>Osteonekrose</i>	Absterben von Knochengewebe
<i>Osteoporose</i>	systemische Skeletterkrankung mit Verminderung der Knochenmasse, Veränderungen der Knochenmikroarchitektur und erhöhter Frakturanfälligkeit
<i>Osteotomie</i>	operatives Durchtrennen von Knochen
<i>Osteozyten</i>	reife Knochenzellen, die den Knochenaufbau und -abbau kontrollieren
<i>Periost</i>	äußere Knochenhaut
<i>Pelvis</i>	Becken
<i>periprothetisch</i>	in der Nähe eines Implantats liegend
<i>porcin</i>	das Schwein betreffend
<i>posterior</i>	hinten liegend (anatomische Lagebezeichnung)
<i>postoperativ</i>	nach einer Operation
<i>praeeoperativ</i>	vor einer Operation
<i>Sagitalachse</i>	Körperachse, die von hinten nach vorne durch den Körper zieht (vom Rücken zum Bauch)
<i>Spatium articulare</i>	zwischen Gelenkflächen liegender, mit Synovia gefüllter Raum
<i>Spongiosa</i>	schwammartige Knochenstruktur aus Trabekeln
<i>stress-shielding</i>	Abnahme der Knochendichte im Übergangsbereich zwischen versteiftem und gesundem Knochen aufgrund reduzierter Belastung
<i>subchondral</i>	unterhalb des Knorpels gelegen
<i>superior</i>	weiter oben liegend (anatomische Lagebezeichnung)
<i>Synostose</i>	knöchernes Zusammenwachsen zweier oder mehrerer Knochen
<i>Synarthrose</i>	„unechtes“ Gelenk; kontinuierliche knorpelige oder bindegewebige Verbindungen zwischen den Knochen
<i>Synovia</i>	in Gelenken enthaltene viskose Flüssigkeit

<i>Synthese</i>	Vereinigung von zwei oder mehr Bestandteilen, Elementen oder Merkmalen zu einer neuen, übergeordneten Einheit
<i>Trabekel</i>	Knochenbälkchen
<i>Transversalachse</i>	Körperachse, die quer von einer Seite zur anderen Seite zieht (von links nach rechts)
<i>Trauma</i>	akut durch äußere Einflüsse entstandener körperlicher Schaden
<i>Tribologie</i>	Wissenschaft und Technik von aufeinander wirkenden Oberflächen in Relativbewegung

---

# Abkürzungs- und Symbolverzeichnis

## Abkürzungen

---

Abk.	Definition
ANOVA	Varianzanalyse (engl. <i>analysis of variance</i> )
BMD	Knochenmineraldichte (engl. <i>bone mineral density</i> )
CAD	Rechnerunterstütztes Konstruieren (engl. <i>computer aided design</i> )
CoCrMo	Kobalt-Chrom-Molybdänlegierung
DIC	Digitale Bildkorrelation (engl. <i>digital image correlation</i> )
DMS	Dehnungsmessstreifen
FE	Finite-Elemente
FEM	Finite-Elemente-Methode
HTEP	Hüfttotalendoprothese
HU	Hounsfield-Skala (engl. <i>Hounsfield units</i> )
KG	Körpergewicht
NMADW	Normalisierte Mittlere Absolute Differenz Gewichtet (engl. <i>weighted</i> )
OECD	Organisation für wirtschaftliche Zusammenarbeit und Entwicklung (engl. <i>Organisation for Economic Cooperation and Development</i> )
ODEP	Orthopädisches Datenbewertungsgremium (engl. <i>Orthopaedic Data Evaluation Panel</i> )
PE	Polyethylen
PRF	paralleles rheologisches System (engl. <i>parallel-rheological-framework</i> )
PROMs	patientenberichtete Ergebnisse (engl. <i>patient-reported outcome measures</i> )
PTFE	Polytetrafluorethylen
qCT	quantitative Computertomografie
SCC	Satzkurvenkoeffizient (engl. <i>seating curve coefficient</i> )
Ti6Al4V	hochfeste Titanlegierung

---

# Symbole

## Lateinische Symbole

Symbol	Einheit	Definition
$a$		erster Koeffizient der exponentiell angenäherten Setzkurve
$a_1$		<i>power-law</i> Materialparameter
$A_{Pf}$	%	Kontaktfläche
$A_{pl}$	%	plastische Deformationsfläche
$BV/TV$	%	Knochenvolumen zu Gesamtvolumen (von engl. <i>bone volume to total volume</i> )
$c$		dritter Koeffizient der exponentiell angenäherten Setzkurve
$C_1, C_2, C_3$	Pa	Hyperelastische Materialparameter
$d$	$\mu\text{m}$	Deformation
$d_{max}$	$\mu\text{m}$	maximale Deformation
$d_{rel}$	$\mu\text{m}$	relaxierte Deformation
$D_1, D_2, D_3$	$\text{Pa}^{-1}$	Hyperelastische Materialparameter
$DA$		Anisotropie (von engl. <i>degree of anisotropy</i> )
$\mathbf{D}^{cr}$	$\text{s}^{-1}$	symmetrischer Teil des Geschwindigkeitsgradienten
$\mathbf{e}$		Vektor der experimentellen Dehnungswerte
$E$	$\text{N}/\text{m}^2$	Elastizitätsmodul
$F$	N	Kraft
$F_A$	N	Aushebelkraft
$F_\varepsilon$	N	Kraft bei maximaler Dehnung
$F_{Imp}$	N	Implantationskraft
$F_{rel}$	N	relaxierte Kraft
$\mathbf{F}$		Deformationsgradient
$\mathbf{F}^e$		elastischer Teil des Deformationsgradienten
$\mathbf{F}^{cr}$		Kriechteil des Deformationsgradienten
$g$		Schub-Relaxationsmodul
$G$	MPa	Schubmodul
$G_0$	MPa	initialer Schubmodul
$G^{cr}$		Kriechpotential
$h$	mm	Probenhöhe
$h_0$	mm	initiale Probenhöhe
$\bar{I}_1$		erste Invariante des Cauchy-Green-Dehnungstensors

---

$J$		elastisches Volumenverhältnis
$k$		Kompressions-Relaxationsmodul
$K$	MPa	Kompressionsmodul
$K_0$	MPa	initiales Kompressionsmodul
$l_H$	mm	Hebelarm
$m_1$		<i>power-law</i> Materialparameter
$M_A$	Nm	Aushebelsmoment
$n$		Anzahl
$n_1$		<i>power-law</i> Materialparameter
$n_S$		Anzahl an Schlägen
$n_T$		Anzahl an Zeitpunkten
$p$		Signifikanzwert
$p_K$		Kirchhoffdruck
$\mathbf{p}$		Vektor der vorhergesagten ( <i>predicted</i> ) Dehnungswerte
$\bar{q}$	MPa	äquivalente deviatorische Cauchy-Spannung
$\tilde{q}$	MPa	deviatorischer Kirchhoffstresstensor
$q_1$		<i>Power-law</i> Materialparameter
$R^2$		Bestimmtheitsmaß
$s$	mm	Wandstärke
$s_P$	mm	Polspalt
$t$	s	Zeit
$t_e$	s	Einzelzeit
$T_{Pf}$	mm	Tiefe des Pressfits
$T_{Pl}$	mm	plastische Deformationstiefe
$Tb.N$		Trabekelanzahl (von engl. <i>trabecular number</i> )
$Tb.Pf$	1/mm	Trabekelkonnektivität (von engl. <i>trabecular bone pattern factor</i> )
$Tb.Sp$	mm	Trabekelabstand (von engl. <i>trabecular spacing</i> )
$Tb.Th$	mm	Trabekeldicke (von engl. <i>trabecular thickness</i> )
$U$	J/mm <sup>3</sup>	Dehnungsenergiepotential
$v$	mm/s	Geschwindigkeit

---

## Griechische Symbole

Symbol	Einheit	Definition
$\alpha$		Typ I Fehlerniveau
$\beta$		Typ II Fehlerniveau
$\delta$	°	Winkel zwischen Deformationsspitzen
$\Delta d_{rel}$	mm, %	Deformationsrelaxation
$\Delta \varepsilon_{Imp}$	%	Dehnungsabfall
$\Delta \varepsilon_{rel}$	$\mu\text{m}/\text{m}$ , %	Dehnungsrelaxation
$\Delta \varepsilon_{rel,S}$	%	Dehnungsrelaxation zwischen zwei Schlägen
$\Delta h$	mm	plastische Deformation der Knochenprobe
$\varepsilon$	$\mu\text{m}/\text{m}$ , %	Dehnung
$\dot{\varepsilon}_1$		<i>power-law</i> Materialparameter
$\varepsilon^{cr}$		Kriechdehnung
$\varepsilon_{max}$	$\mu\text{m}/\text{m}$	maximale Dehnung
$\varepsilon_{rel}$	$\mu\text{m}/\text{m}$	relaxierte Dehnung
$\varepsilon_S$	$\mu\text{m}/\text{m}$	Dehnung nach dem letzten Schlag
$\eta$	$\text{Ns}/\text{m}^2$	dynamische Viskosität
$\lambda$	s	Retardationszeit
$\dot{\lambda}$		Proportionalitätsfaktor
$\mu$		Reibkoeffizient
$\nu$		Poissonzahl
$\rho_{ash}$	$\text{g}/\text{cm}^3$	Aschedichte
$\rho_{app}$	$\text{g}/\text{cm}^3$	scheinbare Dichte
$\rho_{mat}$	$\text{g}/\text{cm}^3$	materielle Dichte
$\sigma$	MPa	Spannung
$\sigma_F$	MPa	Druckfließspannung
$\sigma_{max}$	MPa	maximale Spannung
$\sigma_{rel}$	%	Spannungsrelaxation
$\boldsymbol{\sigma}$	MPa	Cauchy-Spannung
$\tau$	s	Relaxationszeit
$\tau_S$		zweiter Koeffizient der exponentiell angenäherten Setzkurve

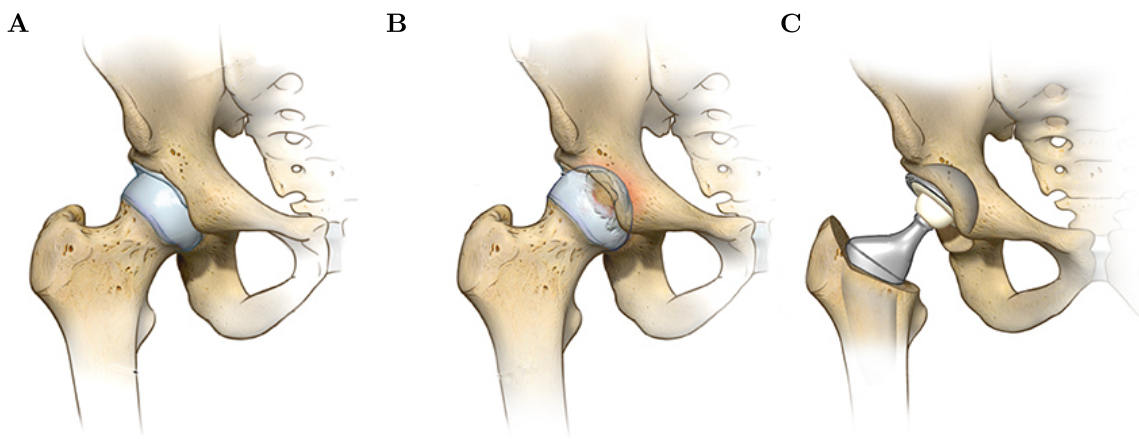
# 1 Einleitung

Der Hüftgelenkersatz ist eine der häufigsten Operationen weltweit. Im Jahr 2021 wurden in Deutschland 281 künstliche Hüftgelenke pro 100 000 Einwohner implantiert [2]. Dies stellt eine der höchsten Raten derartiger Eingriffe weltweit dar [3]. Allein zwischen 2010 und 2019 hat der demografische Wandel in Deutschland zu einem Anstieg der Bevölkerung über 67 Jahre um 37 % geführt. [4]. Im gleichen Zeitraum stieg die Zahl der implantierten Hüftendoprothesen in den OECD-Ländern um 33 % [3, 5]. In Zukunft ist – aufgrund einer weiter alternden Bevölkerung – mit einem Anstieg der Multimorbidität und Osteoporoseprävalenz als Auslöser von Erkrankungen des Bewegungsapparates und damit mit einer weiter steigenden Nachfrage nach künstlichen Hüftgelenken zu rechnen [4, 6, 7].

Ein endoprothetischer Gelenkersatz ist in der Regel erforderlich, wenn das native Hüftgelenk so stark abgenutzt oder beschädigt ist, dass die Beweglichkeit eingeschränkt ist und Schmerzen auftreten (Abbildung 1.1A-B). Die häufigste Indikation für den Hüftgelenkersatz ist mit über 80 % die Arthrose, die auch weltweit die häufigste Gelenkerkrankung ist [8–12]. Die Krankheit führt zu degenerativen Prozessen in den Gelenken, die mit einer allmählichen Erosion des Gelenkknorpels beginnen und bis zur vollständigen Freilegung der Knochenoberfläche fortschreiten können. Klinisch ist die Krankheit durch Gelenkschmerzen, Schmerzempfindlichkeit, Bewegungseinschränkung, Knirschen, gelegentlichem Erguss und unterschiedlich starken lokalen Entzündungen gekennzeichnet [12–14]. Traumatata, Osteonekrosen, Hüftdysplasien und rheumatoide Arthritis sind weitere Gründe für den Einsatz von Endoprothesen [8, 9]. Das Durchschnittsalter der operierten Patienten liegt heute bei 72 Jahren mit einem Frauenanteil von 60 % [5]. Durch den Erfolg der endoprothetischen Versorgung ist auch der Anteil jüngerer, insbesondere männlicher Patienten gestiegen [10, 15, 16]. Gleichzeitig steigt die Erwartung an Standzeit und sportlicher Aktivität mit jüngerem Patientenalter.

Das Ziel der endoprothetischen Behandlung ist die funktionelle Wiederherstellung des nativen Hüftgelenks. Zu diesem Zweck werden die anatomischen Strukturen durch künstliche Komponenten ersetzt (Abbildung 1.1C). Die Hüftendoprothese besteht aus den Hauptkomponenten Schaft (Femurkomponente) und Pfanne (Beckenkomponente). Der Kopf des

Schafts bildet zusammen mit dem Inneren der eingesetzten Pfanne die neue Gleitpaarung. Die Fixierung der Endoprothese im Knochen erfolgt auf zwei verschiedene Arten. Wenn die Knochenstruktur nicht stabil genug ist, wird die Endoprothese primär mit Knochenzement fixiert. So sind unmittelbar nach der Operation Implantat und Knochen formschlüssig miteinander verbunden. Wenn die Knochenqualität des Patienten gut ist, kann auch eine zementfreie Fixierung verwendet werden. Bei dieser Methode werden in der Regel Pressfit-Implantate verwendet, die ihre Primärstabilität durch eine kraftschlüssige Verbindung zwischen dem Implantat und dem Knochen erreichen. Damit die Pfannen langfristig stabil sind, haben sie eine poröse Außenfläche, die eine Osseointegration ermöglicht.



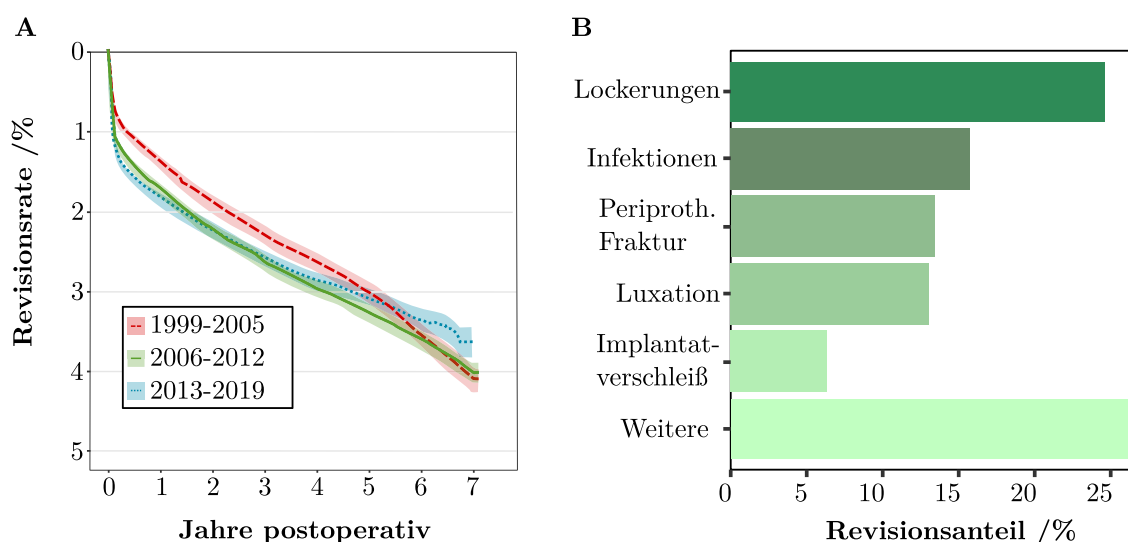
**Abbildung 1.1:** Endoprothetische Versorgung der Hüfte [17]. A: Natives Hüftgelenk mit gesundem Gelenkknorpel. B: Hüftgelenk mit Arthrose und beschädigtem Gelenkknorpel. C: Künstliches Hüftgelenk mit entferntem Knorpel/Knochen und eingesetzter Endoprothese.

## 1.1 Klinischer Erfolg der Hüftendoprothetik

Die Implantation einer Hüfttotalendoprothese (HTEP) ist eines der erfolgreichsten orthopädischen Operationsverfahren. Der Erfolg der Implantate im Hinblick auf ihre Standzeit lässt sich insbesondere anhand der nationalen Registerdaten beurteilen. Ziel des Endoprothesenregisters Deutschland ist es, „eine verlässliche Datengrundlage zu schaffen, um langfristig die Qualität der künstlichen Hüft- und Kniegelenke beurteilen zu können, das Ergebnis der medizinischen Behandlung zu sichern und die Zahl der unnötigen Wechseloperationen zu verringern“ [18]. Neben dem deutschen Endoprothesenregister mit bisher 2,0 Mio. erfassten Eingriffen sind insbesondere die Register Schwedens (1,0 Mio), Aus-

traliens (1,7 Mio.) und der USA (2,5 Mio.) sowie das weltweit größte britische Register (2,8 Mio.) zu nennen [5, 9, 10, 19].

Betrachtet man die gemeldeten Revisionen, so ist die Standzeit von Hüftendoprothesen stark gestiegen und liegt derzeit bei über 81 % nach 15 Jahren [9]. Zu den Hauptgründen für Revisionen in Deutschland gehören Infektionen, periprothetische Frakturen, Luxationen und Implantatverschleiß (Abbildung 1.2B) [5]. Gegenwärtig werden Revisionen jedoch am häufigsten aufgrund von Implantatlockerungen durchgeführt, die insbesondere bei der Pfanne auftreten [5, 8–10]. Es zeigt sich auch, dass frühe Revisionen (<2 Jahre postoperativ) im Laufe der Zeit häufiger und späte Revisionen (>2 Jahre postoperativ) seltener geworden sind (Abbildung 1.2A) [8]. Insbesondere bei der zementfreien Verankerung, deren Anteil in den letzten Jahren deutlich zugenommen hat, kommt es häufiger zu einem frühen Versagen [8, 10, 20]. Zur Vermeidung einer frühen Implantatlockerung nach der Operation muss eine hohe Primärstabilität erreicht werden. Im weiteren Verlauf können dadurch Mikrobewegungen zwischen Knochen und Implantat, die die Osseointegration verhindern, vermieden werden, [21, 22]. Es hat sich gezeigt, dass eine hohe Primärstabilität auch einen Einfluss auf die Langzeitstabilität hat [23, 24]. Spätes Versagen der HTEP (>5 Jahre) ist dabei meist auf Osteolysen in Verbindung mit Abriebpartikeln zurückzuführen [25].



**Abbildung 1.2:** Revisionen in der Hüftendoprothetik. A: Die Revisionsraten bis 7 Jahre postoperativ für unterschiedliche Implantationszeiträume nach [8]. Jüngere Implantationen zeigen längere Standzeiten, jedoch eine Zunahme des Primärversagens im Vergleich zu älteren Implantationen. B: Die häufigsten Gründe zur HTEP-Revision in Deutschland im Jahr 2020 nach [26].

Revisionsorientierte Register können jedoch nicht die Funktion und Patientenzufriedenheit für implantierte Endoprothesen ermitteln. Deshalb gibt es auch zahlreiche Scores zur Bewertung des Eingriffs, die nach der Patientenzufriedenheit wie Schmerzen und Funktion im täglichen Leben fragen und auch körperliche Untersuchungen einbeziehen (PROMs; *patient-reported outcome measures*) [27]. Erste Register integrieren bereits PROMs in ihre Datenbank [28, 29]. Im Endoprothesenregister Deutschland werden PROMs ab 2023 einbezogen [5], während das schwedische Register seit 2009 PROMs sammelt und eine Patientenzufriedenheit von 85,5% 10 Jahre postoperativ im Jahr 2020 zeigte [8].

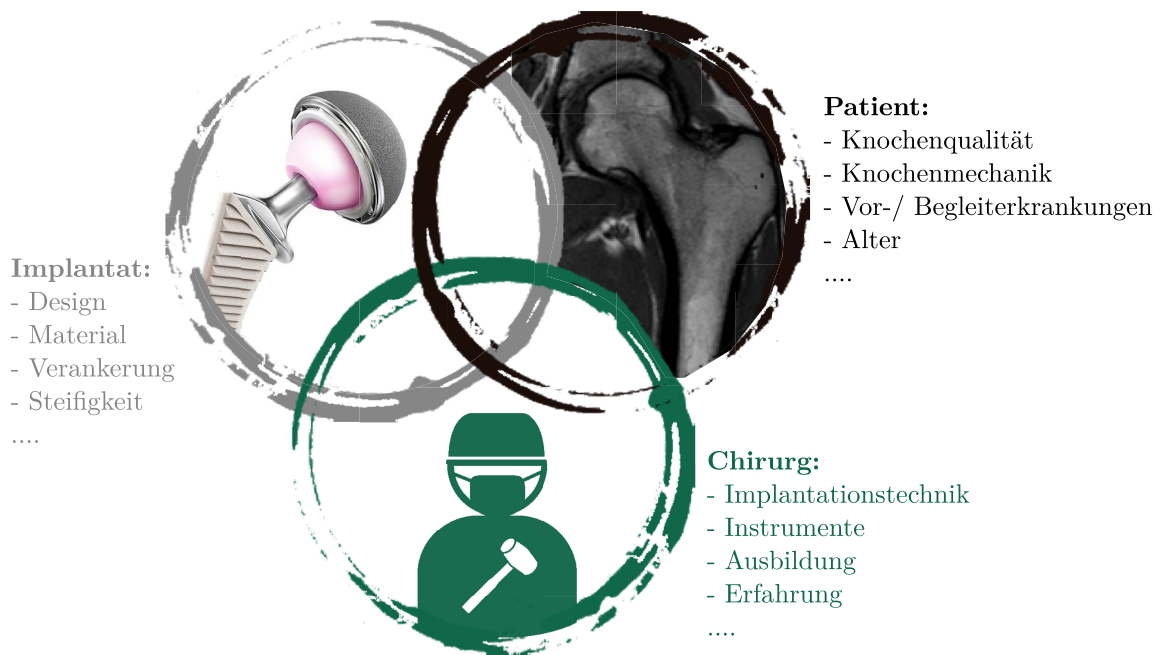
## 1.2 Motivation und Ziel der Arbeit

Trotz der hohen Erfolgsquote dürfen die niedrigen Revisionsraten nicht darüber hinwegtäuschen, dass dies in den letzten 15 Jahren allein in Deutschland einem jährlichen Versagen von etwa 35 600 Implantationen entspricht und damit über 534 000 Patienten betroffen waren [2]. Die klinische Motivation dieser Arbeit ist es daher, ein Implantatversagen aufgrund von Lockerung zu verhindern.

Das deutsche Endoprothesenregister zeigt, dass nur 2,2% aller Revisionen direkt auf ein Implantatversagen zurückzuführen sind [5]. Ähnliche Ergebnisse liegen für Australien und Großbritannien vor [9, 10]. Auch die Bewertungen des 2002 in Großbritannien gegründeten Orthopädischen Datenbewertungsgremiums (ODEP) zeigen, dass die verwendeten Implantate bei einem großen Patientenkollektiv funktionieren [30]. Der Forschungsschwerpunkt dieser Arbeit liegt daher nicht auf einer losgelösten Betrachtung des Implantats, sondern auf dem Erfolg der Implantation von zementfreien Pfannen und den damit verbundenen Wechselwirkungen zwischen Implantat, Patient und Chirurg (Abbildung 1.3). Ziel dieser Arbeit ist es, die Primärstabilität von zementfreien Pfannen zu verbessern, indem sowohl die Implantationstechnik als auch das Implantat bestmöglich an den Patienten angepasst und fehlertolerant gestaltet werden. Zu diesem Zweck wurden im Rahmen dieser Arbeit in-vitro- und in-silico-Untersuchungen in drei Studienabschnitten durchgeführt:

### 1. Interaktion Pfanne und Beckenknochen

Das Deutsche Endoprothesenregister listet Implantationen mit insgesamt 51 verschiedenen zementfreien Pfannen zwischen 2012 und 2021 auf und verdeutlicht die Vielfalt der verfügbaren Designs, Materialien und Verankerungsprinzipien [5]. Die



**Abbildung 1.3:** Der Erfolg von Hüftendoprothesen wird von implantatspezifischen, patientenspezifischen, chirurgischen Parametern und deren Interaktion beeinflusst. [31]

Pressfit-Pfannen haben dabei gemeinsam, dass die Primärstabilität bei der Implantation durch eine kraftschlüssige Verbindung erreicht wird. Daher hängt die von der Pfanne auf den Knochen ausgeübte Kraft neben der Knochenqualität auch von der Steifigkeit der Pfanne ab. Das Verhalten von Pfannen unterschiedlicher Steifigkeit während der Implantation wird deshalb in Abhängigkeit von der Knochenqualität analysiert und die daraus resultierende Primärstabilität ermittelt. Zur Bewertung dieser Wechselwirkung wird zunächst eine einheitliche Implantationstechnik untersucht.

## 2. Einfluss der Viskoelastizität

Voraussetzung für den Erfolg des Gelenkersatzes ist die feste Verankerung im Knochen des Patienten. Neben patientenspezifischen Merkmalen wie Alter, Knochenqualität und Begleiterkrankungen müssen auch die mechanischen Eigenschaften des Knochens berücksichtigt werden. Über den Einfluss des viskoelastischen Materialverhaltens des Beckenknochens auf die resultierende Primärstabilität ist wenig bekannt. Daher wird in dieser Arbeit das Verhalten acetabulärer Knochenproben zunächst experimentell untersucht und ein allgemeines Materialmodell ermittelt. Die

viskoelastische Reaktion des Knochens und ihr Einfluss auf die Pfannendeformation während der Implantation werden für verschiedene Pfannensteifigkeiten untersucht.

### 3. Variationen der Implantationsmethode

Aufgrund der jahrzehntelangen Fortschritte bei Implantaten und deren Erfolg steht heute der Chirurg besonders im Fokus. Der Chirurg kann eine Vielzahl von Implantationstechniken und Instrumenten verwenden und dadurch den Erfolg der Implantation beeinflussen. In diesem Zusammenhang wurde ein signifikanter Zusammenhang zwischen Chirurg und 1-Jahres-PROMs nachgewiesen [32]. Es hat sich auch gezeigt, dass Zentren mit einer hohen Anzahl von Eingriffen sowie Chirurgen mit einem hohen Operationsvolumen bessere Ergebnisse erzielten [20, 33, 34]. Somit ist der menschliche Faktor ursächlich für die hohe Variabilität innerhalb des Implantationsprozesses, die sogar zwischen erfahrenen Chirurgen beobachtet wurde [35]. Die Vor- und Nachteile sowie Einflüsse verschiedener Implantationstechniken und insbesondere die Interaktion mit Knochen und Implantat sind jedoch bisher kaum untersucht worden und sollen daher näher betrachtet werden. Dazu gehören Aspekte wie die Schädigung des Knochens, aber auch die viskoelastischen Eigenschaften. Für die spezifische Analyse der Implantationstechnik werden einheitliche Pfannen verwendet.

## 2 Grundlagen

Eine solide Wissensbasis über das Hüftgelenk und das Implantat ist die Grundlage für das Verständnis und die Reduzierung von Komplikationen in der Hüftendoprothetik. Zusätzlich wird im Folgenden speziell auf den aktuellen Wissensstand über die Interaktion zwischen Knochen und Implantat, den Implantationsprozess und Faktoren, die die Primärstabilität beeinflussen, eingegangen.

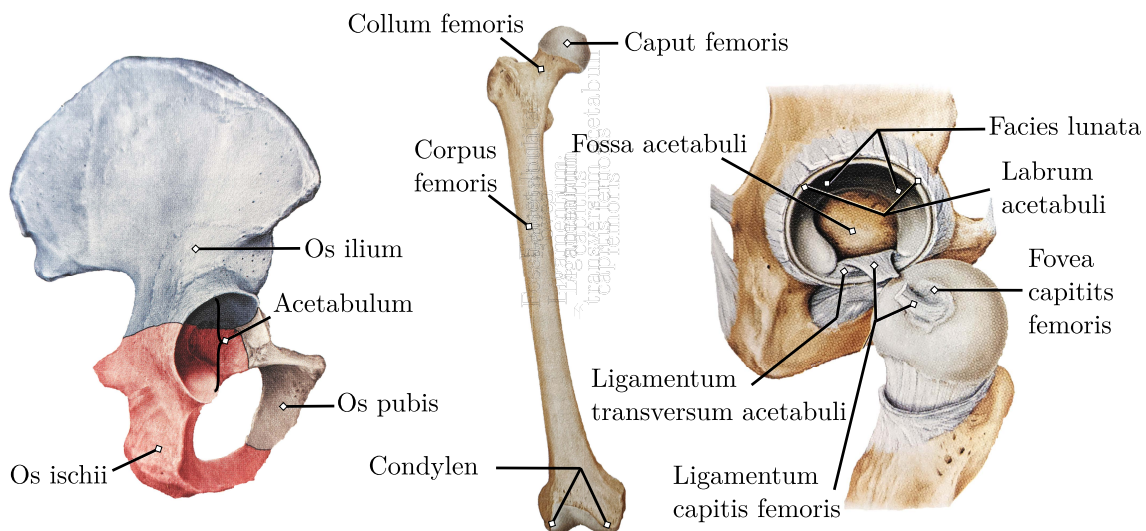
### 2.1 Das Hüftgelenk

Der Bewegungsapparat des menschlichen Körpers ermöglicht den aufrechten Gang und die Fortbewegung und umfasst die dafür notwendigen Strukturen. Der passive Teil des Bewegungsapparats besteht aus dem Skelett und den bindegewebigen Verbindungen der Skeletteile. Die Skelettmuskulatur bildet den aktiven Teil. Ein Gelenk verbindet zwei Skelettelemente und ermöglicht die Bewegung und Übertragung von Kräften. Dabei wird zwischen „unechten“ Gelenken (Synarthrosen) und „echten“ Gelenken (Diarthrosen) unterschieden. Synarthrosen sind eine kontinuierliche Verbindung durch ein Füllgewebe in Form von Fugen. Im Gegensatz dazu erfolgt die Verbindung bei Diarthrosen diskontinuierlich über einen mit Gelenkflüssigkeit (Synovia) gefüllten Spalt. Das Hüftgelenk gehört zu den Diarthrosen. Es muss die Körperlast auf die Beine übertragen und die Beweglichkeit zwischen Rumpf und den unteren Extremitäten gewährleisten. Die Gelenkkonstruktion ermöglicht daher einerseits einen ausreichenden Bewegungsumfang für die Fortbewegung, andererseits eine ausreichende Festigkeit und Belastbarkeit [36].

#### 2.1.1 Anatomie des Hüftgelenks

Das Hüftgelenk verbindet den Oberschenkelknochen (Femur; *Os femoris*) mit dem Becken (*Pelvis*). Die *Pelvis* bildet sich aus dem dorsalen Kreuzbein (*Os sacrum*) und den beiden Hüftbeinen (*Ossa coxae*). Letztere entstehen durch die Synostose des Darmbeins

(*Os ilium*), des Sitzbeins (*Os ischii*) und des Schambeins (*Os pubis*). Die ursprünglichen Grenzen der drei Knochen bilden einen dreieckigen Stern innerhalb einer halbkugelförmigen Aushöhlung, der Hüftgelenkspfanne (Acetabulum, Abbildung 2.1). Diese besteht zusätzlich aus dem *Ligamentum transversum acetabuli*, das eine knöcherne Aussparung am kaudalen Rand (*Incisura acetabuli*) schließt. Die *Facies lunata* ist die sichelförmige, knorpelüberzogene Gelenkfläche des Acetabulums, die circa 30% einer Hohlkugel entspricht [37]. Ihre Außenkante folgt dem markanten Rand des Acetabulums, die Innenkante setzt sich medial scharf von der mittig freigelassenen *Fossa acetabuli* ab [37, 38]. Eine faserknorpelige Pfannenlippe (*Labrum acetabuli*) vergrößert das Acetabulum und umschließt den großflächig überknorpelten Gelenkkopf (*Caput femoris*) jenseits des Äquators [38, 39]. In der *Fossa acetabuli* ist das *Ligamentum capitis femoris* proximal verankert und zieht bis in den distalen knorpelfreien Verankerungsbereich (*Fovea capitis femoris*) am *Caput femoris*. Der Schenkelhals (*Collum femoris*) verbindet den *Caput femoris* mit dem Femurschaft (*Corpus femoris*). Distal verbreitert sich der *Corpus femoris* zu den medialen und lateralen *Epicondylen* und endet in den angrenzenden knorpelüberzogenen *Condylen*, die Teil des Kniegelenks sind. In seiner Gesamtheit ist das Femur der längste Knochen des Skeletts und bestimmt im Wesentlichen die Körpergröße [36, 38].



**Abbildung 2.1:** Das Hüftgelenk (rechts) stellt die Verbindung zwischen Acetabulum (links) und Femur (Mitte) dar. Wichtige knöcherne Strukturen sowie die im Acetabulum integrierten Bänder sind dargestellt nach [38].

Die beiden knöchernen Teile des Hüftgelenks - der bewegliche *Caput femoris* und das unbewegliche Acetabulum - sind über den Gelenkspalt (*Spatium articulare*) verbunden. Dieser ist mit der Synovialflüssigkeit gefüllt, die zur Ernährung des Gelenkknorpels und anderer intraartikulärer Strukturen sowie als Schmiermittel für ein reibungsarmes Gleiten

der von Knorpel überzogenen Gelenkflächen dient. Die Gelenkkapsel (*Capsula articularis*) umschließt den Gelenkspalt luftdicht. Sie ist außen am knöchernen Acetabulumrand und am *Ligamentum transversum acetabuli* sowie distal am *Collum femoris* fixiert. In ihrer Wandschicht sind weitere Bänder verankert, die den Bewegungsumfang des Hüftgelenks entscheidend beeinflussen und den *Caput femoris* fest im Acetabulum verankern [38, 40].

### 2.1.2 Gelenkmechanik des Hüftgelenks

Das Hüftgelenk ist ein Nussgelenk, eine Sonderform des Kugelgelenks mit drei Freiheitsgraden, bei dem das Acetabulum den *Caput femoris* über den Äquator hinaus zu circa  $\frac{2}{3}$  umfasst. Das Hüftgelenk hat den größten Bewegungsumfang der unteren Extremitäten [41]. Ausgehend von der Neutral-Null-Stellung wird die Beweglichkeit des Hüftgelenks um 3 Hauptachsen gemessen:

1. Transversalachse - Flexion und Extension

Die Flexion beträgt passiv  $120-140^\circ$ , bei gestrecktem Knie aufgrund der passiven Insuffizienz der Muskulatur jedoch deutlich weniger. Die Extension ist durch das Bandsystem auf circa  $10-15^\circ$  begrenzt [38, 41, 42].

2. Sagittalachse - Abduktion und Adduktion

Die Abduktion beträgt maximal  $30-45^\circ$ , kann aber durch gleichzeitige Beugung auf  $90^\circ$  gesteigert werden. Die Adduktion bei gestrecktem Bein beträgt etwa  $20-30^\circ$ , bei gebeugtem Bein bis zu  $55^\circ$ . Sowohl Abduktion als auch Adduktion werden durch das Bandsystem begrenzt [38, 41, 42].

3. Longitudinalachse - Innenrotation und Außenrotation

Ebenfalls durch das Bandsystem begrenzt, ist eine Außenrotation von  $40-50^\circ$  und eine Innenrotation von  $30-45^\circ$  möglich. Letztere kann durch Hüftbeugung auf bis zu  $60^\circ$  erhöht werden [38, 42].

Die Bewegung des Hüftgelenks wird aktiv durch einen rundum geschlossenen Muskelmantel gesteuert. Die Muskulatur des Hüftgelenks lässt sich entsprechend der drei Hauptachsen in Extensoren und Flexoren (Transversalachse), Adduktoren und Abduktoren (Sagittalachse) und Innen- und Außenrotatoren (Longitudinalachse) einteilen.

Durch die Interaktion der Extremitäten mit dem Boden (äußere Belastung) werden die Hüftgelenkskomponenten belastet. Die einwirkenden Kräfte werden über den Gelenkknorpel, die Muskeln und deren Sehnen oder über Weichteilstrukturen übertragen [39]. Die

über den Schenkelhals auf das Becken wirkenden Kräfte gehören zu den größten Belastungen des menschlichen Skeletts [41]. Die Summe der Bodenreaktionskräfte im Einbeinstand entsprechen etwa dem einfachen Körpergewicht. Bei dynamischen Bewegungen zeigt die vertikale Reaktionskraft typischerweise einen ersten Peak bei der Fersenlandung und einen zweiten Peak beim Abstoßen [43, 44]. Beim normalen Gehen steigen die Bodenreaktionskräfte je Bein auf bis zu 150 % KG (Körpergewicht), beim Rennen auf bis zu 300 % KG und beim Springen auf das 5-fache des KG [45, 46].

Die mechanische Belastung des Hüftgelenks wurde von Bergmann et al. [47, 48] untersucht. Beim Gehen mit etwa 4 km/h lasten durchschnittlich 238 % KG auf dem Hüftgelenk und etwas weniger, wenn man auf einem Bein steht. Beim Treppensteigen liegt die Gelenkkontaktkraft zwischen 251 % KG (hochsteigen) und 260 % KG (hinabsteigen). Auch die Torsionsbelastung des Implantats nimmt beim Treppensteigen im Vergleich zum normalen Gehen um 23 % zu. Bei den Hüftgelenksbelastungen im Alltag wurden keine Implantatkräfte oder -momente festgestellt, die kritischer waren als beim schnellen Gehen bzw. Treppensteigen, mit Ausnahme des Stolperns, bei dem extrem hohe Kräfte von bis zu 870 % KG wirkten. Hierbei zeigt sich die Bedeutung der Muskelkräfte, welche die Hüftkontaktkraft erhöhen und gleichzeitig vor einer Überlastung der Gelenke und Knochen schützen [37].

## 2.2 Knochen

Die Skelettelemente eines Erwachsenen bestehen fast ausschließlich aus Knochen, lediglich die Knochenenden gelenkiger Verbindungen sind mit Knorpel überzogen [49]. Insgesamt besteht der menschliche Körper aus 206 Knochen, die für circa 15 % der Körpermasse verantwortlich sind [50, 51]. In der Hüftendoprothetik werden die knorpelüberzogenen Knochenenden durch künstliche Alternativen ersetzt. Die Implantate übernehmen dabei nicht nur die Aufgaben des entfernten Knochengewebes, sondern müssen auch mit dem verbleibenden Knochengewebe interagieren.

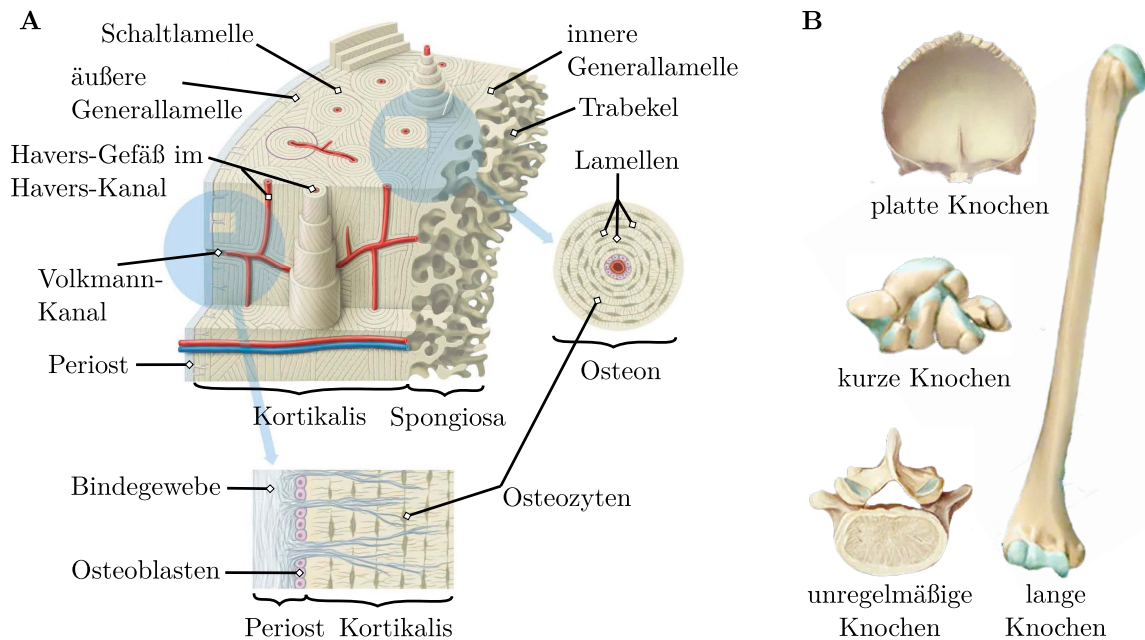
### 2.2.1 Anatomie und Histologie des Knochens

Lamellenknochen sind die Hauptform des Knochens im ausgewachsenen Skelett. Kennzeichnend ist eine äußere kompakte Schicht (Kortikalis, *Substantia corticalis*), die nach innen in eine schwammartige, trabekuläre Struktur (Spongiosa, *Substantia spongiosa*)

übergeht. Beide Knochenarten basieren auf einer lamellaren Struktur (Abbildung 2.2A). Innerhalb einer Lamelle sind die Kollagenfasern parallel angeordnet. Die Verlaufsrichtung und der Steigungswinkel der Fasern ändert sich von Lamelle zu Lamelle, sodass Fasern von Nachbarlamellen in der Regel gegensinnig verlaufen [52]. Die äußere Schicht der Kortikalis besteht aus den äußeren Generallamellen, die parallel zur Oberfläche verlaufen und schichtweise miteinander verbunden sind [53]. In ähnlicher Weise besteht die innere, dem Markraum zugewandte Schicht des Knochens aus den inneren Generallamellen. Das Innere der Kortikalis setzt sich aus Schaltlamellen und Osteonen zusammen. Im Zentrum eines Osteons verläuft der Havers-Kanal, der Bindegewebe, Nerven und Gefäße enthält [52]. Die Lamellen sind konzentrisch um diesen Kanal angeordnet, die Volkmann-Kanäle verlaufen vertikal und verbinden die einzelnen Havers-Kanäle [54]. Die äußere Oberfläche des Knochens wird von der Knochenhaut (Periost) umschlossen. Aus dem Periost ziehen kollagene Faserbündel bis einige Millimeter in den Knochen hinein [52, 54]. Nur der gelenknahe Knochen und die Gelenkflächen sind von der Synovialmembran beziehungsweise dem Knorpel bedeckt. Auf der Innenseite des Knochens befindet sich eine dünne Schicht aus meist abgeplatteten Bindegewebszellen (Endost) [49]. In der Spongiosa liegen die Lamellen in trabekulärer Form vor, was ihr eine schwammartige Struktur verleiht [55]. Dabei sind die Lamellenfasern der Spongiosa überwiegend parallel zur Trabekelfläche angeordnet [49]. Zwischen den Trabekeln der Spongiosa befindet sich Knochenmark.

Es gibt drei Arten von Knochenzellen, die im Knochengewebe vorkommen. Die Osteoblasten sind als „Knochenbildner“ für die Synthese von Kollagen und die Steuerung der Mineralisation verantwortlich. Darüber hinaus regulieren sie die Menge der Osteoklasten, die für den Abbau der mineralisierten Matrix verantwortlich sind. Osteozyten dienen der Erhaltung der Knochenmatrix. Sie entwickeln sich aus Osteoblasten und werden als reife Knochenzellen von der Knochenmatrix umschlossen. Sie sind zahlenmäßig die stärkste der drei Zellarten [49]. Alle Knochenzellen sind in einer Knochengrundsubstanz (Osteoid), einer Matrix bestehend aus Kollagenfasern und glykoproteinreicher Grundsubstanz, eingebettet [54].

Entsprechend ihrer äußeren Form werden die Knochen in kurze, lange und platte Knochen unterteilt (Abbildung 2.2B). Kurze Knochen zeichnen sich durch eine dünne, die Spongiosa umschließende Kortikalis aus. Sie besitzen keine einheitliche Markhöhle. Zu ihnen gehören beispielsweise die Hand- und Fußwurzelknochen. Knochen mit einer röhrenförmigen Diaphyse (Knochenschaft) wie das Femur, werden als lange Knochen bezeichnet. Die Diaphyse weist eine massive Kortikalisschicht und eine einheitliche Markhöhle mit spärlicher Spongiosa auf. In den Epiphysen (Knochenenden) dominiert Spongiosa, die nur von einer dünnen kortikalen Schicht umgeben ist. Innerhalb der Markräume und in



**Abbildung 2.2:** Histologie und Anatomie des Knochens. A: Lamellenstruktur eines Knochens einschließlich der Funktionseinheit eines Osteons sowie der Versorgung über das Periost, nach [55]. B: Einteilung der Knochen nach ihrer äußeren Gestalt, nach [56].

den Epiphysen befindet sich das rote, blutbildende Knochenmark. In den Markräumen der Diaphysen findet sich dagegen gelbes Knochenmark (Fettmark) [49]. Die Ausprägung der kortikalen und spongiösen Anteile platter Knochen variiert in Abhängigkeit von der mechanischen Beanspruchung. Das *Os coxae* gehört zu der Gruppe platter Knochen mit verstärkter Kortikalis und spärlicher Spongiosa. Dünne Abschnitte sind teils als einheitliche Knochenlamellen ohne Spongiosa ausgebildet. Knochen, die sich keiner Gruppe zuordnen lassen, werden als unregelmäßige Knochen bezeichnet [39].

Kortikalis und Spongiosa haben prinzipiell die gleiche Matrixzusammensetzung, wobei der Anteil des Knochengewebes pro Volumeneinheit in der Kortikalis circa 90 % und in der Spongiosa nur circa 5–35 % beträgt [39]. Die Knochengrundsubstanz besteht dabei aus circa 20–25 % Wasser, 25–30 % organischer Substanz und 50 % anorganischer Substanz (Tabelle 2.1) [53].

Neben seiner Funktion als blutbildendes Organ hat der Knochen vor allem die Aufgabe, die inneren Organe mechanisch zu schützen. Zusätzlich bildet Knochen die Grundlage für die Form und Statik des menschlichen Körpers und dient der Übertragung und Weiterleitung von Kräften. Insbesondere steht der Knochen in Wechselwirkung mit den angreifenden Muskeln, Sehnen und Bändern sowie den Gelenken und ist somit maßgeb-

**Tabelle 2.1:** Zusammensetzung der Knochenmatrix nach [53]

Anteil	Bezeichnung	Bestandteile
20–25 %	Wasser	-
25–30 %	organische Substanz	Kollagenfasern, Glycosaminoglycane, Glycoproteine, Osteonektin, Osteocalcin
50 %	anorganische Substanz	Calcium-, Magnesium-, Phosphorsalze und geringe Mengen an Chlor-, Eisen-, Fluor-, Kalium-, Natriumsalzen

lich für die Biomechanik des menschlichen Körpers verantwortlich. Dabei zeichnet sich Knochen durch seine Leichtbauweise mit hoher mechanischer Festigkeit bei gleichzeitig geringem Materialeinsatz aus. Das Knochengewebe unterliegt einem dynamischen Umbauprozess und reagiert ständig auf Be- und Entlastungsreize. Jährlich werden etwa 10 % des Knochengewebes vorwiegend in der Spongiosa umgebaut [49]. Unter mechanischer Belastung differenzieren sich Osteoblasten ausgehend vom Periost oder Endost. Im Gegensatz dazu degeneriert unbelasteter Knochen mit der Zeit. Die Knochenfestigkeit ist daher an die jeweilige Belastungssituation angepasst. Dieses Phänomen wurde erstmals 1892 von dem Berliner Anatomen und Chirurgen Julius Wolff (1836-1902) beschrieben. Sein Gesetz der Transformation der Knochen wurde nach ihm „Wolffsches Gesetz“ benannt [57]. Bei äußerer Belastung entstehen im Inneren des Knochens Spannungen, die im Gleichgewicht mit den äußeren Kräften stehen. Die Trajektorien der Trabekelstruktur spiegeln dieses Spannungsmuster wieder. Darüber hinaus wurde ein Zusammenhang zwischen der Spongiosadichte und dem Spannungsniveau festgestellt [58]. Auch der Aufbau des subchondralen Knochens ist für die Kraftübertragung auf die restliche Beckenstruktur optimiert. Der subchondrale Knochen mit dem Acetabulum überträgt den größten Teil der Belastung in Form von Membranspannungen vom Hüftgelenk auf den Beckenrand und weiter auf die Kortikalis des *Os ilium*, weshalb die Spongiosa des Beckenknochens im natürlichen Zustand relativ gering belastet ist [59].

### 2.2.2 Knochencharakterisierung

Die Dichte und Struktur von Knochen sind wichtige Merkmale, die sein mechanisches Verhalten im Alltag bestimmen. Der Knochen als Strukturmaterial kann sowohl auf makroskopischer als auch auf mikroskopischer Ebene beschrieben werden.

## Dichteparameter

Die Charakterisierung der Knochendichte fokussiert sich auf die Analyse der „scheinbaren“ Dichte  $\rho_{app}$  und der „materiellen“ Dichte  $\rho_{mat}$ . Die scheinbare Dichte  $\rho_{app}$  ist die Masse des mineralisierten Gewebes im Verhältnis zum Gesamtvolumen. Die Knochenmineraldichte (BMD) hat sich als gängige Bewertung von  $\rho_{app}$  in Bezug auf den Knochen etabliert.  $\rho_{app}$  wird häufig als eines der Hauptmerkmale des Knochens angesehen, die seine mechanischen Eigenschaften auf makromechanischer Ebene beeinflussen (Kapitel 2.2.3) und kann mithilfe von konventionellen quantitativen Computertomografie-Aufnahmen (qCT) bestimmt werden. Dabei umfasst  $\rho_{app}$  sowohl den Mineralisierungsgrad des Knochens als auch seine Porösität. Zur reinen Bestimmung des Mineralisierungsgrads wird die Materialdichte  $\rho_{mat}$  herangezogen.  $\rho_{mat}$  ist definiert als das Verhältnis von Knochenmasse zu Knochenvolumen. Dabei entspricht das Knochenvolumen dem festen mineralisierten Gewebe ohne die Hohlräume in der Knochenstruktur.  $\rho_{mat}$  bestimmt das Materialverhalten auf der trabekulären Ebene. Die Bestimmung von  $\rho_{mat}$  erfordert hochauflösende qCT-Aufnahmen, die die Visualisierung einzelner Trabekel ermöglichen. Der Quotient aus  $\rho_{app}$  und  $\rho_{mat}$  gibt das Verhältnis aus Knochenvolumen zu Gesamtvolumen ( $BV/TV$ ) an. Im Gegensatz zu  $\rho_{mat}$  geht es beim  $BV/TV$  um die Porösität der gesamten Knochenstruktur. Auch hier ist zu beachten, dass die qCT-Aufnahme des Knochens eine klare Visualisierung der einzelnen Trabekel erfordert.

Die Abhängigkeit von  $\rho_{app}$  und  $\rho_{mat}$  wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Während einige Autoren keinen Zusammenhang fanden [60–62], zeigten andere negative lineare Beziehungen [63, 64]. Andere Studien wiederum zeigten eine sogenannte „Bumerang“-Kurve, bei der die höchsten Werte für  $\rho_{mat}$  an den Extremen der Porösität ( $BV/TV$  tendiert gegen 1 bzw. 0) und die niedrigsten Werte bei mittleren  $BV/TV$ -Werten von 0,4–0,7 gefunden wurden [65, 66].

## Mikrostrukturparameter

Die Dichtecharakterisierung auf Mikrostrukturebene erfolgt über die Parameter  $\rho_{mat}$  und  $BV/TV$ . Die trabekuläre Architektur der Knochenprobe kann über die Anisotropie  $DA$  und Konnektivität  $Tb.Pf$  beschrieben werden [67–70]. Im Falle perfekter Anisotropie ( $DA = 1$ ) weisen die Trabekel eine vorherrschende Orientierung auf. In isotropen Knochenstrukturen ( $DA = 0$ ) sind die Trabekel dagegen in alle Richtungen gleichmäßig verteilt angeordnet [70]. Die Konnektivität  $Tb.Pf$  gibt die Anzahl an Trabekelvernetzungen pro Kubikmillimeter an [67].  $DA$  und  $Tb.Pf$  sind unabhängig von der Knochendichte

und werden daher als nichtlineare Strukturparameter klassifiziert. Bei gleichem  $BV/TV$  quantifizieren sie Unterschiede in trabekulären Knochenstrukturen [67, 71].

Zu den wichtigsten Parametern für die Charakterisierung der Trabekel selbst gehören die Trabekeldicke  $Tb.Th.$ , der Trabekelabstand  $Tb.Sp.$  und die Trabekelanzahl  $Tb.N.$  [72]. Die trabekulären Eigenschaften zeigen durchweg eine Abhängigkeit von der Knochendichte [71, 73].

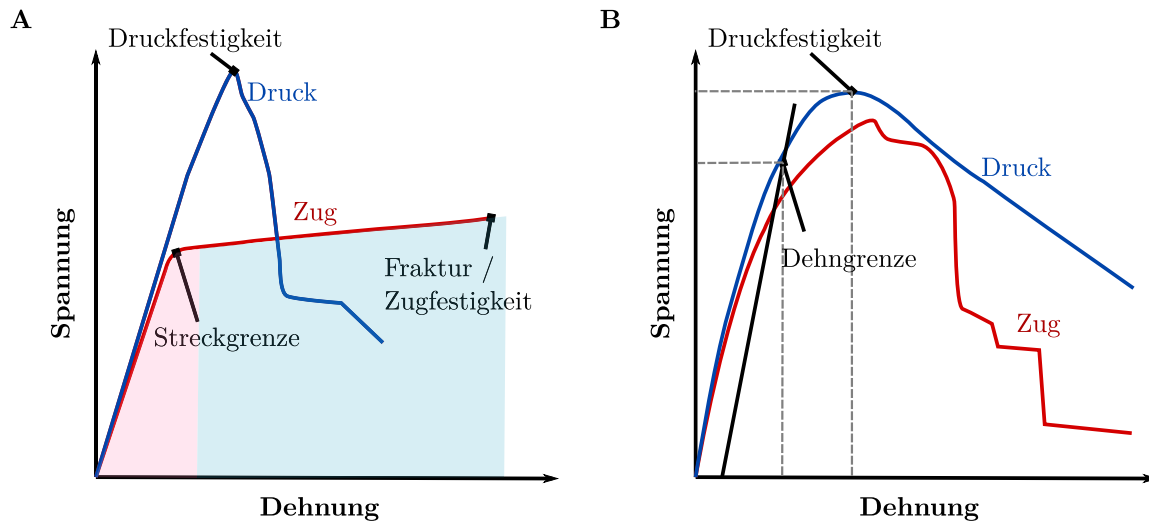
### 2.2.3 Elastizität und Festigkeit

Aufgrund der lamellaren Struktur ist das Materialverhalten des Knochens durch Anisotropie charakterisiert. Die Festigkeit und Steifigkeit des kortikalen Knochens sind in der Längsrichtung (der mit der diaphysären Achse ausgerichteten Richtung) größer als in der radialen Richtung. Die Spannungs-Dehnungs-Kurve des kortikalen Knochens ist zunächst durch ein annähernd linear elastisches Materialverhalten gekennzeichnet (Abbildung 2.3A) [74]. Die Elastizität von Knochen wird in der Regel vereinfacht durch das Hook'sche Gesetz beschrieben, bei dem die Belastung  $\sigma$  proportional zur Dehnung  $\varepsilon$  ist:

$$\sigma = E\varepsilon \quad (2.1)$$

Die Steigung  $\sigma/\varepsilon$  entspricht somit dem Elastizitätsmodul  $E$ , der die Steifigkeit des Knochens beschreibt. Im kompakten Femurknochen variiert  $E$  im Bereich von 5–15 GPa [75–77]. Bis zur Streckgrenze bzw. bis zum Erreichen der Druckfestigkeit erfolgt eine vorwiegend elastische Energieabsorption. Danach kommt es vermehrt zu einer Schädigung des Knochens. Bei Zugbelastung wird der Bereich linear elastischer Dehnung durch eine ausgeprägte Streckgrenze von einem Bereich mit linearer Verfestigung getrennt, der bei weniger als 3% abrupt in einer Fraktur endet [78]. Im Gegensatz dazu kommt es bei Druckbeanspruchung zu einem abrupten Abfall der Spannung nach Erreichen der Druckfestigkeit, bevor es bei etwa 1,5% Dehnung zum Bruch kommt.

Die hohe Steifigkeit und Festigkeit des kortikalen Knochens ist auf den Mineralgehalt des Knochens zurückzuführen [79]. Der physiologische Bereich der Mineralisierung ist jedoch zu gering, um die auftretenden Unterschiede in den mechanischen Eigenschaften zu erklären [80]. Vielmehr werden die mechanischen Eigenschaften von kortikalem Knochen von der Porosität des Knochens beeinflusst [81–83]. Veränderungen in der Porosität machen mehr als 75% der Schwankungen in der Festigkeit des kortikalen Knochens aus [80]. Er-



**Abbildung 2.3:** Spannungs-Dehnungs-Kurven des Knochens, nach [78]. A: Materialverhalten des kompakten Knochens unter Druck- und Zugbelastung in Längsrichtung. B: Materialverhalten des trabekulären Knochens unter Druck- und Zugbelastung in Hauptrichtung der Anisotropie.

müdigungsbedingte Mikroschäden in der Nähe von kortikalen Poren führen mit größerer Wahrscheinlichkeit zu Brüchen als solche in Bereichen mit hohem Mineralgehalt [84].

Wie bei kortikalem Knochen ist die Festigkeit des trabekulären Knochens bei Druck größer als bei Zug und bei Scherung am geringsten [85]. Die Spannungs-Dehnungs-Kurve des trabekulären Knochens zeigt hyperelastisches Verhalten ohne einen klaren linearen Bereich oder eine klar definierte Fließgrenze (Abbildung 2.3B) [78]. Dennoch wird Knochen oft als linear elastisches Material modelliert. Obwohl trabekulärer Knochen unter Kompression bei einer Dehnung von etwa 0,7 % anfängt sich plastisch zu verformen, kann er Dehnungen von bis zu 50 % standhalten und dabei einen Großteil seiner Tragfähigkeit beibehalten [78]. Wenn eine Probe über die Streckgrenze hinaus komprimiert wird, kommt es zu bleibenden Restdehnungen und einem Verlust an Steifigkeit und Festigkeit. Trabekulärer Knochen weist im Vergleich zu kortikalem Knochen ein leicht niedrigeren Elastizitätsmodul und eine um 20–30 % geringere Festigkeit auf [74, 86, 87]. Bei der Steifigkeit und Festigkeit von Knochen ist es wichtig, zwischen dem ganzen Knochen und dem Knochenmaterial zu unterscheiden. Bei Angaben zum Elastizitätsmodul von Spongiosa spricht man daher von einem „globalen“ Elastizitätsmodul, der die Eigenschaften des Knochens als Gesamtheit und nicht die Eigenschaften des Knochenmaterials wiedergibt [58].

Der Unterschied in den mechanischen Eigenschaften zwischen kortikalem und trabekulärem Knochen wird durch die Knochendichte und nicht durch die genauen Materialeigenschaften der Spongiosa selbst bestimmt [74, 88]. In der Regel sind der Elastizitätsmodul

und die Druckfestigkeit der Knochenstruktur annähernd proportional zur scheinbaren Dichte [89–92]. Die Steifigkeit und Festigkeit von spongiösem Knochen im Vergleich zum kompakten Knochen beträgt daher etwa 1–4 % [74]. Insbesondere bei trabekulärem Knochen mit einer hohen Anisotropie spielt die Belastungsrichtung eine große Rolle. Steifigkeit und Festigkeit sind bei Belastung in Hauptrichtung am größten und nehmen mit zunehmendem Belastungswinkel ab [74, 90, 92].

Neben dem statischen Knochenbruch können auch Ermüdungsbrüche infolge dynamischer Belastungen auftreten. Charakteristisch ist, dass Belastungen unterhalb der statischen Bruchspannung im zeitlichen Verlauf zu Rissen im Knochenmaterial führen und damit die Bruchspannung absenken bis es zum Ermüdungsbruch kommt [74]. Ermüdungsbrüche sind bei Menschen von Bedeutung, die ihre Knochen extrem oder ungewöhnlich stark belasten.

### 2.2.4 Viskoelastizität

Knochen wird den viskoelastischen Materialien zugeordnet, weshalb die auftretende Spannung nicht nur von der Dehnung, sondern auch von der zeitlichen Entwicklung abhängt. Unter Viskoelastizität versteht man das Phänomen, dass ein Körper unter Last- oder Verformungseinwirkung sowohl ein elastisches als auch ein viskoses Materialverhalten zeigt. Wenn ein Körper belastet wird, dann speichert der Körper einen Teil der Energie in Form von elastischer Verformung und ein Teil der Energie geht durch das viskose Materialverhalten verloren.

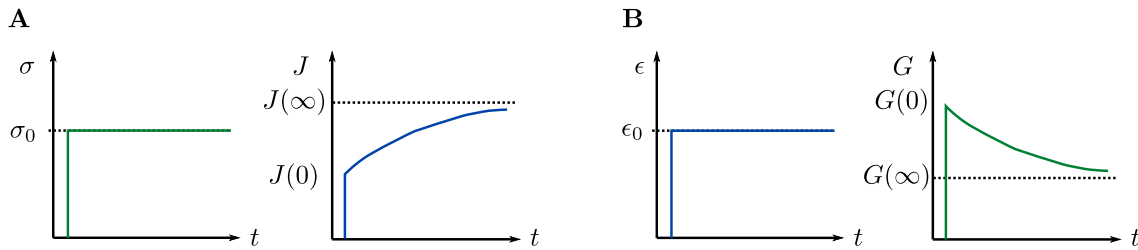
#### Materialgesetze

In der linearen Theorie der Viskoelastizität wird der Körper als lineares System betrachtet, das auf eine Anregung mit einer Antwortfunktion reagiert [93]. Wenn die Anregung eine Spannung  $\sigma_0$  ist, ist die Antwort eine Dehnung  $\varepsilon(t)$ . Die Kriechfunktion bzw. Retardationsfunktion  $J(t)$  beschreibt die Dehnung in Abhängigkeit von der aufgebrauchten Last (Abbildung 2.4A) [94, 95]:

$$J(t) = \frac{\varepsilon(t)}{\sigma_0} \quad (2.2)$$

Ist die Anregung eine Dehnung  $\varepsilon_0$ , so ist die Antwort eine Spannung  $\sigma(t)$ . Die Relaxationsfunktion  $G(t)$  charakterisiert den zeitlichen Verlauf der Spannung bei konstanter Dehnung (Abbildung 2.4B) [94, 95]:

$$G(t) = \frac{\sigma(t)}{\varepsilon_0} \quad (2.3)$$



**Abbildung 2.4:** Mechanische Reaktion viskoelastischer Materialien. A: Kriechkurve der Dehnung durch Sprungfunktion der Spannung. B: Spannungsrelaxation bei Sprungfunktion der Dehnung.

Rheologische Modelle beschreiben das Verformungsverhalten auf der Basis von in Reihe oder parallel geschalteten Modellkörpern. Die grundlegenden Eigenschaften der linearen Elastizität, der Viskosität und der Plastizität werden dabei über die Modellkörper Feder, Dämpfer und Reibklotz und deren Grundgleichungen beschrieben. Bei der Viskoelastizität besteht die einfachste, nicht triviale Kombination rheologischer Grundelemente aus einer Feder und einem Dämpfer. Sowohl die allgemeine Kriechfunktion (Formel 2.2) als auch die allgemeine Relaxationsfunktion (Formel 2.3) können über die Stoffgesetze und deren Wechselwirkung angegeben werden. Die Parallelschaltung von Feder und Dämpfer stellt den einfachsten Ansatz zur Beschreibung des viskoelastischen Verhaltens dar und wird nach William Thomson (Lord Kelvin, 1824-1907) und Woldemar Voigt (1850-1919) als Kelvin-Voigt-Modell bezeichnet (Abbildung 2.5A) [96–99]. Die Kriech- und Relaxationsfunktionen sind mit dynamischer Viskosität  $\eta$  und Retardationszeit  $\lambda = \eta/E$ :

$$J(t) = \frac{1}{E}(1 - e^{-t/\lambda}) \quad (2.4)$$

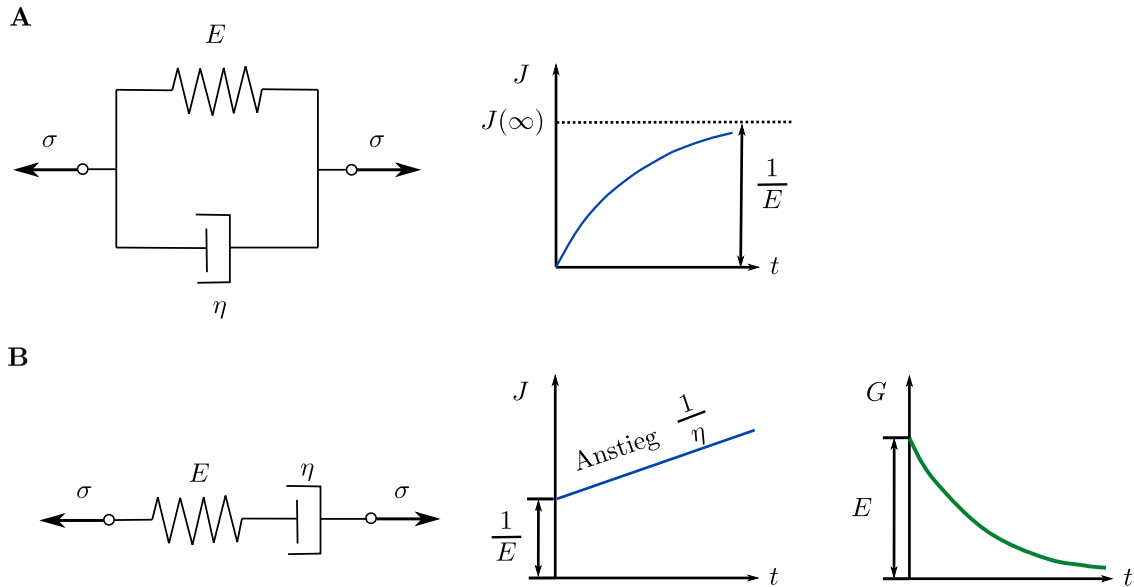
$$G(t) = E + \eta\delta(t) \quad (2.5)$$

Das zweite grundlegende Modell der Viskoelastizität ist das nach James Clerk Maxwell (1831-1879) benannte Maxwell-Modell, das Feder und Dämpfer in Reihe schaltet (Abbildung 2.5B) [100]. Die Kriech- und Relaxationskurven für dieses Modell können spezifisch definiert werden:

$$J(t) = \frac{1}{E} + \frac{t}{\eta} \quad (2.6)$$

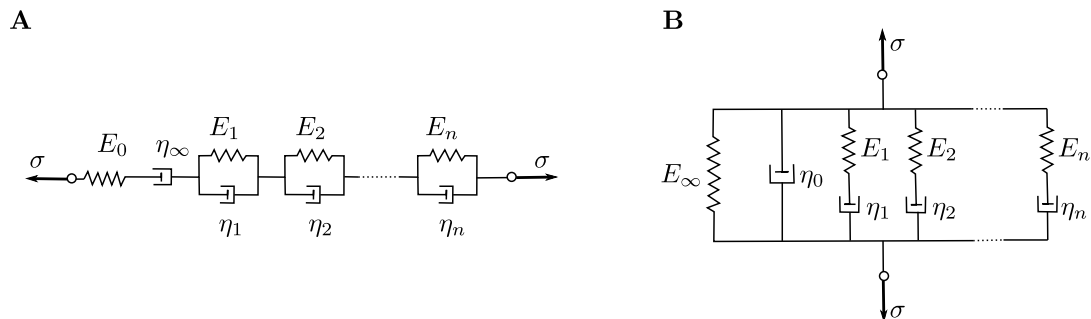
$$G(t) = Ee^{-t/\eta} \quad (2.7)$$

Mit nur einer Relaxationszeit (Maxwell-Modell) bzw. einer Retardationszeit (Kelvin-Voigt-Modell) sind beide 2-Element-Modelle nicht in der Lage, das komplexe Verhalten viskoelastischer Materialien hinreichend genau zu beschreiben. Allgemeinere Modelle



**Abbildung 2.5:** 2-Element-Modelle zur Beschreibung der Viskoelastizität. A: Kelvin-Voigt-Modell bestehend aus parallel geschalteter Feder-Dämpfer-Kombination. B: Maxwell-Modell bestehend aus in Reihe geschalteter Feder-Dämpfer-Kombination.

erhält man durch die Kombination mehrerer Federn und Dämpfer in Reihe oder parallel. Eine Reihenschaltung aus einer Feder, einem Dämpfer und einer beliebigen Anzahl von Kelvin-Voigt-Körpern wird als verallgemeinertes Kelvin-Voigt-Modell (Kelvin-Voigt-Gruppe) bezeichnet (Abbildung 2.6A). In ähnlicher Weise ist das verallgemeinerte Maxwell-Modell eine Parallelschaltung einer Feder, eines Dämpfers und einer beliebigen Anzahl von Maxwell-Körpern (Maxwell-Gruppe; Abbildung 2.6B). Es kann gezeigt werden, dass es für jeden Körper der Kelvin-Voigt-Gruppe einen äquivalenten Körper der Maxwell-Gruppe gibt [94].



**Abbildung 2.6:** Generalisierte Modelle zur Beschreibung der Viskoelastizität. A: Kelvin-Voigt-Gruppe bestehend aus in Reihe geschalteten Kelvin-Voigt-Körpern. B: Maxwell-Gruppe bestehend aus parallel geschalteten Maxwell-Körpern.

Neben den linear-viskoelastischen Materialien gibt es auch solche, die ein nichtlineares Verhalten aufweisen. Hierbei werden zwei Arten von Nichtlinearitäten unterschieden [101]. Zum einen beziehen sich Material-Nichtlinearitäten auf nichtlineare Spannungs-Dehnungs-Reaktionen, die aufgrund des inhärenten konstitutiven Verhaltens des Materials auftreten. Auf der anderen Seite gibt es geometrische Nichtlinearitäten, die ein mathematisches Problem darstellen. Sie treten auf, wenn die Verschiebungen und Dehnungen groß sind und die Definitionen von Spannung und Dehnung auf Basis des undeformierten Zustands unzureichend sind. Material-Nichtlinearitäten zeigen sich schon bei geringen Dehnungen und werden in der Regel mit zunehmender Dehnung ausgeprägter [102, 103]. Daher können bei geringen Dehnungen die linearisierten Definitionen der Spannungs- und Dehnungstensoren trotz des Vorhandenseins von Nichtlinearität mathematisch ausreichend sein. Vorhandene Nichtlinearitäten können über Spannungs-Dehnungs-Diagramme zu verschiedenen Zeiten oder bei verschiedenen Spannungsniveaus nachgewiesen werden. Zur Berechnung von Materialien im nichtlinearen viskoelastischen Bereich sind nichtlineare Materialgesetze oder modifizierte lineare Gesetze erforderlich.

### **Viskoelastisches Verhalten von Knochen**

Knochen ist ein viskoelastisches Material, das sowohl ein Kriechverhalten als auch eine Spannungsrelaxation aufweist. Dies führt dazu, dass die mechanischen Eigenschaften von der Verformungsgeschwindigkeit bzw. der Belastungsfrequenz abhängig sind [104–106]. Insbesondere wirkt sich das viskoelastische Verhalten auf die Entstehung und Ausbreitung von Knochenbrüchen aus [107, 108]. Knochen ist ein poröses Verbundmaterial, bei dem die flüssige Phase (Knochenmark, Blut, interstitielle Flüssigkeiten) die Poren innerhalb der Trabekel füllt. Wie in jedem porösen Material tragen sowohl die interstitielle Flüssigkeit als auch die feste Gewebematrix zum viskoelastischen Verhalten des Knochens bei [109]. Die viskoelastischen Knocheneigenschaften können über Thermoelastizität, Piezoelektrizität, Bewegung biologischer Flüssigkeiten durch Kanäle und die intrinsische Viskoelastizität der Kollagenfasern erklärt werden [110, 111]. Eine erhöhte viskoelastische Dämpfung bei hohem Flüssigkeitsgehalt wurde in mehreren Studien nachgewiesen [105, 112, 113]. Im Gegensatz dazu konnte keine eindeutige Korrelation zwischen Spannungsrelaxation und scheinbarer Dichte gefunden werden [114]. Knochenproben des Femur zeigten eine erhebliche Variation der Spannungsrelaxation zwischen Regionen in Höhe von 7–42% (Median: 18,2%) nach 7 Minuten [114]. Weitere Studien bestätigten diese Ergebnisse mit einer mittleren Relaxation von 21,4% und 16,2% nach 100 Sekunden [110, 115]. Lades-teijn et al. hingegen zeigten Relaxationen von 40% nach 300 Sekunden für trabekuläre Proben sowohl des Femurs, als auch des Acetabulums [116]. Der größte Spannungsabfall

wurde innerhalb der ersten 10 Sekunden beobachtet [115, 116]. Unterschiede zwischen den einzelnen Studien können auf unterschiedliche Testkonfigurationen zurückgeführt werden. Insbesondere das Relaxationsverhalten von Knochen zeigt eine Abhängigkeit von der Höhe der Dehnung, sodass für Knochen ein nichtlineares viskoelastisches Materialverhalten angenommen wird [110, 117–121]. Bei geringen Dehnungen kann trabekulärer Knochen über ein linear viskoelastisches Modell hinreichend beschrieben werden [85, 122].

In der Literatur gibt es viele Ansätze zur Modellierung des viskoelastischen Verhaltens von Knochen [117, 122–128]. Weit verbreitet ist die Unterteilung der Spannungsrelaxation in zwei Phasen, von denen eine für das Kurzzeitverhalten und die zweite für die Langzeitdynamik relevant ist [117, 125, 128]. Jeder Relaxationsmechanismus wird durch eine Kohlrausch-Williams-Watts-Funktion mit einer eigenen charakteristischen Zeit modelliert. Quaglini et al. ermittelten anhand von experimentellen Daten aus trabekulärem Rinderknochen eine konstante Langzeitcharakteristik und eine Kurzzeitcharakteristik in Abhängigkeit von der Belastungshöhe [117]. Vollständige Definitionen der Variablen sind für Rinderproben der Femurdiaphyse [125–127] und des Femurkopfes [128] verfügbar. Weitere Modellierungen des viskoelastischen Knochens beziehen sich auf existierende Modelle wie der Prony-Reihe oder das Schapery-Modell [122–124, 129, 130]

## 2.3 Zementfreie Hüftendoprothetik

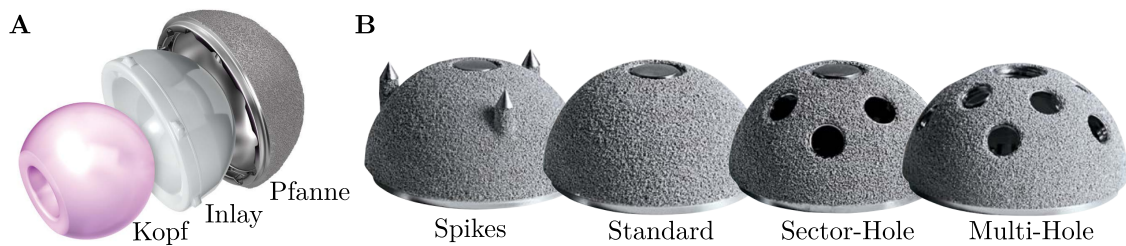
Die zementfreie Verankerung zielt auf eine biologische Integration des Implantats durch Anlagerung von Knochen an die Prothese ab. In Deutschland wurden 76,9 % der im Jahr 2021 implantierten primären HTEP komplett zementfrei verankert. In 17,5 % der Fälle wurde eine Hybridimplantation, eine Kombination aus zementfreier Pfanne und zementiertem Schaft, durchgeführt. Nur in 4,1 % erfolgte die Pfannenimplantation komplett zementiert [5]. Der Trend zur zementfreien Verankerung zeigt sich auch in den Registerdaten Schwedens, Australiens und Großbritanniens [8–10]. Aufgrund der Abhängigkeit der Primärstabilität vom Knochen wird die zementfreie Verankerung nur bei Personen mit ausreichend guter Knochenqualität empfohlen. Insbesondere Osteoporose und Knochenstoffwechselstörungen sind Kontraindikationen für die zementfreie Verankerung. Im Gegensatz zur zementierten Prothese ist bei der zementfreien Variante keine technisch aufwendige Entfernung des Zementmantels bei Wechseloperationen erforderlich [131]. Außerdem kann der Zementmantel im Laufe der Zeit und bei hohen mechanischen Belastungen ermüden. Weitere Vorteile sind neben der biologischen Integration eine kürzere Operati-

onszeit, die weitgehende Vermeidung von intraoperativen Fettembolien und die fehlende thermische Gewebeschädigung durch den aushärtenden Knochenzement [42, 131].

### 2.3.1 Aufbau und Design der Pressfit-Pfanne

Pressfit-Pfannen basieren auf dem Prinzip des Kraft-Reibschlusses zwischen Implantat und Knochen, der für die initiale Verankerung im Knochen sorgt. Die langfristige Stabilität wird durch Osseointegration in die Implantataußenfläche erreicht. Zementfreie Pfannen wurden in den 1970er-Jahren eingeführt, um die mit zementierten Polyethylen(PE)-Pfannen assoziierte aseptische Lockerung zu vermeiden, die der „Zementkrankheit“ zugeschrieben wird [132]. Die Pfannen dieser ersten Generation waren reine Monoblock-Pfannen mit glatten Oberflächen aus Kobalt-Chrom-Molybdän, PE oder Keramik [133, 134]. Die beiden letztgenannten Materialien wurden zunehmend durch die Verwendung von Reintitan und Titanlegierungen verdrängt, da diese am ehesten eine großflächige knöcherne Integration begünstigen [37]. Die wesentliche Weiterentwicklung der Pfannen der zweiten Generation ab Mitte der 1980er-Jahre war die Verwendung einer strukturierten Außenfläche, die die Osseointegration fördert und zu einer besseren Langzeitstabilität beiträgt [135].

Die heutigen Pfannen der dritten Generation sind zumeist modular aufgebaut [5]. Sie bestehen aus der äußeren Metallpfanne und einem Inlay, das zusammen mit dem schaftseitigen Kopf die Gleitpaarung bildet (Abbildung 2.7A). Die äußere Implantatoberfläche ist korundgestrahlt, plasmagespritzt oder durch das Aufbringen von Trabekeln, Netzen oder Kugeln strukturiert. Interkonnektierende Oberflächen mit einer Porengröße von 100–500 µm haben sich als ideal erwiesen [136]. Zu den verwendeten Materialien gehören Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen (CoCrMo), Titan und Titanlegierungen (Ti6Al4V) [42, 137, 138]. Neben Unterschieden im Material und in der Oberflächenbeschaffenheit gibt es weitere Varianten, die eine zusätzliche Fixierung der Pfanne durch Schrauben, Spikes oder Rippen vorsehen oder sich in der Pfannendicke und im Design unterscheiden (Abbildung 2.7B). Im Inneren der Pfanne befindet sich ein Inlay, das ein reibungsarmes Gleiten des Hüftkopfes gewährleisten soll. Als Materialien für das Inlay und den Kopf werden PE, Keramik oder Metall verwendet. Im Jahr 2021 waren die am häufigsten implantierten Gleitpaarungen in Deutschland Keramik auf PE (CoP, 81,3%), gefolgt von Keramik auf Keramik (CoC, 8,1%) und Metall auf PE (MoP, 6,9%) [5].



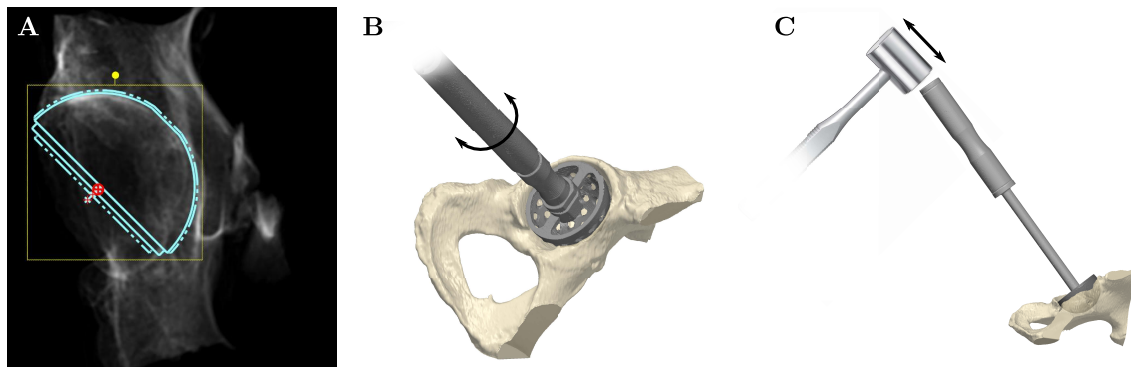
**Abbildung 2.7:** Zementfreies Pfannensystem, nach [139]. A: Modularer Aufbau bestehend aus einer Metallpfanne mit PE-Inlay, das mit einem Keramikkopf die Gleitkomponente bildet. B: Neben der klassischen, durchgängigen Porocoat® Beschichtung, gibt es die Pinnacle®-Pfanne auch als Varianten mit Spikes und einer variierenden Anzahl an Schraublöchern.

### 2.3.2 Implantation der Pressfit-Pfanne

Die verwendete Implantatgröße wird bereits bei der präoperativen Planung festgelegt. Die Pfanne wird anhand der anterioren/posterioren Röntgenaufnahme positioniert und ausgerichtet, oft in Verbindung mit einer seitlichen Lauenstein-Aufnahme (Abbildung 2.8A). Hierbei wird eine Pfannenabduktion von 40–45° und eine Pfannenanteriorversion von 15–20° angestrebt. Als anatomische Orientierungspunkte dienen die mediale Wand des Acetabulums, der lateral-superiore Rand und die von *Os pubis* und *Os ischii* aufgespannte Ebene. Zur Erleichterung der Implantatpositionierung und intraoperativen Pressfit-Kontrolle stehen Ausrichtungshilfen und Probepfannen zur Verfügung. Zur Herstellung des gewünschten Pressfits wird die Kavität nach Freilegung des Acetabulums zunächst schrittweise halbkugelförmig aufgefräst bis der gewünschte Durchmesser erreicht ist (Abbildung 2.8B). Der Gelenkknorpel wird beim Auffräsen vollständig entfernt. Anschließend wird die Pfanne mithilfe eines Einschlägers und eines Hammers in die Kavität geschlagen bis die gewünschte Pfannenposition erreicht ist (Abbildung 2.8C). Diese wird vom Operateur allein aufgrund seiner Erfahrung und der Geräusentwicklung beim Einschlagen beurteilt [37]. Nach der Operation ist eine sofortige Belastung der HTEP möglich, sodass der Patient schnell mobilisiert werden kann. [37, 139]

## 2.4 Primärstabilität und Pfannendeformation

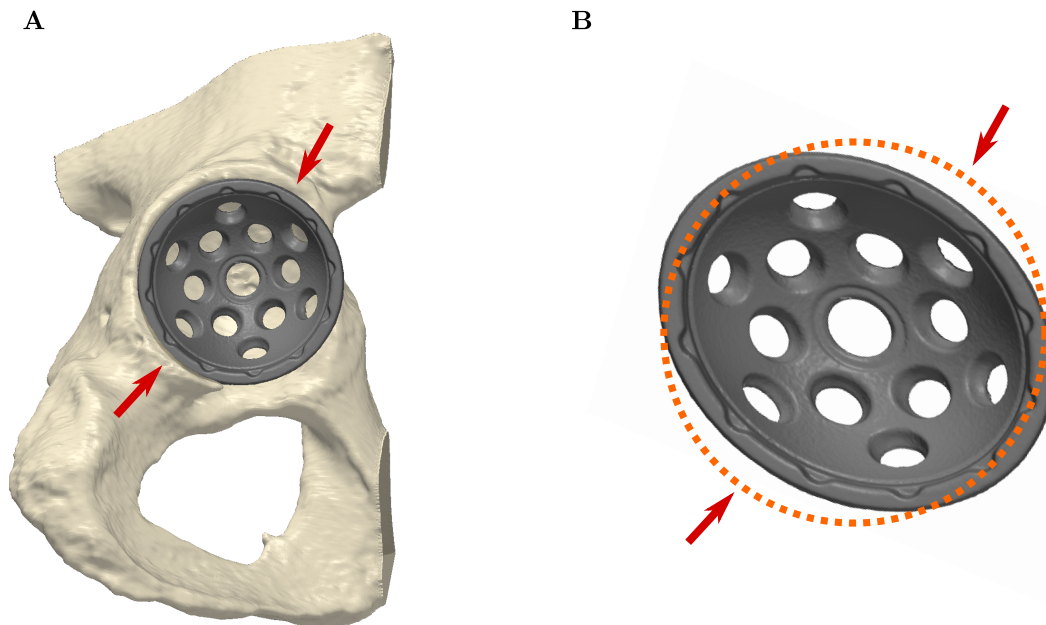
Die Primärstabilität der zementfreien Hüftpfanne soll die direkte Migration der Pfanne nach der Operation und die daraus resultierenden Komplikationen verhindern [24, 25]. Sie ist auch für die langfristige Verankerung durch Osseointegration unerlässlich. Bei ausreichender Primärstabilität differenziert sich das frühe Gewebsinfiltrat in den Poren zu



**Abbildung 2.8:** Implantation der Pressfit-Pfanne. A: Die Festlegung der Pfannengröße wird präoperativ anhand von Bildaufnahmen des Beckens durchgeführt. B: Intraoperativ folgt nach der Freilegung des Acetabulums ein schrittweises Auffräsen der Kavität. C: Mithilfe eines Einschlägers und eines chirurgischen Hammers wird die Pfanne in die vorbereitete Kavität eingeschlagen.

Knochen, entweder durch direkte Knochenbildung in den Poren oder durch appositionelles Knochenwachstum aus dem angrenzenden Knochen in den porösen Bereich [21]. Relativbewegungen von mehr als 150  $\mu\text{m}$  zeigten dagegen ein verstärktes fibröses Einwachsen bis hin zur fibrösen Verkapselung des Implantats [21, 22].

Die Primärstabilität von Pressfit-Pfannen wird durch eine Unterfräsung der acetabulären Kavität und durch anschließendes dynamisches Einschlagen der Pfanne erreicht. Die Pfannen werden anfänglich nur durch Reibungskräfte an der Knochen-Implantat-Grenzfläche stabilisiert [140]. Die Größe dieser stabilisierenden Reibungskraft ist eine Funktion des Reibungskoeffizienten und der senkrecht zur Schnittstelle wirkenden Druckkraft [140, 141]. Die Klemmung erfolgt aufgrund der Inhomogenität des Beckens zwischen *Os ilium* und *Os ischii* und führt zu einer elliptischen Pfannendeformation (Abbildung 2.9) [142–144]. Das Ausmaß der Pfannenverformung in Abhängigkeit vom Pfannentyp ist daher ein Indikator für die erzielte Primärstabilität [145]. Gleichzeitig kann sich eine übermäßige Verformung auf das PE-Inlay übertragen und die Tribologie der Gleitpaarung negativ beeinflussen [146, 147]. Bei keramischen Inlays steigt mit zunehmender Verformung das Risiko des Kippens während des Fügeprozesses [148, 149] und damit das Risiko eines Inlaybruchs beim Einschlagen [150]. Neben den beiden Komponenten Pfanne und Knochen spielt vor allem der Implantationsvorgang eine Rolle für die Primärstabilität und Pfannendeformation. Zum einen beeinflusst die Implantation maßgeblich die Pfannenpositionierung und den Pressfit, zum anderen wirken die aufgebrachtten Kräfte beim Schlag auf Knochen und Pfanne.



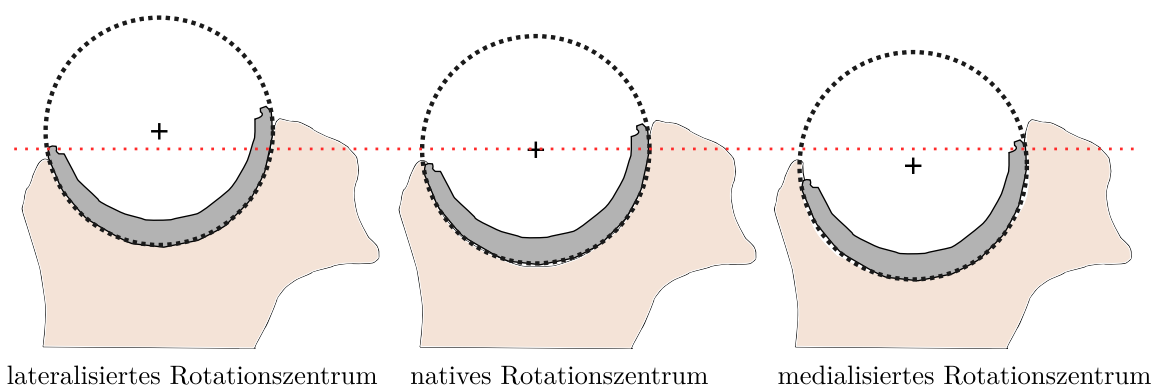
**Abbildung 2.9:** Deformation der Pressfit-Pfanne. A: Der Kraftschluss zwischen Pfanne und Knochen findet verstärkt zwischen *ischialer* und *iliakaler* Säule statt. B: Die entstehende 2-Punkt-Klemmung führt zu einer elliptischen Verformung der Pfanne.

### 2.4.1 Einfluss der acetabulären Kavität

Die Basis der acetabulären Kavität ist der Beckenknochen mit nativem Acetabulum. Die mechanischen Eigenschaften des Knochens sind daher ein wesentlicher Faktor für die Primärstabilität der Pfanne und müssen stets berücksichtigt werden. Die wichtigsten zu berücksichtigenden Eigenschaften sind die Knochenqualität und die viskoelastischen Eigenschaften. Letztere führen nach der Implantation zu einer Knochenrelaxation, die durch den Reibschluss auf das Implantat übertragen wird. Bei Hüftpfannen hat sich gezeigt, dass innerhalb von 20 Minuten nach der Implantation keine vollständige Relaxation der Pfanne zu beobachten ist [151, 152] und dass der größte Teil der Spannungsrelaxation im Knochen in den ersten 10 Sekunden nach Erreichen der maximalen Fixierkraft auftritt [116]. Bei Pressfit-Pfannen erhöht eine gute Knochenmineraldichte sowohl die Primärstabilität [153–155] als auch die Pfannendeformation [142]. Auch beim Fräsen der Kavität ist eine Berücksichtigung der Knochenqualität unerlässlich. Ein hoher nominaler Pressfit führt analog zur Knochenqualität zu einer verbesserten Primärstabilität [145, 153, 156–158]. Im Allgemeinen wird ein Pressfit im Bereich von 1–2 mm empfohlen [159–161]. Eine schlechte Knochenqualität kann durch einem höheren Pressfit kompensiert werden [156]. Insbesondere bei osteoporotischem Knochen erhöht jedoch ein nomineller Pressfit >2 mm

das Frakturrisiko [153, 156, 157]. Zur Vermeidung einer übermäßige Pfannendeformation kann aufgrund der starken Reibungskräfte ein niedriger Pressfit oder sogar das Weglassen eines nominalen Pressfits ausreichend sein, insbesondere wenn die Knochenqualität gut ist [162]. Zu hohe nominelle Pressfits erschweren zusätzlich die Implantation und damit insbesondere die Positionierung des Implantats [140, 141].

Die Implantatpositionierung kann durch den Durchmesser der Kavität und auch durch die Tiefe der Kavität beeinflusst werden. Das Ziel der Kavitätsfräsung ist die Wiederherstellung des Rotationszentrums. Die Tiefe sollte entsprechend gewählt werden, um eine korrekte Positionierung bei der Implantation zu ermöglichen. Insbesondere eine unzureichend tief gefräste Kavität birgt das Risiko, dass die Pfanne den Boden erreicht, bevor die periphere Klemmwirkung voll zum Tragen kommt. In diesem Fall spricht man vom *bottoming-out* der Pfanne [163, 164]. Neben einer verminderten Klemmung kommt es zu einer unerwünschten Lateralisierung des Pfannenzentrums (Abbildung 2.10) [165, 166]. Im Gegensatz dazu kann eine zu tief gefräste Kavität zur Medialisierung des Pfannenzentrums führen. Bei ausreichendem Knochenstock kann eine gezielte Medialisierung dazu dienen, die Fixierung des Implantats zu gewährleisten, aber auch die im Alltag wirkenden Hüftgelenkskräfte zu reduzieren [166–169]. Auch ein pathologisch lateralisiertes Rotationszentrum kann über die Frästiefe korrigiert werden [37]. Im Gegensatz zur Lateralisierung der Pfanne kann sich die Medialisierung positiv auf die Primärstabilität auswirken [164, 170]. Gleichzeitig führt eine Medialisierung der Pfanne zu einem erhöhten Luxationsrisiko und Frakturrisiko sowie einem eingeschränkten Bewegungsumfang [37]. Die zusätzliche Entfernung von gesundem Knochen kann zudem eine Revision erschweren [168].



**Abbildung 2.10:** Die Pfannenpositionierung beeinflusst die Lage des Rotationszentrums (+). Das native Rotationszentrum (Mitte, rote Linie) kann durch eine unzureichende Frästiefe lateralisiert werden (links). Eine Medialisierung entsteht durch eine zu tiefe Fräsung bei gleichzeitig komplettem Pfanneneinschlagen (rechts).

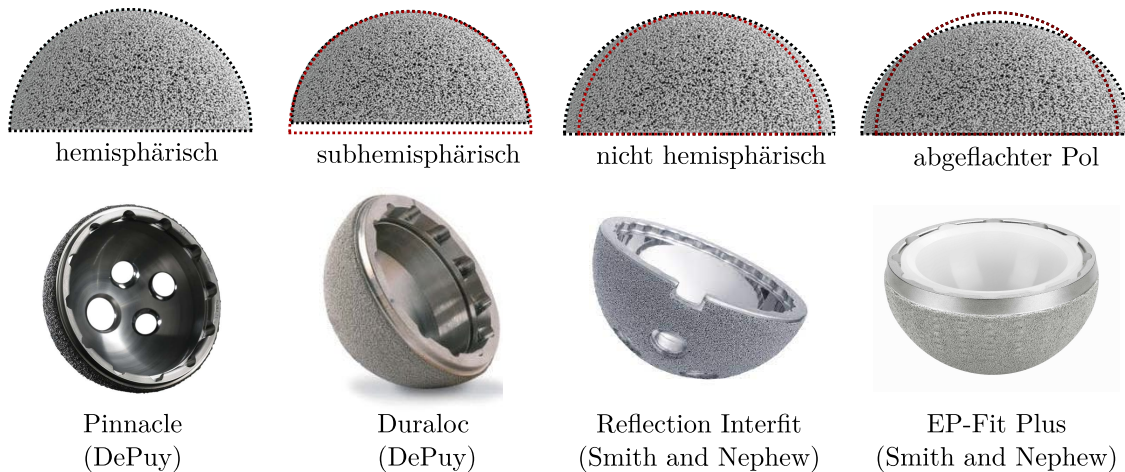
## 2.4.2 Design der Pressfit-Pfanne

In Kapitel 2.3 wurden bereits verschiedene Varianten der Pressfit-Pfanne vorgestellt, deren Einfluss auf die Primärstabilität unterschiedlich ist. Ein wesentlicher Faktor ist dabei die Oberflächenbeschaffenheit. Ein hoher Reibungskoeffizient der Oberfläche ist maßgeblich für den Kraft-Reibschluss [171, 172] ohne jedoch die Pfannendeformation zu beeinflussen. Zusammen mit einem hohen Pressfit kann eine sehr raue Oberfläche jedoch die Implantation erschweren und zu einer falschen Implantatpositionierung führen [140, 162]. Es wurde festgestellt, dass der Reibungskoeffizient bei der Pfannenextraktion niedriger ist als bei der Einpressung, wobei das Ausmaß von der Oberflächenbeschaffenheit abhängt [173]. Dies kann auf die abrasiven Eigenschaften des Implantats zurückgeführt werden, die den effektiven Pressfit verringern [173, 174].

Während Titan aufgrund seiner Biokompatibilität für die Osseointegration besonders vorteilhaft ist [175], beeinflusst das Material auch die mechanischen Eigenschaften der Pfanne. Zur Vermeidung des *stress-shielding* Effekts, der eine Knochenresorption aufgrund mangelnder mechanischer Belastung beschreibt, sollte der Elastizitätsmodul der Pfanne möglichst nahe am Elastizitätsmodul des Knochens von 10–30 GPa liegen [176–179]. Der Elastizitätsmodul metallischer Biomaterialien ist im Allgemeinen höher als der von Knochen. Der Elastizitätsmodul von Ti6Al4V mit etwa 110 GPa [180] ist jedoch deutlich niedriger als der von CoCrMo mit 210 GPa [176]. Die Pfannensteifigkeit wird neben dem verwendeten Material maßgeblich von der Pfannendicke bestimmt [142] und hat einen direkten Einfluss auf die Primärstabilität und insbesondere die Pfannendeformation. Pfannen mit geringer Steifigkeit wirken dem *stress-shielding* entgegen [181, 182], während Pfannendeformation und Primärstabilität steigen [143, 145, 182, 183]. Ein unzureichender Pressfit erhöht jedoch das Risiko eines unzureichenden Kraft-Reibschlusses bei weniger steifen Pfannen [178]. Mit zunehmendem Durchmesser sinkt auch die Pfannensteifigkeit [151, 183]. Bei besonders kleinen bzw. großen Pfannen sollte daher eine Anpassung des Pressfits in Betracht gezogen werden [160].

Heutzutage haben die meisten Pfannen ein hemisphärisches Design, das sich durch seine Rotationssymmetrie und eine vollständige 180°-Abdeckung auszeichnet (Halbkugel; Abbildung 2.11). Darüber hinaus gibt es subhemisphärische Pfannen mit geringerer Abdeckung (unvollständige Halbkugel) und nicht hemisphärische Pfannen [42]. Letztere können am peripheren Rand aufgeweitet oder elliptisch geformt sein, wobei die Rotationssymmetrie verloren geht. Die Primärstabilität der Pfanne wird durch ein subhemisphärisches Design verringert [156], klinisch wurden jedoch keine Lockerungen beobachtet [184]. Nicht hemisphärische Pfannen können die Primärstabilität erhöhen [164, 185], zeigten aber eine

geringere Osseointegration [186]. Des Weiteren gibt es sowohl hemisphärische als auch nicht hemisphärische Varianten mit abgeflachten Polen, die ein *bottoming-out* der Pfanne verhindern und die Primärstabilität erhöhen [42, 154]. Die Verwendung von Schrauben und Spikes wird nur bedingt empfohlen und erhöht die Primärstabilität nicht zwangsläufig [155, 161, 187, 188].



**Abbildung 2.11:** Pressfit-Pfannen gibt es sowohl in hemisphärischer (rote Umrandungen) als auch in subhemisphärischer Ausführung. Zudem existieren nicht hemisphärische Varianten, entweder als elliptische Variante oder als Variante mit größerem Radius am Äquator, auf dem Markt. Viele Pfannen weisen zudem eine Abflachung am Pol auf. [189–192]

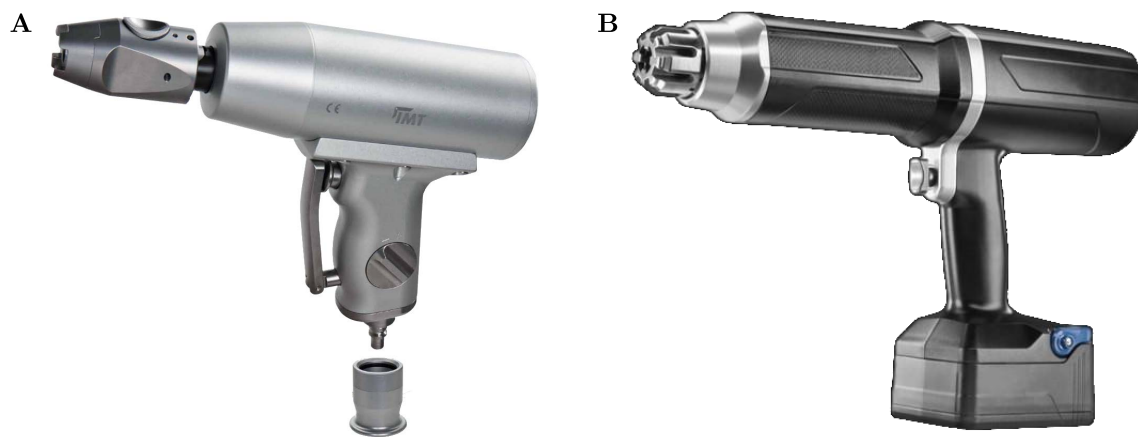
### 2.4.3 Auswirkungen des Implantationsvorgangs

Neben den patienten- und implantatbezogenen Faktoren spielt der Chirurg eine entscheidende Rolle für den Erfolg der HTEP [20]. Klinisch wird die Pfanne in der Regel mit einem Hammer eingeschlagen, was eine große Bandbreite an Variationen zulässt. Die Anzahl und Intensität der durchgeführten Schläge sind von der subjektiven Wahrnehmung des Operateurs, der acetabulären Kavität und der verwendeten Pfanne abhängig. Das Ziel der Implantation ist immer, die geplante Pfannenposition zu erreichen und Knochenschäden zu minimieren.

Eine Erhöhung der Implantationsenergie führt in der Regel zu einer Erhöhung der Primärstabilität [193–195]. Insbesondere bei guter Knochenqualität oder einem hohen nominalen Pressfit muss die Implantationsenergie hoch genug sein, um eine ausreichende Setztiefe zu erreichen. Andernfalls kommt es zu einer Lateralisierung des Pfannenzentrums und möglicherweise zu einer unzureichenden Knochenabdeckung des Implantats, was wiederum

die Primärstabilität verringert [158, 196]. Eine hohe Implantationsenergie kann jedoch auch zu großen Spannungen im Acetabulum führen und Knochennekrosen verursachen [157, 197, 198]. Bei schlechter Knochenqualität kann eine geringe Implantationsenergie daher zu signifikant geringeren Dehnungsamplituden [198] und einer leicht erhöhten Primärstabilität führen [195]. Daher muss der Implantationsprozess hinsichtlich Anzahl und Energie der Schläge optimiert werden. Untersuchungen am synthetischen Knochenmodell zeigen, dass die Implantationsenergie hoch genug gewählt werden muss, um die gewünschte Pfannenposition zu erreichen und eine ausreichende Primärstabilität zu gewährleisten, aber nicht so hoch, dass Frakturen des Beckenknochens auftreten [198]. Bei der Verwendung eines Hammers setzt sich der Energieeintrag aus seiner Masse und Beschleunigung zusammen. Es wurde gezeigt, dass eine hohe Masse in Verbindung mit einer geringen Geschwindigkeit das Frakturrisiko verringern kann und ein Überschlagen der Pfanne nach Erreichen ihrer Position vermieden werden sollte [199, 200].

Für eine kontrollierte Implantation stehen heute automatisierte Einschlagsysteme zur Verfügung, die die chirurgische Variabilität reduzieren [35]. Im Bereich der automatisierten Implantation sind insbesondere zwei Systeme erwähnenswert. Der Specht® (*Woodpecker*; Integrated Medical Technologies USA, LLC, Lino Lakes, MN, USA) wurde 1992 entwickelt und wird pneumatisch mit einem Druck von 7–8 bar betrieben (Abbildung 2.12A). Er wird insbesondere zum Aufraspeln der femoralen Kavität genutzt, arbeitet mit einer Oszillationsfrequenz von 70 Hz und kann einen Gesamthub von 10 mm vollziehen [201]. Die Spitzenbelastungen und Umfangsspannungen, die während des Raspelns auf die Femurkortikalis übertragen werden, sowie das Absinken des Schaftes kann mit dem Specht® verringert werden. Diese Technik hat daher das Potenzial, das intraoperative Frakturrisiko zu verringern und die Prothesenstabilität zu verbessern [202]. Als weiteres System bietet der Kincise™ (DePuy Synthes, Warsaw, IN, USA) sowohl die Möglichkeit zur Schaftpräparation und -implantation als auch zur Pfannenimplantation (Abbildung 2.12B). Der Kincise™ kann sowohl im manuellen Modus betrieben werden, bei dem die Schläge einzeln ausgelöst werden, als auch im kontinuierlichen Modus mit einer Frequenz von 6 Hz. Er wird dabei mit einem Lithium-Ionen-Akku betrieben und hat eine Schlagenergie von 3,5 J [203, 204]. Im Gegensatz zur manuellen Implantation von Femurschäften werden bei der Verwendung des Kincise™ am Knochenersatzmodell niedrigere Impulse und eine höhere Anzahl an Schlägen beobachtet [205].



**Abbildung 2.12:** Neben der klassischen Implantation mittels Hammer stehen heutzutage alternative automatisierte Tools wie der Specht® (A, [201]) und der Kincise™ (B, [204]) zur Verfügung.

## 3 Implantatdesign

Die Primärstabilität von Pressfit-Pfannen wird durch einen Kraft-Reibschluss am äquatorialen Pfannenrand erreicht und wird somit sowohl von der porösen Pfannenoberfläche als auch von den radial wirkenden Druckkräften beeinflusst [140, 141, 206]. Eine erhöhte Primärstabilität wurde für hohe BMDs und hohe nominale Pressfits nachgewiesen [153, 160, 207]. Es wurde auch festgestellt, dass unterschiedliche Pfannengeometrien die Primärstabilität beeinflussen [156, 208]. Über den direkten Einfluss der Pfannensteifigkeit, die wesentlich von der Pfannendicke abhängt, ist jedoch wenig bekannt. Die Wandstärke der Pfannen variiert in der Regel zwischen 4 mm und 8 mm, je nachdem, welche Gleitkomponenten verwendet werden und ob vormontierte Pfannen zum Einsatz kommen oder nicht [209]. Dünnwandige Pfannen bieten die Möglichkeit, den Knochenverlust zu minimieren und größere Köpfe zu verwenden, die den technischen Bewegungsumfang erhöhen, aber das Risiko einer Luxation verringern können [210].

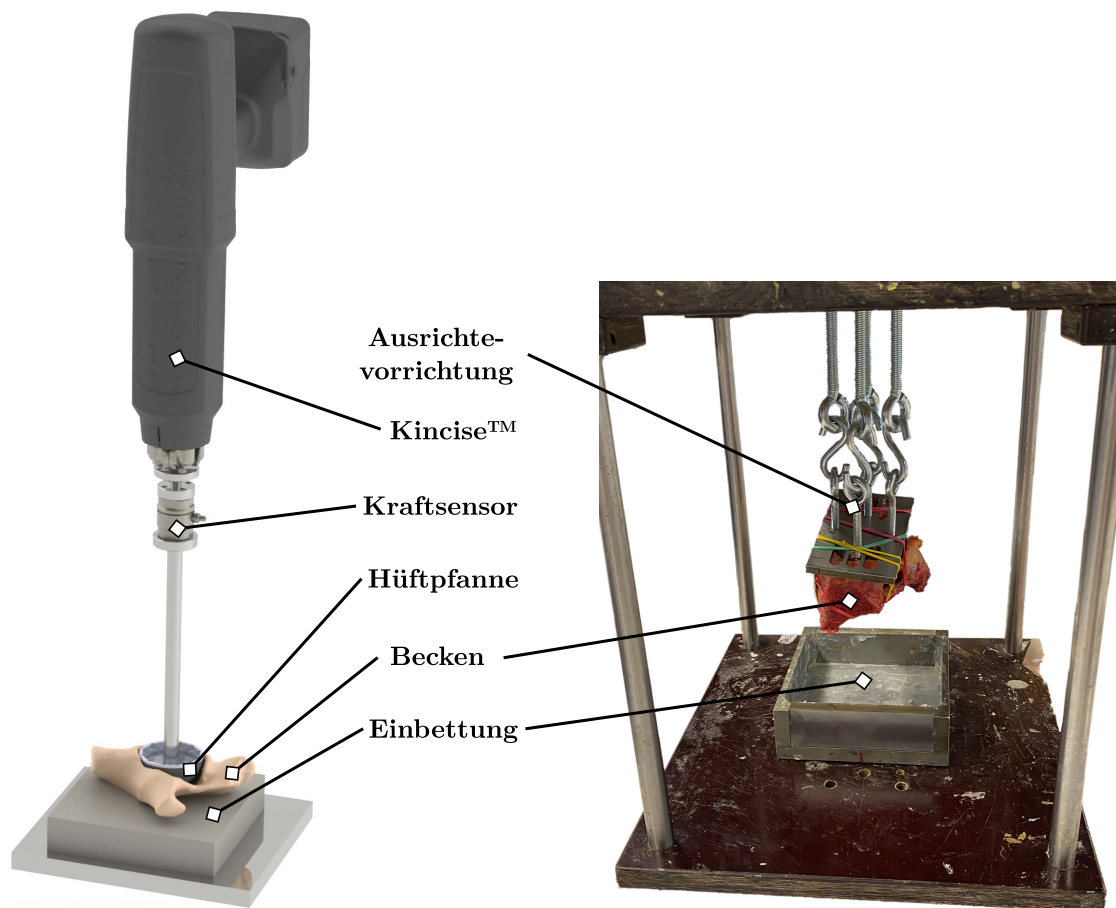
Während des manuellen Implantationsvorgangs kann sich der Chirurg ausschließlich auf seine Erfahrung sowie auf haptische, visuelle und akustische Rückmeldungen der Pfanne verlassen. In einer Vorstudie wurde speziell der Einfluss der Pfannensteifigkeit auf das Implantationsverhalten und die Primärstabilität analysiert (Anhang A). Damit sowohl patientenspezifische als auch chirurgische Einflussfaktoren ausgeschlossen werden können, wurde eine kontrollierte Implantation mit einem automatisierten Einschlagsystem sowie einem Knochenersatzmodell durchgeführt. Es konnte gezeigt werden, dass das Setzverhalten der Pfanne insbesondere von ihrem Design abhängig ist. Das Potential dünnwandiger Pfannen hinsichtlich gesteigerter Primärstabilität und besserem Setzverhalten steht dem Risiko hoher Verformungen gegenüber. Diese können die Platzierung des Inlays und die Tribologie der Gleitpaarung beeinflussen [183, 209, 211]. Daher wurde eine Studie am humanen Acetabulum durchgeführt, um die Interaktion zwischen Knochen und Hüftpfannen unterschiedlicher Wandstärke während der Implantation näher zu untersuchen und weitere mögliche Einflussfaktoren zu identifizieren <sup>1</sup>.

---

<sup>1</sup>Die Inhalte dieses Kapitels basieren auf der Veröffentlichung „Influence of acetabular cup thickness on seating and primary stability in total hip arthroplasty“ [212].

### 3.1 Material und Methode

Zwei verschiedene Pressfit-Pfannendesigns mit unterschiedlicher Wandstärke wurden mit einem automatisierten Einschlagsystem in humane Acetabula implantiert (Abbildung 3.1). Dabei wurde das Setzverhalten der Pfanne sowie ihre Verformung während der Implantation und der resultierende Knochen-Implantat-Kontakt analysiert. Die Primärstabilität der Pfannen wurde anhand des Aushebemoments beurteilt. Die Studie wurde von der Ethikkommission der Ärztekammer Hamburg genehmigt (PV5098).

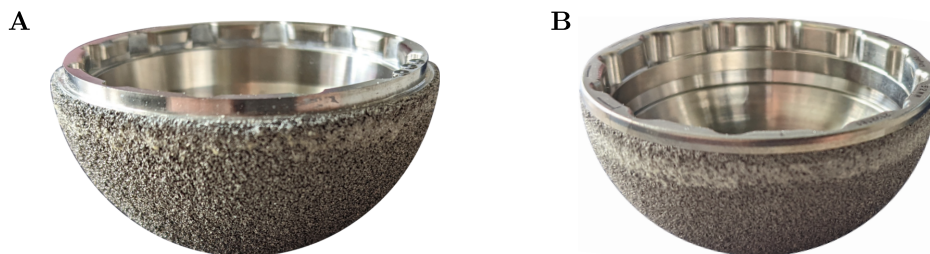


**Abbildung 3.1:** Die Implantation der Pfannen erfolgte mit dem Kincise™ in exzidierte und eingebettete Becken. Zur korrekten Orientierung des Beckens senkrecht zur Implantationsachse wurde eine Ausrichtevorrichtung genutzt.

### 3.1.1 Humane Becken und Pfannenmodelle

Die Studie wurde mit fünf humanen Beckenknochen von Spendern im Alter zwischen 65 und 73 Jahren (männlich/weiblich = 2/3) durchgeführt. Die beiden Acetabula je Becken wurden über eine Dreifach-Osteotomie exzidiert und bei  $-30^{\circ}\text{C}$  gelagert [213]. Zur Beurteilung der Knochenqualität wurden zunächst qCT-Scans (120 kV; 0,4 mm Schichtdicke; Brilliance 16, Philips, HH, DE) von jedem Becken mit einem Kalibrierungsphantom (QSA, QRM, Möhrendorf, BY, DE) durchgeführt, sodass eine Umrechnung der Hounsfield-Skala (HU) in BMD möglich war (Structural Insight 3, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Kiel, SH, DE [214]). Alle qCT-Scans wurden auf eine Voxelgröße von  $0,4 \times 0,4 \times 0,4 \text{ mm}^3$  konvertiert und die mittlere BMD des Beckens bestimmt (AVIZOLite 9.7.0, Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, US) [215].

Die Implantation erfolgte mit zwei verschiedenen Pfannen unterschiedlicher Wandstärke. Die Pinnacle<sup>®</sup>-Standardpfanne (DePuy Synthes, Leeds, WYK, UK) ist eine circa 4 mm dicke sphärische Pfanne (Abbildung 3.2A). Ihre poröse Gription<sup>®</sup>-Beschichtung besteht aus Reintitan-Sintermetallpartikeln mit einer Porosität von 80 % des Oberflächenvolumens und einer Porenstruktur von durchschnittlich 300  $\mu\text{m}$  [216]. Als zweite Pfanne wurde ein Design mit einer dünneren Wandstärke von circa 3 mm verwendet (Abbildung 3.2B).



**Abbildung 3.2:** Die zur Implantation verwendeten Pfannen. A: Die zugelassene Pinnacle<sup>®</sup>-Standardpfanne. B: Dünnwandiger Prototyp einer Pinnacle<sup>®</sup>-Weiterentwicklung.

Die Becken wurden mit dem Ziel einer gleichmäßigen BMD-Verteilung in den Gruppen den Pfannendicken zugeordnet und die zu implantierenden Pfannengrößen mithilfe eines erfahrenen Chirurgen ermittelt (2D-Röntgenbilder, TraumaCad, Brainlab AG, München, BY, DE; Tabelle 3.1). Zusätzlich wurden die Abduktions- und Anteversionswinkel ermittelt und die Becken senkrecht zur Einschlagachse eingebettet (Technovit4004, Kulzer, Hanau, HE, DE; Abbildung 3.1).

**Tabelle 3.1:** Verteilung der Acetabula und Pfannen auf die beiden untersuchten Pfannendesigns. Die Daten sind als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung angegeben.

Pfannendesign	Standard	Dünnwandig
Anzahl Acetabula	5	5
BMD /mgHA/cm <sup>3</sup>	286,0 $\pm$ 42,2	269,0 $\pm$ 57,2
Spenderalter /Jahre	69,2 $\pm$ 2,7	69,2 $\pm$ 2,7
Pfannendurchmesser Implantation 1 /mm	53 $\pm$ 2,5	53 $\pm$ 2,5

### 3.1.2 Implantationsprozess

Das Auffräsen der Kavität wurde unter chirurgischer Anleitung entsprechend der Herstellerempfehlung durchgeführt. Die Kavität wurde bei der Standardpfanne 1 mm, bei der dünnwandigen Pfanne 0,5 mm unterfräst. Alle Pfannen wurden mit einem automatisierten Einschlagsystem unter Anwendung der gleichen Energiemenge implantiert (3,5 J pro Schlag, Kincise™, Depuy Synthes, Warsaw, IN, US [203, 204]; Abbildung 3.1). Der Kincise™ wurde während der Implantation mit einem Gewicht von 5 kg beschwert. Die Implantation wurde beendet, sobald kein weiteres Setzen der Pfanne beobachtet werden konnte. Die Primärstabilität wurde für alle Pfannen anhand des Aushebelsmoments  $M_A$  bestimmt. Nach der Pfannenentnahme wurde eine zweite Implantation pro Becken durchgeführt. Der Durchmesser der neu implantierten Pfannen wurde jeweils 2 mm größer gewählt und die Kavitäten entsprechend um 2 mm weiter aufgefäst.

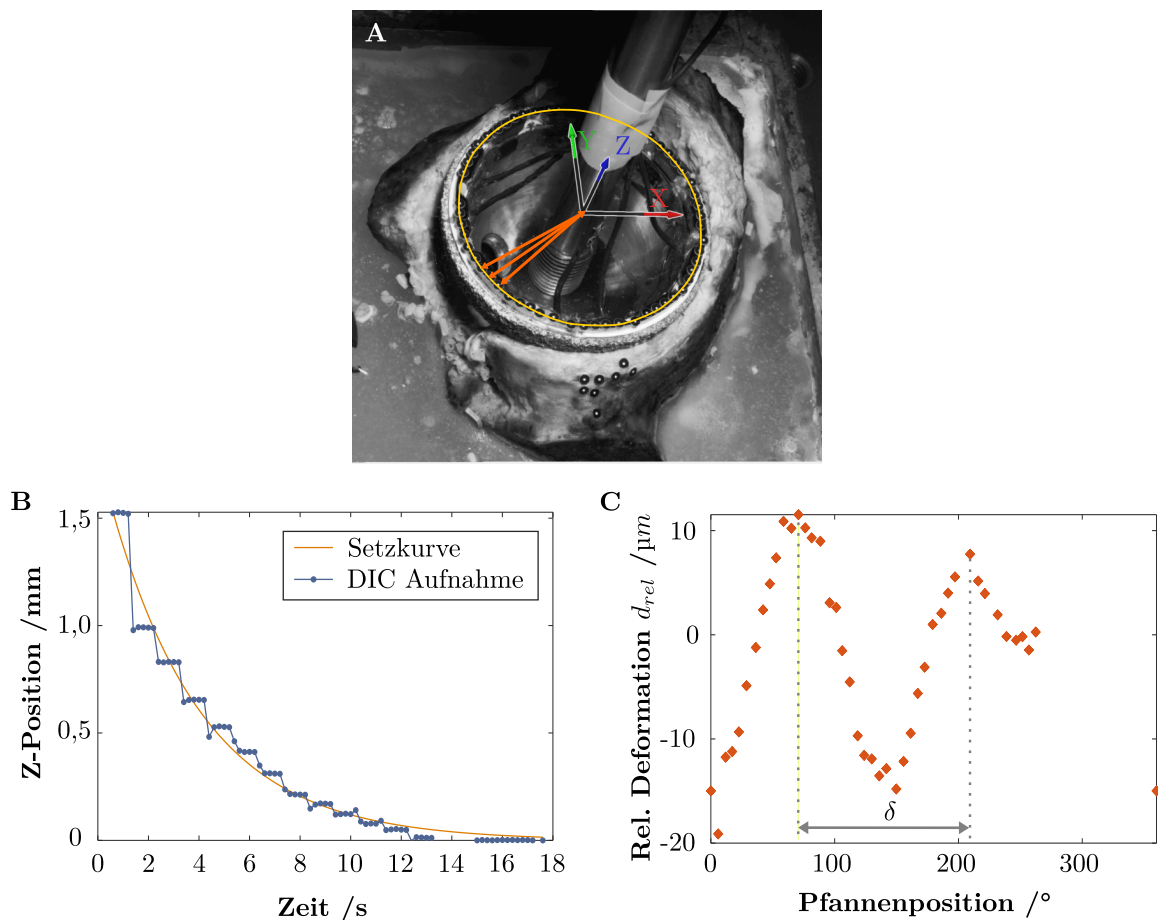
#### Setzvorgang der Pfanne

Der Setzvorgang der Pfanne während der Implantation wurde über ein digitales Bildkorrelationssystem (DIC) visualisiert (ARAMIS 3D-Kamera, GOM, Braunschweig, NI, DE). Hierzu wurden alle Pfannen über den gesamten Pfannenrand mit Markern beklebt. Über die Methode der kleinsten Fehlerquadrate wurde ein Kreis über die Marker ermittelt und damit das Pfannenzentrum und die Eingangsebene bestimmt (Abbildung 3.3A). Das Referenzkoordinatensystem wurde mit dem Pfannenzentrum als Ursprung und der Eingangsebene als XY-Ebene definiert. Die Aufzeichnung der Implantation erfolgte mit einer Bildfrequenz von 5 Hz. Anhand der Echtzeit-Darstellung der z-Position des Pfannenzentrums wurde die Implantation kontrolliert beendet, sobald pro Schlag weniger als 0,1 mm Pfannenbewegung in z-Richtung erfolgte. Zur Analyse des Setzvorgangs wurde

eine Setzkurve auf den Setzverlauf des Ursprungsmarkers über die Zeit angepasst (MATLAB R2020b, The MathWorks, Inc., Natick, MA, US; Abbildung 3.3B):

$$f = a \cdot e^{-\frac{x}{\tau_S}} + c \quad (3.1)$$

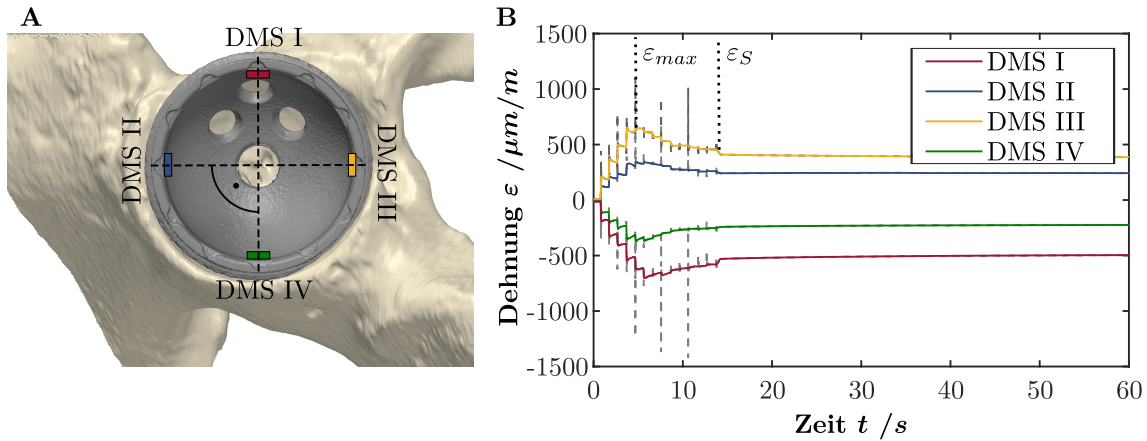
Der Setzkurvenkoeffizient  $\tau_S$  (SCC, *seating curve coefficient*) wurde zur Klassifizierung des Setzvorgangs verwendet. Die zum Setzen benötigte Anzahl an Schlägen  $n_S$  wurde mit einer im unteren Teil des Impaktors montierten Kraftmessdose (Triggerschwelle: 500 N; 9333A, Kistler, Sindelfingen, BW, DE) erfasst.



**Abbildung 3.3:** Messungen des DIC-Systems. A: Aufnahme des Pfannenrandes (gelb) und Bestimmung des Pfannenzentrums (Koordinatenursprung) sowie der Deformation als Abstand zwischen Marker und Pfannenzentrum (orange Pfeile). B: Bestimmung der Setzkurve über einen Exponentialfunktionsfit auf den zeitlichen Verlauf der Z-Position des Pfannenzentrums. C: Relaxierte Deformation  $d_{rel}$  10 min nach der Implantation für die sichtbaren Marker und der Winkel  $\delta$  zwischen den beiden positiven Deformationsspitzen.

## Pfannenverformung

Die Pfannenverformung während und nach der Implantation wurde über die Dehnung sowie die Deformation der Pfanne bewertet. Eine Gegenüberstellung der beiden Messmethoden findet sich in Anhang B. Zur Messung der Pfannendehnung wurden vier Dehnmessstreifen (DMS; EA-06-062AQA-350/E, Vishay, Malvern, PA, US) in einem Winkel von 90 Grad auf die innere Pfannenoberfläche geklebt, um die vier Peaks des erwarteten elliptischen Deformationsmusters zu erfassen (Abbildung 3.4A) [142, 143]. Die Pfannen wurden im Acetabulum so positioniert, dass sich DMS I und DMS IV auf der erwarteten Achse der Kraftübertragung zwischen der ischialen und der iliakalen Säule befanden. Die Dehnung während der Implantation wurde mit einer Abtastfrequenz von 100 Hz aufgezeichnet (LabVIEW2013 & NI9222, National Instruments, Austin, TX, US).



**Abbildung 3.4:** Messung der Pfannenverformung über vier DMS. A: Anordnung der angebrachten DMS auf der Pfanneninnenseite in Bezug zur Beckenorientierung. B: Aufgezeichnete Dehnung der vier DMS über die erste von zehn Minuten. Die maximale Dehnung  $\epsilon_{max}$  und die Dehnung  $\epsilon_S$  nach dem letzten Schlag sind dargestellt.

Zur Bestimmung charakteristischer Dehnungskennwerte wurde der Dehnungsverlauf durch die Bildung des Medians über ein gleitendes Fenster mit zwanzig Elementen geglättet (MATLAB R2020b, The MathWorks Inc., Natick, MA, US). Für jeden DMS wurde die maximal gemessene Dehnung während der Implantation  $\epsilon_{max}$  und die Dehnung unmittelbar nach dem letzten Schlag  $\epsilon_S$  ermittelt (Abbildung 3.4B). Aus beiden Dehnungskennwerten ergibt sich der prozentuale Dehnungsabfall  $\Delta\epsilon_{Imp}$  während der Implantation:

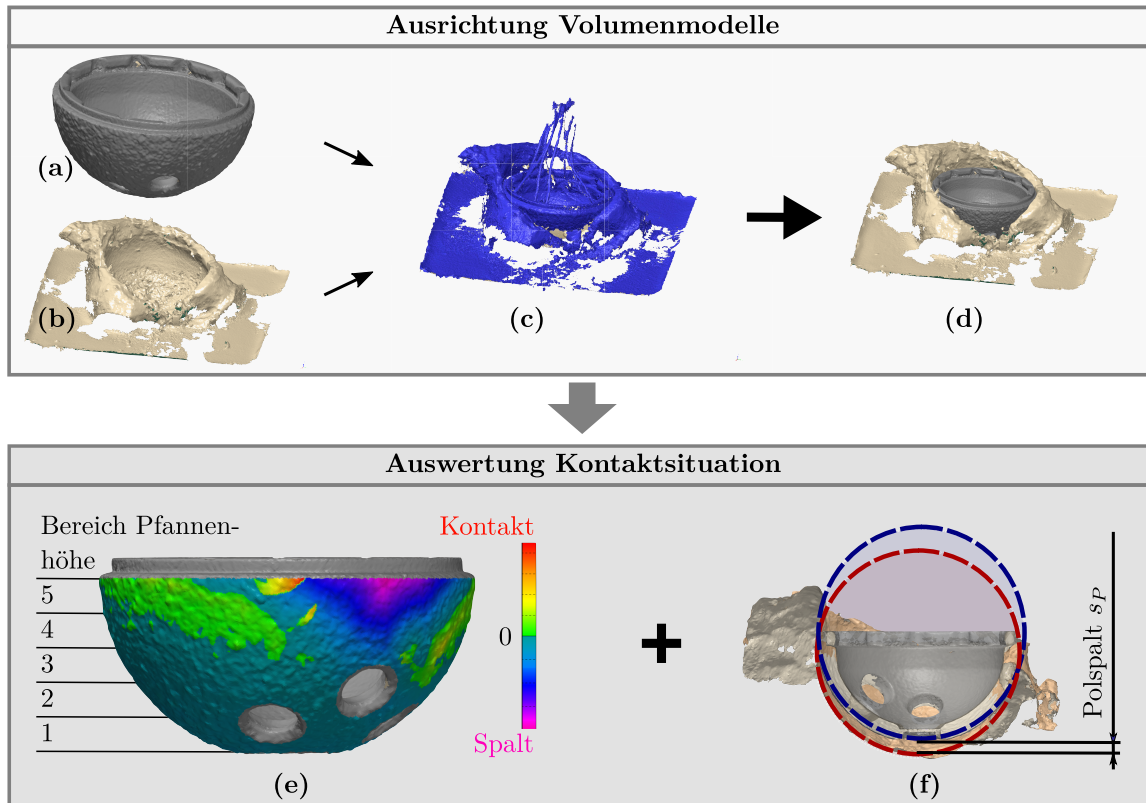
$$\Delta\epsilon_{Imp} = \frac{\epsilon_{max} - \epsilon_S}{\epsilon_{max}} \quad (3.2)$$

Aufgrund des viskoelastischen Verhaltens von Knochen wurde zusätzlich die Dehnung  $\varepsilon_{rel}$  10 min nach der Implantation ermittelt, sodass die Relaxationseffekte berücksichtigt wurden. Für den Vergleich der beiden Pfannen sowie die Untersuchung von Einflussfaktoren wurde der Betrag der Dehnungskennwerte des DMS mit der höchsten Dehnung  $\varepsilon_{rel}$  je Pfanne herangezogen.

DMS bieten die Möglichkeit, die Verformung der Pfanne indirekt über eine Änderung des elektrischen Widerstands hochauflösend zu messen. Sie sind jedoch in Bezug auf die manuelle Ausrichtung der Pfanne zum Knochen und die lokale Begrenzung auf das DMS-Messgitter limitiert. Daher wurde zusätzlich die Pfannendeformation über die DIC-Messung bestimmt, die eine optische Erfassung des Großteils des Pfannenrandes ermöglicht (Abbildung 3.3A). Die Deformation  $d$  wurde definiert als die Abstandsänderung von einem Marker auf dem Pfannenrand zum Pfannenzentrum und für alle Pfannen-Marker über die Zeit bestimmt (MATLAB R2020b, The MathWorks, Inc., Natick, MA, US). Analog zur Dehnungsmessung wurde die relaxierte Deformation  $d_{rel}$  10 min nach dem letzten Schlag ermittelt (Abbildung 3.3C). Zusätzlich wurde der Winkel  $\delta$  zwischen den beiden Deformationsmaxima analysiert.

### **Kontaktsituation Knochen - Implantat**

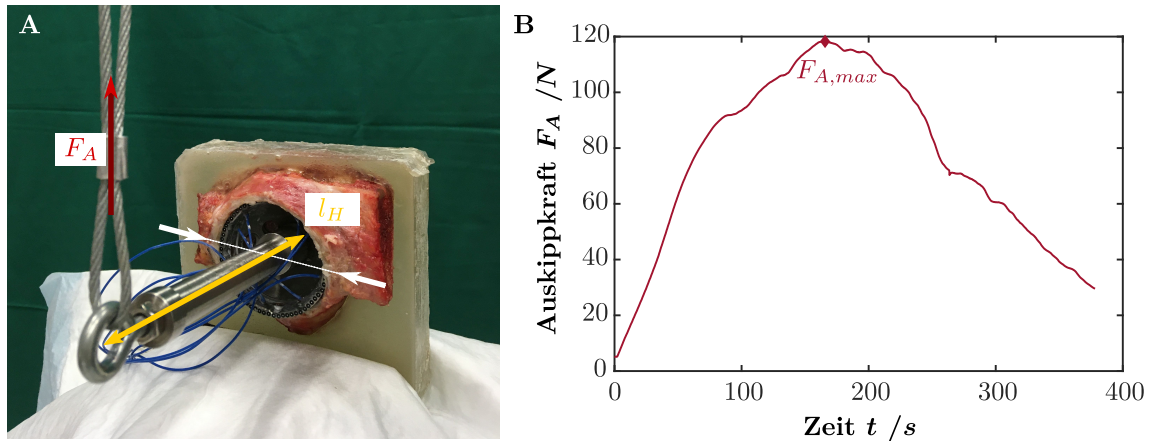
Zur Bestimmung des erreichten nominellen Pressfits wurden 3D-Laserscans der Pfanne, des Acetabulums nach dem Auffräsen und der implantierten Situation durchgeführt und Oberflächenmodelle erstellt (Handyscan 3D & VXelements, Creaform, Ametek, Berwyn, PA, US; Abbildung 3.5). Die Modelle wurden über die Minimierung der Summe der Fehlerquadrate aufeinander ausgerichtet und ein dreidimensionaler Vergleich zwischen Pfannenaußenfläche und Knochen durchgeführt (PolyWorks|Inspector 2019, InnovMetric Software Inc., Québec, QC, CA). Die interferierenden Bereiche wurden als der überlagernde Knochen-Implantat-Kontakt definiert und die Pressfit-Verteilung, der mediane Pressfit  $T_{Pf}$  sowie die prozentuale Kontaktfläche  $A_{Pf}$  wurden analysiert (MATLAB R2020b, The MathWorks, Inc., Natick, MA, US). Zusätzlich wurde die Pfanne vom Pol hin zur Eingangsebene in fünf gleich hohe Bereiche unterteilt und die Kontaktsituation separat für die einzelnen Bereiche betrachtet. Der verbleibende Polspalt  $s_P$  nach der Implantation wurde über den Abstand zweier Kugeln berechnet, die jeweils zur Pfannenaußenfläche sowie zur Kavität gefittet wurden (Methode der kleinsten Fehlerquadrate).



**Abbildung 3.5:** Zur Kontaktanalyse wurden die Volumenmodelle der Pfanne (a) und des aufgefästrten Beckenknochens (b) auf das Volumenmodell der implantierten Situation (c) ausgerichtet. Die ausgerichteten Modelle der Pfanne und des Beckens (d) wurden zur Berechnung des Pressfits über die gesamte Außenfläche der Pfanne und über fünf Höhenbereiche verwendet (e). Der Polspalt wurde anhand sphärischer Passungen des Acetabulums und der implantierten Pfanne bestimmt (f).

### Primärstabilität

Im Anschluss an die Implantation wurden alle Pfannen mit einer Universalprüfmaschine (Z010, Zwick Roell, Ulm, BW, DE) quasi-statisch ausgehebelt (Abbildung 3.6). Die Becken wurden auf einem xy-Tisch eingespannt und so ausgerichtet, dass die Achse des maximalen Kraftschlusses senkrecht zur Richtung der Aushebelkraft lag. Die Länge des Hebelarms  $l_H$  betrug 11,5 cm. Die Aushebelkraft  $F_A$  wurde lagegeregt mit einer konstanten Rate von 0,05 mm/s in einem 90-Grad-Winkel zur Einschlagachse aufgebracht. Der Aushebelvorgang wurde nach einem Kraftabfall auf 25 % der Maximalkraft gestoppt. Oberhalb der Kraftschwelle von 5 N wurde der zeitliche Verlauf der Kraft  $F$  aufgenommen. Das Aushebelmoment  $M_A$  wurde über die maximale Aushebelkraft  $F_A$  und den Hebelarm  $l_H$  bestimmt und als Maß für die Primärstabilität herangezogen.



**Abbildung 3.6:** Bestimmung der Primärstabilität. A: Versuchsaufbau zum Aushebeln der Pfanne in einer Universalprüfmaschine mit Darstellung der Aushebelkraft (roter Pfeil), des Hebelarms (gelber Doppelpfeil) und der Kraftachse zwischen *Os ilium* und *Os ischii* (weiße Pfeile). B: Zeitlicher Verlauf der Aushebelkraft.

### 3.1.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit einem Typ-I-Fehlerniveau von 0,05 in der Entwicklungsumgebung von RStudio (RStudio PBC, Boston, MA, US). Der Vergleich zwischen den beiden durchgeführten Implantationen je Acetabulum erfolgte getrennt für die Pfannendesigns. Bei gegebener Normalverteilung wurde ein gepaarter t-Test, anderenfalls ein Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test angewendet. Die Dehnungen der vier DMS wurden mittels Kruskal-Wallis-Test verglichen. Mögliche Unterschiede zwischen dünnwandiger und Standardpfanne wurden bei normalverteilten Daten mit einem ungepaarten t-Test, andernfalls mit einem Mann-Whitney-U-Test ermittelt. Abhängigkeiten wurden mit Pearson-Korrelationen oder Spearman's rho-Korrelationen getestet. Die statistische Trennschärfe (*power*)  $1 - \beta$  jedes Signifikanztests wurde für  $0,010 < p < 0,200$  berechnet.

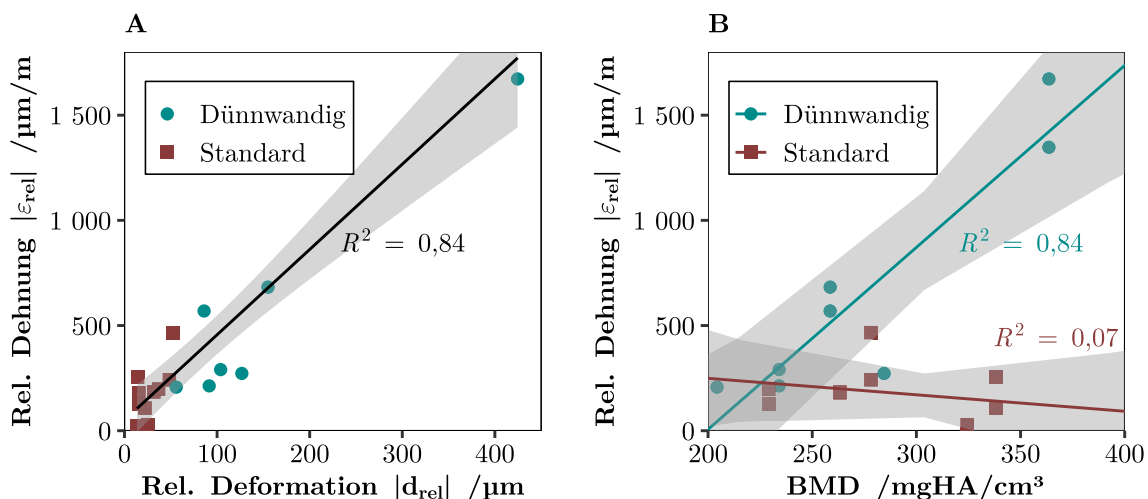
## 3.2 Ergebnisse

Zwischen der primären und der konsekutiven Pfannenimplantation wurden weder für die Verformungsparameter ( $p > 0,067$ ), das Setzverhalten ( $p > 0,126$ ), die Kontaktparameter ( $p > 0,188$ ) noch für das Aushebelsmoment ( $p > 0,623$ ) signifikante Unterschiede festgestellt. Daher wurden die beiden Implantationen gemeinsam ausgewertet.

### 3.2.1 Pfannenverformung

Die Dehnung der Pfanne wurde mit allen vier DMS bei 16 von 20 Implantationen gemessen. Ein DMS pro Pfanne wurde bei zwei Implantationen beschädigt, bei zwei weiteren Pfannen erfolgte keine Dehnungsaufzeichnung. Die relaxierte Dehnung  $\varepsilon_{rel}$  korreliert linear sowohl mit der Dehnung  $\varepsilon_{Imp}$  nach dem letzten Schlag ( $p < 0,001$ ;  $R^2 = 0,98$ ) als auch mit der maximalen Dehnung  $\varepsilon_{max}$  ( $p < 0,001$ ;  $R^2 = 0,89$ ). DMS I und DMS IV zeigten für alle Implantationen negative relaxierte Dehnungen  $\varepsilon_{rel}$  während von DMS II und DMS III sowohl positive Dehnungen als auch geringe negative Dehnungen gemessen wurden. Für den Betrag der relaxierten Dehnung  $|\varepsilon_{rel}|$  wurde kein Unterschied zwischen den vier DMS-Positionen festgestellt ( $p = 0,565$ ).

Über das DIC-System wurde durchschnittlich eine optische Verfolgung der zeitlichen Verformung des Pfannenrandes über  $255,0^\circ \pm 40,7^\circ$  der möglichen  $360^\circ$ -Abdeckung erzielt. Die fehlenden Bereiche waren durch den Knochen oder den Impaktor verdeckt. Die Auswertung des Winkels  $\delta$  zwischen den beiden positiven Deformationspeaks war bei 17 der 20 Implantationen möglich und betrug im Median  $169,2^\circ$  mit einem Interquartilsabstand von  $18,5^\circ$ . Für beide Pfannendesigns wurde ein positiver linearer Zusammenhang für die relaxierte Dehnung  $|\varepsilon_{rel}|$  und die relaxierte Deformation  $|d_{rel}|$  beobachtet ( $p < 0,001$ ;  $R^2 = 0,84$ ; Abbildung 3.7A).

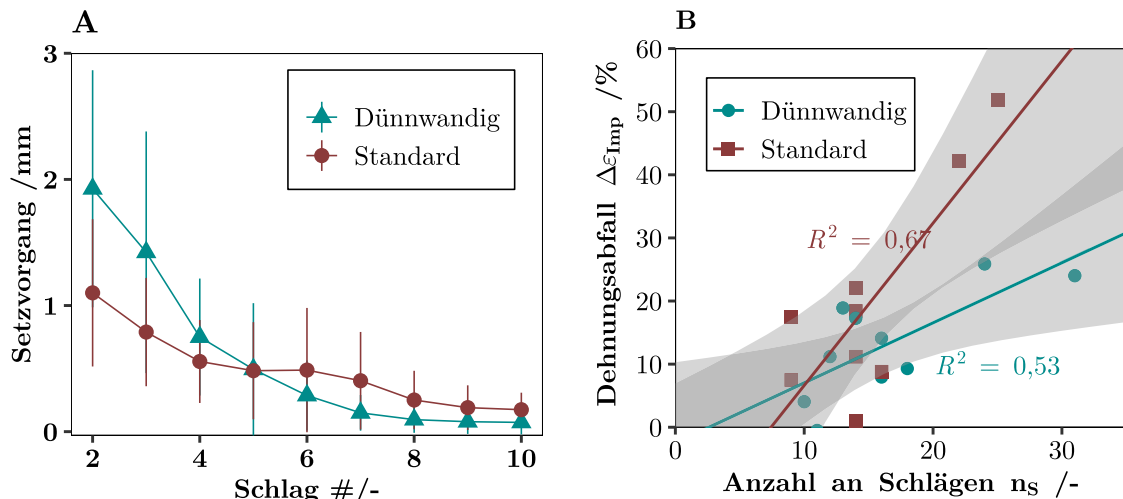


**Abbildung 3.7:** Analyse der Pfannenverformung. A: Es wurde ein starker linearer Zusammenhang zwischen der Deformation und der Dehnung der Pfanne festgestellt ( $p < 0,001$ ). B: Bei der dünnwandigen Pfanne stieg die relaxierte Dehnung bei hoher BMD an ( $p = 0,012$ ), während die Dehnung der Standardpfanne unabhängig von der BMD war ( $p = 0,684$ ).

Bei der dünnwandigen Pfanne waren die relaxierte Dehnung  $|\varepsilon_{rel}|$  ( $p = 0,003$ ) und die relaxierte Deformation  $|d_{rel}|$  ( $p < 0,001$ ) signifikant höher als bei der Standardpfanne. Da die Acetabula gleichmäßig anhand der BMD den Gruppen zugewiesen wurden, ergab sich kein Unterschied in der BMD zwischen den beiden Pfannendesigns ( $p = 0,445$ ). Die Dehnung der dünnwandigen Pfanne nahm bei hoher BMD zu ( $p = 0,012$ ;  $R^2 = 0,84$ ;  $1 - \beta = 0,95$ ), während für die Standardpfanne kein Trend zu erkennen war ( $p = 0,684$ ;  $R^2 = 0,07$ ; Abbildung 3.7B).

### 3.2.2 Setzvorgang der Pfanne

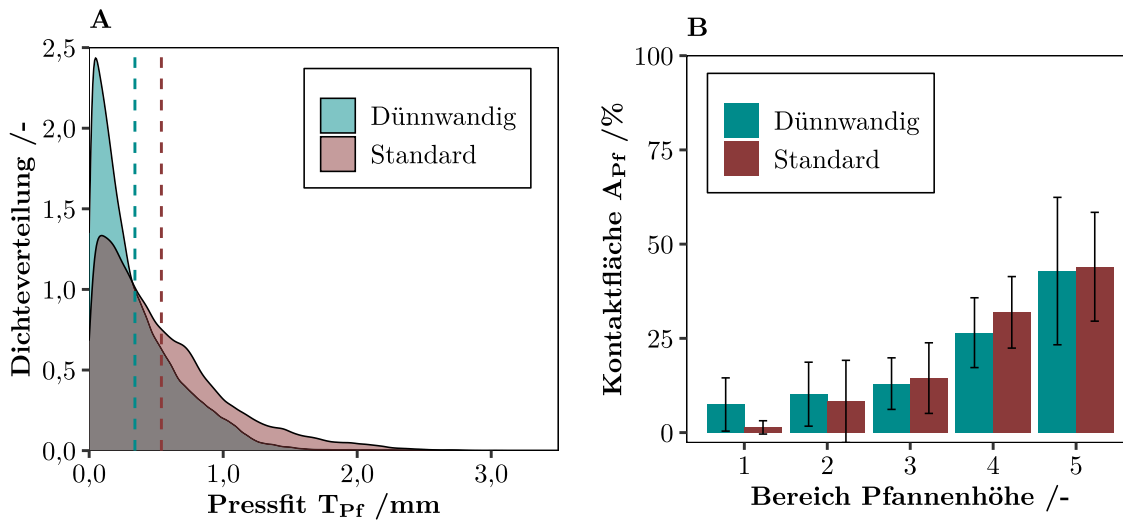
Die dünnwandige Pfanne setzte sich zu Beginn der Implantation stärker und gegen Ende nur noch wenig. Dieses Verhalten zeigt sich in höheren SCC für die Standardpfanne ( $3,98 \pm 1,91$ ) im Vergleich zu der dünnwandigen Pfanne ( $2,89 \pm 1,00$ ), ohne jedoch statistische Signifikanz zu erreichen ( $p = 0,135$ ;  $1 - \beta = 0,32$ ). Pfannen mit hohem SCC tendierten zu einer höheren Anzahl an Schlägen  $n_S$  ( $p = 0,101$ ;  $R^2 = 0,15$ ;  $1 - \beta = 0,41$ ). Der Dehnungsabfall  $\Delta\varepsilon_{Imp}$  nahm mit der Anzahl an Schlägen  $n_S$  zu, wobei bei der Standardpfanne ( $p = 0,007$ ;  $R^2 = 0,67$ ) eine stärkere Zunahme als bei der dünnwandigen Pfanne ( $p = 0,017$ ;  $R^2 = 0,53$ ;  $1 - \beta = 0,72$ ) beobachtet wurde (Abbildung 3.8B).



**Abbildung 3.8:** Analyse des Setzverhaltens der Pfannen. A: Der Setzverlauf der Pfanne – beginnend mit dem zweiten Schlag – zeigt ein unterschiedliches Verhalten (SCC dünnwandig:  $2,89 \pm 1,00$ ; SCC Standard:  $3,98 \pm 1,91$ ;  $p = 0,135$ ). B: Erhöhter Dehnungsabfall während der Implantation bei einer hohen Anzahl von Schlägen (dünnwandig:  $p = 0,017$ ; Standard:  $p = 0,007$ ).

### 3.2.3 Kontaktsituation Knochen - Implantat

Die Reduzierung der Wandstärke führte auch zu einer veränderten Pressfit-Verteilung ( $p < 0,001$ ). Die Standardpfanne erzielte höhere Pressfits  $T_{Pf}$ , während bei der dünnwandigen Pfanne geringe Pressfits  $T_{Pf}$  stärker ausgeprägt waren (Abbildung 3.9A). Dabei unterschied sich die Gesamtkontaktfläche  $A_{Pf}$  nicht ( $p = 0,949$ ), zeigte jedoch eine unterschiedliche Ausprägung über die Pfannenhöhe (Abbildung 3.9B). Die Standardpfanne hatte mehr Kontakt im zweiten Abschnitt unterhalb des Pfannenrands (4:  $p = 0,004$ ) und weniger Kontakt am Pfannenboden (1:  $p < 0,001$ ). Direkt unterhalb des Pfannenrands und im mittleren Bereich zeigten sich bei beiden Pfannendesigns gleiche Kontaktflächen  $A_{Pf}$  (5:  $p = 0,728$ , 3:  $p = 0,355$ , 2:  $p = 0,306$ ). Der mediane Pressfit  $T_{Pf}$  hatte keinen direkten Einfluss auf die Dehnung der Pfanne  $|\varepsilon_{rel}|$  (dünnwandig:  $p = 0,674$ ;  $R^2 = 0,03$ , Standard:  $p = 0,930$ ;  $R^2 = 0,001$ ). Bei der Standardpfanne wurde eine Tendenz zu einem geringeren Pressfit  $T_{Pf}$  bei hoher BMD beobachtet ( $p = 0,156$ ;  $R^2 = 0,24$ ;  $1 - \beta = 0,32$ ), während bei der dünnwandigen Pfanne kein Einfluss der BMD auf den Pressfit  $T_{Pf}$  festgestellt wurde ( $p = 0,434$ ;  $R^2 = 0,08$ ).

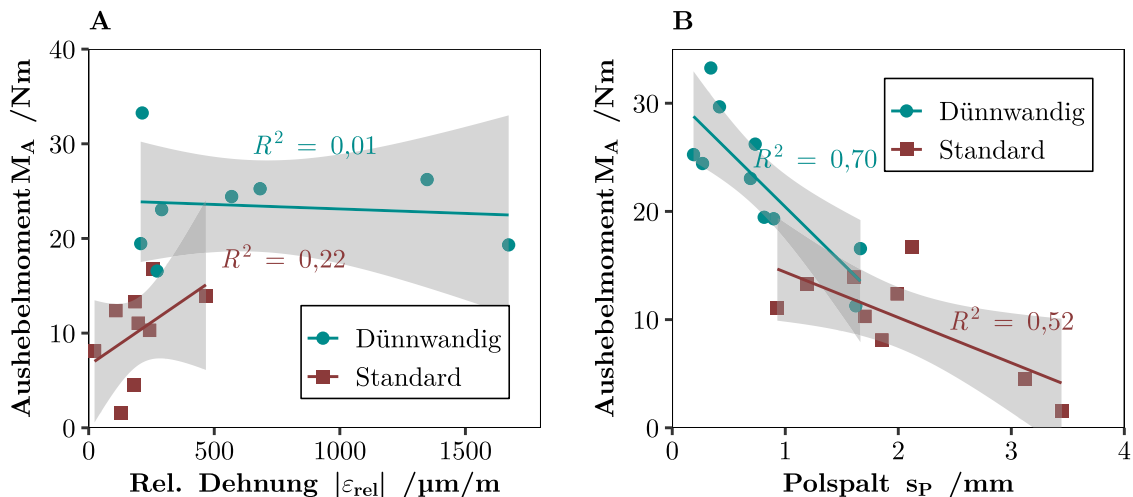


**Abbildung 3.9:** Kontaktanalyse der Pfannendesigns. A: Die Dichtefunktionen zeigen die unterschiedliche Pressfit-Verteilung der beiden Pfannen ( $p < 0,001$ ). B: Die Kontaktfläche innerhalb der verschiedenen Höhenbereiche nimmt zum Pol hin ab (1: Pfannenpol, 5: Pfanneneingangsebene).

Die dünnwandige Pfanne wies nach der Implantation einen kleineren Polspalt  $s_P$  auf als die Standardpfanne (dünnwandig:  $0,8 \pm 0,5$  mm, Standard:  $2,0 \pm 0,8$  mm;  $p < 0,001$ ). Pfannen mit kleinem Polspalt  $s_P$  zeigten einen geringeren Dehnungsabfall  $\Delta\varepsilon_{Imp}$  während der Implantation ( $p = 0,045$ ;  $R^2 = 0,22$ ;  $1 - \beta = 0,57$ ).

### 3.2.4 Primärstabilität

Die Aushebelmomente  $M_A$  der dünnwandigen Pfanne ( $22,9 \pm 6,4 \text{ Nm}$ ) waren signifikant höher als bei der Standardpfanne ( $10,2 \pm 4,8 \text{ Nm}$ ;  $p < 0,001$ ). Für die Standardpfanne nahm das Aushebelmoment  $M_A$  mit steigender Dehnung  $|\varepsilon_{rel}|$  tendenziell zu ( $p = 0,076$ ;  $R^2 = 0,22$ ;  $1 - \beta = 0,29$ ), während es bei der dünnwandigen Pfanne durchgängig hoch war ( $p = 0,935$ ;  $R^2 = 0,01$ ; Abbildung 3.10A). Das Aushebelmoment  $M_A$  stieg insbesondere für kleine Polspalte  $s_P$ , wobei der Einfluss bei der dünnwandigen Pfanne ( $p = 0,003$ ;  $R^2 = 0,70$ ) stärker ausgeprägt war als bei der Standardpfanne ( $p = 0,029$ ;  $R^2 = 0,52$ ;  $1 - \beta = 0,71$ ; Abbildung 3.10B).



**Abbildung 3.10:** Primärstabilität der Hüftpfannen. A: Das Aushebelmoment nahm bei der Standardpfanne mit steigender Pfannendehnung zu ( $p = 0,076$ ). Das Aushebelmoment der dünnwandigen Pfanne lag unabhängig von der Pfannendehnung ( $p = 0,935$ ) auf einem höheren Niveau ( $p < 0,001$ ). B: Geringe Polspalte erhöhten das Aushebelmoment für beide Pfannendesigns (dünnwandig:  $p = 0,003$ ; Standard:  $p = 0,029$ ).

## 3.3 Diskussion

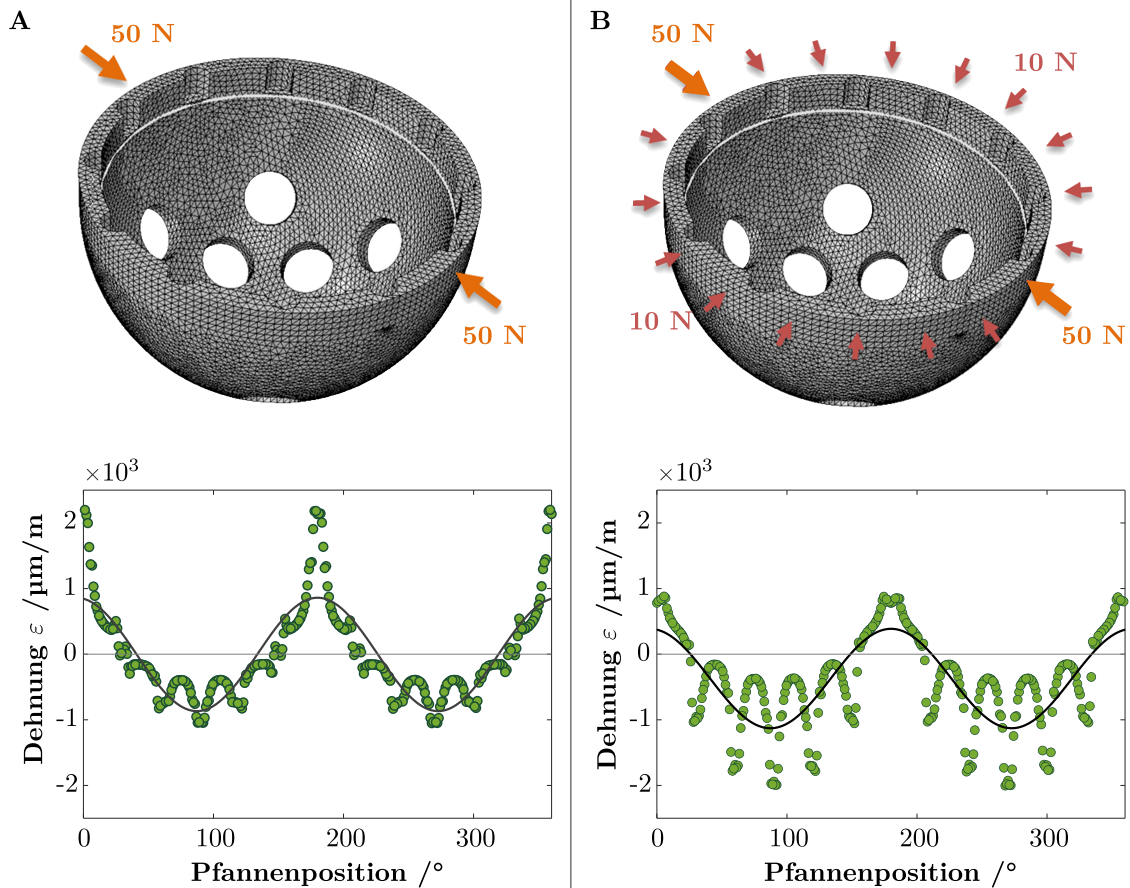
Ziel dieser Studie war es, die Auswirkungen unterschiedlicher Wandstärken auf das Setzverhalten während der Implantation und auf die Primärstabilität zu untersuchen. Die Ergebnisse haben gezeigt, dass der Setzvorgang von großer Bedeutung für eine gute Primärstabilität ist und sich diese beim dünnwandigen Pfannendesign verbesserte. Bei der Implantation sollte ein geringer Polspalt angestrebt werden, da dieser den Kontakt zwischen Implantat und Knochen erhöht. Dazu ist ein ausreichender Energieeintrag während

des Schlags wichtig, gleichzeitig gilt es übermäßiges Einschlagen zu vermeiden. Das dünnwandige Design wies höhere Verformungen auf, war aber weniger anfällig für eine unzureichende Fixierung bei dem gewählten Energieniveau. Die Verwendung eines automatisierten Einschlagsystems ermöglicht eine energiekontrollierte Implantation und reduziert chirurgische Variationen.

Die Pfannenverformung wurde als Dehnung und als Deformation mit zwei verschiedenen Messsystemen aufgezeichnet. DMS ermöglichen eine genaue Bestimmung der Pfannenverformung anhand der aufgezeichneten Dehnungen, sind jedoch durch die visuelle Rotationsausrichtung der Pfanne zum Knochen und die lokale Begrenzung auf das DMS-Messgitter eingeschränkt. Die vier gemessenen DMS sollten die zwei positiven (Deformation nach außen) und zwei negativen Dehnungsspitzen (Deformation nach innen) abdecken. Hierbei zeigten sich keine Unterschiede in der absoluten Dehnung zwischen den Positionen I-IV. Es wurde jedoch festgestellt, dass einige DMS der positiven Dehnungsspitze negative Dehnungswerte aufwiesen, während dies bei keinem DMS der negativen Dehnungsspitze zu beobachten war. Dies lässt sich mithilfe eines numerischen Modells erklären (Anhang B, Abbildung 3.11). Werden Kräfte nur an zwei kleinen, einander gegenüberliegenden Bereichen aufgebracht, weisen etwa 64 % des Umfangs der Pfanne eine negative Dehnung auf. Dieses auf zwei Bereiche basierende Modell entspricht einer reinen Krafteinleitung am *Os ilium* und *Os ischii*. Zusätzlich wirken jedoch geringere Umfangskräfte, die in einem zweiten Modell zu einem Anstieg der negativen Dehnung auf etwa 72 % des Pfannenumfangs führten. Fehlorientierungen bei der Positionierung oder Implantation der Pfanne konnten dazu führen, dass die maximale und minimale Spitzenbelastung nicht erfasst wird.

Die DMS-Messungen wurden daher mit der aus den DIC-Aufnahmen ermittelten Deformation der Pfanne abgeglichen. Die Deformation konnte entlang des sichtbaren Pfannenrandes in einem Winkel von etwa  $250^\circ$  gemessen werden, wodurch eine bessere räumliche Abdeckung als mit den vier DMS erreicht wurde. Die Ergebnisse deuten auch darauf hin, dass die Verformung nicht völlig symmetrisch ist, sondern dass zwischen den beiden maximalen positiven Punkten der Verformung eine mediane Winkeldiskrepanz von  $10,8^\circ$  besteht. Diese Abweichung ist fast identisch mit der zuvor von Dold et al. ermittelten Winkeldiskrepanz von  $11,5^\circ$  [142]. Die Folge ist zwangsläufig eine leichte Fehlpositionierung der DMS, weshalb die gemessenen Dehnungswerte geringer als die tatsächlichen Spitzenwerte ausfallen können. Die Anwendbarkeit der DMS-Messung konnte jedoch über die Korrelation mit der Pfannendeformation nachgewiesen werden.

Die maximalen Dehnungen jeder Pfanne waren bei der dünnwandigen Pfanne höher als bei der Standardpfanne. Diese Beobachtung bestätigte die Annahme höherer Verformun-



**Abbildung 3.11:** Numerisches Modell zur Nachstellung von zwei verschiedenen Kontaktsituationen. A: Die Belastungssituation zwischen *Os ilium* und *Os ischii* wird mit zwei gegenüberliegenden Kräften von je 50 N nachgebildet. B: Zwischen den beiden Hauptkräften wurden zusätzlich zwei Druckkräfte von 10 N auf den Rand der Pfanne ausgeübt. Dies führt zur Verschiebung des Dehnungsverlaufs in negative Richtung.

gen aufgrund der geringeren Pfannensteifigkeit der dünnwandigen Pfanne [142, 211] und damit geringerer Kontaktspannungen zum Knochen. Die zuvor nachgewiesene Korrelation zwischen Pfannendeformation und Primärstabilität [145] wurde in der vorliegenden Arbeit nur für das Standarddesign nachgewiesen, wohingegen die dünnwandige Pfanne eine konstant hohe Primärstabilität aufwies. Neben der verbesserten Primärstabilität muss jedoch beachtet werden, dass die hohen Verformungen das Einsetzen von harten Inlays und die Tribologie von PE-Inlays nicht beeinträchtigen [146, 147]. Die maximale gemessene Deformation der dünnwandigen Pfanne betrug 0,425 mm und war damit etwa achtmal höher als die maximale gemessene Deformation der Standardpfanne mit 0,052 mm. Das Einsetzen harter Inlays kann zu einer vollständigen Reduzierung der Deformation führen [145]. Hohe Verformungen der Pfanne müssen nicht zwangsläufig zu einem unsachgemäßen Sitz

oder einer übermäßigen Verformung des Inlays führen, erschweren aber dessen Einsetzen. Eine detaillierte Analyse der zeitabhängigen Verformung der Pfanne kann genutzt werden, um zu beurteilen ob das Einsetzen des Inlays von einer bestimmten Relaxationszeit des Knochens profitieren kann.

Das Phänomen des „Überschlagens“, das bei einer hohen Anzahl von Schlägen auftritt und zu einer Verringerung der Primärstabilität führt, wurde bereits in anderen Studien beschrieben [199, 200]. Eine hohe Anzahl an Schlägen war mit einer langsameren Veränderung der Steigung der Setzkurve verbunden. Ein geringerer Setzfortschritt gegen Ende der Implantation wurde insbesondere bei der Standardpfanne festgestellt. Da der Dehnungsabfall bei diesen Setzkurven besonders hoch war, wird vermutet, dass die Primärstabilität aufgrund einer erhöhten Knochenschädigung ohne zunehmenden Pressfit herabgesetzt wurde [199, 217]. Ein übermäßiges oder zu starkes Einschlagen der Pfanne sollte daher vermieden werden. Die dünnwandige Pfanne profitiert von ihrer schneller konvergierenden Setzkurve und damit einer erleichterten sichtbaren Verfolgung des Setzvorgangs. Diese ist für den Chirurgen besonders wichtig, da eine genaue Überwachung des Setzvorgangs, die in dieser Arbeit über das DIC-System erfolgt, während der Operation nicht möglich ist. Die Verwendung höherer Energien kann sich positiv auf den Sitz der Pfanne auswirken, erhöht aber gleichzeitig das Risiko von Knochenschädigungen [198].

Die Implantation der Pfanne wird auch vom Beckenknochen beeinflusst. Bei hoher BMD [142, 143, 183] und hohem Pressfit [143, 145] wird erwartet, dass die Pfanne stärker deformiert. Die beiden Pfannendesigns zeigten mit zunehmender BMD unterschiedliche Verhaltensweisen. Die Dehnung der dünnwandigen Pfanne nahm bei höherer BMD aufgrund der höheren Reaktionskräfte des steiferen Knochens zu. Im Gegensatz dazu wurde die Dehnung der Standardpfanne nicht von der BMD beeinflusst. Ein Einfluss des Pressfits konnte bei den einzelnen Pfannendesigns nicht festgestellt werden. Da der nominale Pressfit innerhalb der beiden Versuchsgruppen gleich war, wirken sich Abweichungen durch das manuelle Auffräsen nicht in gleichem Maße wie die Knochenqualität auf die Verformung der Pfanne aus. Es wurde festgestellt, dass die dünnwandige Pfanne die radialen Pfannenkräfte homogener auf den umgebenden Knochen verteilt, was möglicherweise den *stress-shielding*-Effekt verringert und gleichzeitig die Osseointegration verbessert [181, 206]. Hinsichtlich der Implantat-Knochen-Systemsteifigkeit müssen jedoch die unterschiedlichen Pressfits für die beiden Pfannendesigns beachtet werden. Die dünnwandige Pfanne wurde mit einem nominalen Pressfit von 0,5 mm oder 1,5 mm konzipiert, während die Standardpfanne einen Pressfit von 0 mm, 1 mm oder 2 mm ermöglicht. Im Gegensatz zu den in dieser Humanstudie verwendeten Unterfräsungen von 0,5 mm (dünnwandig) und 1 mm (Standard) wurde die Studie am Knochenersatzmodell in Anhang A mit Un-

terfräsungen von 1,5 mm (dünnwandig) und 1 mm (Standard) durchgeführt. Bei beiden Studien zeigte sich eine bessere Primärstabilität der dünnwandigen Pfanne, während das Setzverhalten der dünnwandigen Pfanne nur bei einem Pressfit von 0,5 mm besser war als beim Standarddesign. Dies bestätigt die Annahme gleicher Systemsteifigkeiten in Anhang A und geringerer Systemsteifigkeit der dünnwandigen Pfanne in dieser Studie.

Die Größe des Polspalts am Ende der Implantation ist das Resultat der zuvor erörterten Parameter und wirkt sich am stärksten auf das Aushebemoment und somit die Primärstabilität aus. Kleine Polspalte wurden mit großen Kontaktflächen in Verbindung gebracht und erhöhen die Pfannenverformung [153, 160]. Der Polspalt war bei der Standardpfanne deutlich größer als bei den dünnwandigen Pfannen. Die großen verbleibenden Polspalte deuten darauf hin, dass die aufgebrachte Energie von 3,5 J nicht ausreichte, um die Standardpfanne bei hoher BMD weiter zu verformen und zu setzen, und somit das erreichbare Ausmaß des effektiven Pressfits einschränkte. Die Standardpfanne kann von höheren Implantationsenergien oder der Verwendung kleinerer nominaler Pressfits profitieren. Frühere Studien haben die Vorteile von kleinen Polspalten kleiner 2 mm gezeigt [218, 219], die mit der Standardpfanne in dieser Studie nicht erreicht wurden. Bei dem Versuch den Polspalt zu verkleinern, muss ein *bottoming-out* der Pfanne, bevor der maximale Pressfit erreicht ist, vermieden werden [163].

### Fazit

Das in dieser Studie untersuchte dünnwandige Pfannendesign erhöht die Primärstabilität in Bezug auf das Standarddesign und erreicht mit der Energie des automatisierten Einschlagsystems kleinere Polspalte. Ein Anpassen der Einschlagenergie an verschiedene Pfannensteifigkeiten ist zu empfehlen. Zur Vermeidung von Knochenschäden und einer reduzierten Primärstabilität durch Überschlagen sollte die Implantation gestoppt werden, sobald die abschließende Position der Pfanne erreicht ist.



## 4 Knocheneigenschaften

Die Primärstabilität der Pressfit-Pfanne wird durch radiale Druckkräfte am Pfannenrand zwischen der ischialen und der iliakalen Säule erzeugt, die die Pfanne gleichzeitig elliptisch deformieren (Kapitel 3) [143]. Die viskoelastischen Eigenschaften von Knochen führen nach der Implantation zu einer kombinierten Spannungs-Dehnungs-Relaxation [171, 220, 221]. Dadurch verringern sich die wirkenden Kräfte zwischen Pfanne und Acetabulum über die Zeit und reduzieren die direkt nach der Implantation erreichte Primärstabilität. Gleichzeitig beeinflusst die viskoelastische Relaxation die Pfannendeformation. Für die Implantation in porcinen Acetabula wurden nach 1 min eine Reduktion der Pfannendehnung von 13,5 % und nach 10 min von 30 % festgestellt [222]. Im weiteren zeitlichen Verlauf findet nur noch wenig Relaxation statt [151, 152, 222]. Ein direkter Zusammenhang zwischen Pfannendeformation und Primärstabilität wurde gezeigt (Kapitel 3) [145].

Insbesondere stieg die Primärstabilität bei in-vitro implantierten Pfannen mit reduzierter Steifigkeit (Kapitel 3). Die gleichzeitig erhöhten Pfannendeformationen dürfen jedoch nicht zu einem unsachgemäßen Sitz oder übermäßiger Deformation des Inlays führen. In der klinischen Praxis werden die Inlays über einen konischen Verriegelungsmechanismus in die Pfanne eingeschlagen und sorgen für ein reibungsarmes Gleiten des artikulierenden Hüftkopfes. Bei Verwendung eines PE-Inlays kann eine stark deformierte Pfanne die Reibung zwischen Hüftkopf und Inlay erhöhen [146]. Hohe Abriebsraten und ein Einklemmen des Kopfes im Inlay mit dem Risiko einer späteren Pfannenlockerung können die Folge sein [147]. Bei Verwendung eines Keramik-Inlays kann eine starke Pfannendeformation zu einer inkorrekten Inlay-Ausrichtung und damit unter Belastung zu einem Abplatzen oder einem Bruch führen [149, 150]. Das Einsetzen des Inlays kann aufgrund der Viskoelastizität des Knochens von einer bestimmten Relaxationszeit profitieren. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit, die viskoelastischen Vorgänge im humanen Beckenknochen zu untersuchen und zu verstehen. Insbesondere die Auswirkung der Knochenrelaxation auf die Deformation und Primärstabilität der Pfanne sind essenziell für eine erfolgreiche HTEP. Das Ziel dieser Studie ist die Optimierung des Pfannendesigns, um eine hohe Primärstabilität bei geringer Pfannendeformation zu erreichen und die Relaxation zu minimieren.

## 4.1 Material und Methoden

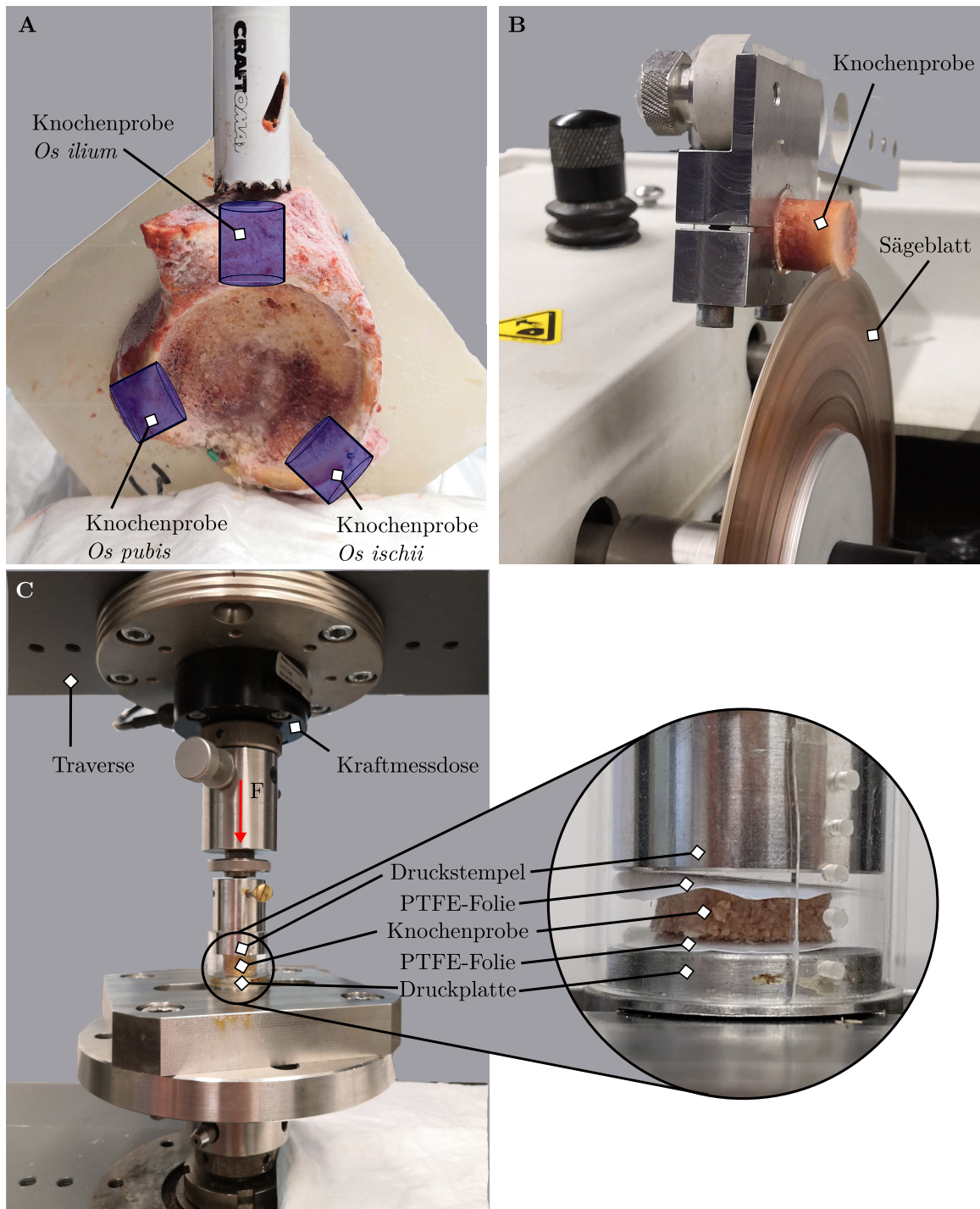
Die Grundlage für eine viskoelastische Optimierung des Pfannendesigns ist die Kenntnis der Materialeigenschaften des humanen Beckenknochens. Daher wurden, zunächst losgelöst von der endoprothetischen Versorgung der Hüfte, die mechanischen Eigenschaften anhand von zyklischen Druckversuchen näher untersucht. Dabei wurde insbesondere der Einfluss der BMD bei verschiedenen Laststufen berücksichtigt. Die Daten aus den zyklischen Druckversuchen wurden zur Kalibrierung eines geeigneten Materialmodells für die spätere Verwendung im numerischen Modell verwendet.

Zur Untersuchung des Einflusses der Viskoelastizität auf Pfannendeformation und Primärstabilität wurde die humane Studie aus Kapitel 3 hinsichtlich der viskoelastischen Aspekte ausgewertet und zusammen mit den Ergebnissen der Materialmodellkalibrierung für den Aufbau eines numerischen Modells genutzt. Mit diesem numerischen Modell wurde der Einfluss unterschiedlicher Pfannensteifigkeiten auf Deformation, Relaxation und Primärstabilität untersucht.

### 4.1.1 Zyklische Druckversuche

Für die Druckversuche wurden aus fünf humanen Beckenknochen mithilfe einer Lochsäge 13 zylindrische Knochenproben mit einem Durchmesser von 16 mm im Bereich von *Os ilium* ( $n = 8$ ), *Os ischii* ( $n = 3$ ) und *Os pubis* ( $n = 2$ ) entnommen (Abbildung 4.1A). Die einzelnen Proben wurden mit einer Präzisionssäge (IsoMet 1000, Buehler, ITW, Lake Bluff, IL, US) auf eine Höhe von 5 mm zugeschnitten (Abbildung 4.1B) und anschließend in Ringer-Lösung gelagert. Zur Bestimmung der Knochenqualität wurden qCT-Scans (120 kV; 0,4 mm Schichtdicke, Incisive CT 128, Philips, Amsterdam, NH, NL) mit einem Kalibrierungsphantom (QSA, QRM, Möhrendorf, BY, DE) aufgenommen. Hounsfield-Einheiten wurden in BMD umgerechnet (Structural Insight 3, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Kiel, SH, DE [214]) und die Voxelgröße auf  $0,4 \times 0,4 \times 0,4$  mm<sup>3</sup> konvertiert. Abschließend erfolgte die Bestimmung der mittleren BMD über das Volumen des Probenzylinders (AVIZOLite 9.7.0, Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, US).

Jede Knochenprobe wurde in einer Universalprüfmaschine einer zyklischen Belastung unterzogen (Z010, Zwick Roell Gruppe, Ulm, BW, DE). Zur Verringerung der Reibung lag die Probe zwischen zwei Stücken PTFE-Folie (Polytetrafluorethylen) auf der unteren



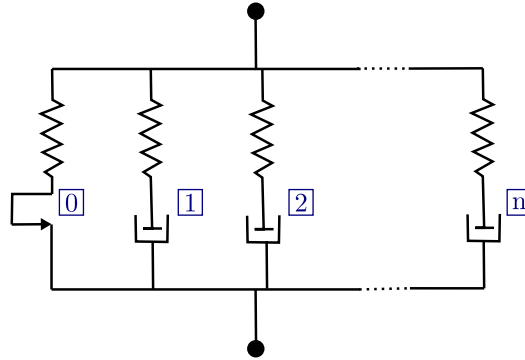
**Abbildung 4.1:** Probenentnahme und Aufbau der zyklischen Druckversuche. A: Die Knochenproben wurden senkrecht zur Kavitäts-oberfläche in den Bereichen *Os ischii*, *Os ilium* und *Os pubis* entnommen. B: Die Flächen der Proben wurden planparallel zugeschnitten. C: Die Belastung der Knochenprobe erfolgte auf einer Druckplatte über einen weggesteuerten Druckstempel.

Druckplatte. Mithilfe eines Druckstempels konnten die Proben positionsgesteuert mit einer Prüfgeschwindigkeit von 0,5 mm/min belastet werden (Abbildung 4.1C). Dabei wurde die initiale Probenhöhe  $h_0$  zunächst bei einer Vorlast von 1 N bestimmt. Die Probe unterlag anschließend einer Kompression von 2 % und blieb 300 Sekunden lang in dieser Position. Anschließend folgte eine Entlastung auf 3 N mit einer Haltezeit von 100 s. Dieser Belastungszyklus wurde mit -4 %, -6 %, -8 % und -10 % Dehnung wiederholt. Die Knochenprobe durfte sich unter der Belastung in radialer Richtung ausdehnen. Während der Versuchsdurchläufe wurden die Kraft  $F$  und die Testzeit  $t$  aufgezeichnet. Die aktuelle Probenhöhe  $h$  wurde dem aufgezeichneten Werkzeugabstand gleichgesetzt. Aus den Zeit-Kraft-Verläufen wurde die Kraft  $F_\epsilon$  bei -2 %, -4 %, -6 %, -8 % und -10 % Dehnung sowie jeweils die Relaxation der Kraft  $\Delta F_{rel}$  über 300 s ermittelt. Zusätzlich wurde die plastische Deformation  $\Delta h$  der Probe über die entlastete Probenhöhe bestimmt.

### 4.1.2 Materialmodellkalibrierung

Mithilfe der Daten aus dem zyklischen Drucktest wurden verschiedene allgemein anwendbare viskoelastische Materialmodelle kalibriert und für die weitere Verwendung im FE-Modell verglichen. Es gibt zahlreiche lineare und nichtlineare Ansätze zur Modellierung des viskoelastischen Knochenverhaltens. Da die FE-Software Abaqus verwendet wurde (Abaqus 2019, Dassault Systèmes Simulia Corp., Johnston, RI, US), war die Wahl der Materialmodelle jedoch auf diejenigen beschränkt, die dort implementiert werden konnten.

Die Modellierung der linearen Viskoelastizität erfolgte über die Prony-Reihe, die auf dem generalisierten Maxwell-Modell basiert und mit einem hyperelastischen Materialmodell kombiniert wird. Neben der Beschränkung auf linear viskoelastisches Verhalten kann bei der Verwendung der Prony-Reihe in Abaqus keine Plastizität abgebildet werden. Ein weiterer Ansatz ist daher die Anwendung eines *Parallel-Rheological-Frameworks* (PRF; Abbildung 4.2). Es ermöglicht die Definition eines nichtlinearen viskoelastisch-elastoplastischen Modells, das aus mehreren parallel geschalteten Netzen besteht. Die Anzahl der viskoelastischen Netze kann beliebig sein. Die Dämpferelemente werden dabei über ein nichtlineares Flussgesetz mit jeweils mehreren Parametern abgebildet. Das viskoelastische Verhalten kann somit amplituden- oder ratenabhängig von dem auftretenden Spannungszustand sein. Die Reaktion des optionalen Gleichgewichtsnetzes kann rein elastisch oder elastoplastisch sein. Wenn es nicht definiert ist, wird die Spannung im Material mit der Zeit vollständig abgebaut.



**Abbildung 4.2:** Aufbau eines PRF mit beliebiger Anzahl viskoelastischer Netze  $n$  und maximal einem Gleichgewichtsnetz 0.

### Hyperelastisches Materialmodell

Die hyperelastischen Modelle basieren alle auf der Annahme eines isotropen Materialverhaltens. Das Material wird daher immer über das Dehnungsenergiepotenzial  $U$  beschrieben. Eine einfache Form für das Dehnungsenergiepotenzial mit nur wenigen Parametern ist die Yeoh-Form, die über einen großen Dehnungsbereich anwendbar ist [223]. Zur Kalibrierung ist dabei eine kleine Menge an uniaxialen Testdaten ausreichend. Die Form des Yeoh-Dehnungsenergiepotenzials lautet:

$$U = C_1(\bar{I}_1 - 3) + C_2(\bar{I}_1 - 3)^2 + C_3(\bar{I}_1 - 3)^3 + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2 + \frac{1}{D_2}(J - 1)^4 + \frac{1}{D_3}(J - 1)^6 \quad (4.1)$$

Dabei sind  $C_i$  und  $D_i$  Materialparameter,  $\bar{I}_1$  die erste Invariante des Cauchy-Green Dehnungstensors und  $J = \sqrt{I_3}$  das elastische Volumenverhältnis.

Neben dem Yeoh-Modell wurde zusätzlich das Neo-Hooke-Modell zur Kalibrierung verwendet. Es ist ein hyperelastisches Materialmodell für kleine Dehnungen, das dem Hooke'schen Gesetz (Formel 2.1) ähnelt [224–226]. Bei allgemeinen Materialien ist die Beziehung zwischen angewandter Spannung und Dehnung zunächst linear, aber an einem bestimmten Punkt ändert sich die Spannungs-Dehnungs-Kurve in eine nichtlineare Kurve. Das Neo-Hooke-Modell ist die einfachste Form aller üblicherweise verwendeten hyperelastischen Modelle und entspricht einer reduzierten Variante des Yeoh-Modells:

$$U = C_1(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2 \quad (4.2)$$

Neben der vollständigen Kalibrierung aller Materialparameter wurde zusätzlich der Ansatz verfolgt,  $C_1$  und  $D_1$  über den Elastizitätsmodul  $E$  sowie die Poissonzahl  $\nu$  von Knochen zu bestimmen. Der initiale Schubmodul  $G_0$  und der initiale Kompressionsmodul  $K_0$  lassen sich dabei bestimmen zu:

$$G_0 = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (4.3)$$

$$K_0 = \frac{E}{3(1 - 2\nu)} \quad (4.4)$$

Für die beiden Materialkonstanten  $C_1$  und  $D_1$  folgt:

$$C_1 = \frac{G_0}{2} = \frac{E}{4(1 + \nu)} \quad (4.5)$$

$$D_1 = \frac{2}{K_0} = \frac{6(1 - 2\nu)}{E} \quad (4.6)$$

Für die Poissonzahl wurde der Literaturwert von  $\nu = 0,25$  herangezogen [227]. Die Bestimmung des Elastizitätsmoduls erfolgte für jede Probe anhand der kalibrierten HU-Werte der qCT-Scans über die Steifigkeit-Dichte-Beziehung nach Morgan et al. [228]:

$$E = 6850\rho_{app}^{1,49} \quad (4.7)$$

Dabei ist  $\rho_{app}$  die scheinbare Dichte, die im Verhältnis zur Aschedichte  $\rho_{ash}$  steht [60]:

$$\rho_{app} = \frac{5}{3}\rho_{ash} \quad (4.8)$$

Bei der Bewertung der Knochenmineraldichte anhand von klinischen qCT-Scans sollte eine Korrektur vorgenommen werden, die von Schileo et al. ermittelt wurde [60]:

$$\rho_{ash} = 0,079 + 0,877 \cdot 10^{-3} BMD \quad (4.9)$$

## Prony-Reihe

Die lineare Viskoelastizität des Knochens wurde durch das generalisierte Maxwell-Modell unter Verwendung der Prony-Reihe simuliert. Die Anzahl an Prony-Termen  $n$  entspricht dabei der Anzahl der Maxwell-Elemente im generalisierten Maxwell-Modell (siehe Kapitel 2.2.4). Bei Verwendung der Prony-Reihe wird die Relaxationsfunktion in Schub-

Relaxationsfunktion  $G(t)$  und Kompression-Relaxationsfunktion  $K(t)$  aufgeteilt und getrennt voneinander betrachtet:

$$G(t) = G_0 \left[ 1 - \sum_{i=1}^n g_i (1 - e^{-\frac{t}{\tau_i}}) \right] \quad (4.10)$$

$$K(t) = K_0 \left[ 1 - \sum_{i=1}^n k_i (1 - e^{-\frac{t}{\tau_i}}) \right] \quad (4.11)$$

Dabei sind  $g_i$  und  $k_i$  die dimensionslosen Schub- und Kompressions-Relaxationsmodule und  $\tau_i$  die charakteristische Relaxationszeit, die es zu kalibrieren gilt. Die Anzahl an Prony-Termen wurde auf  $n = 3$  festgelegt [122, 229].

### Parallel-Rheological-Framework

Bei Verwendung eines PRF ist die Definition des viskosen Materialverhaltens für jedes viskoelastische Netz obligatorisch. Zur Modellierung wird der Verformungsgradient  $\mathbf{F}$  multiplikativ aufgeteilt, wobei  $\mathbf{F}^e$  der elastische Teil und  $\mathbf{F}^{cr}$  der Kriechteil des Verformungsgradienten, der die spannungsfreie Zwischenkonfiguration darstellt, ist:

$$\mathbf{F} = \mathbf{F}^e \cdot \mathbf{F}^{cr} \quad (4.12)$$

Unter Verwendung dieser multiplikativen Aufteilung lässt sich die Kriechrate des Deformationsgradienten für isotrope Materialien wie folgt beschreiben:

$$\dot{\mathbf{F}}^{cr} = \mathbf{F}^{e^{-1}} \cdot \mathbf{D}^{cr} \cdot \mathbf{F}^e \cdot \mathbf{F}^{cr} \quad (4.13)$$

Dabei entspricht die Kriechrate des Deformationstensors  $D^{cr}$  dem symmetrischen Teil des Geschwindigkeitsgradienten und wird aus dem Kriechpotential  $G^{cr}(\sigma)$  und dem Proportionalitätsfaktor  $\dot{\lambda}$  unter Verwendung folgender Fließregel abgeleitet:

$$\mathbf{D}^{cr} = \dot{\lambda} \frac{\partial G^{cr}(\sigma)}{\partial \sigma} \quad (4.14)$$

In diesem Modell ist das Kriechpotential durch  $G^{cr} = \bar{q}$  und der Proportionalitätsfaktor durch  $\dot{\lambda} = \dot{\epsilon}^{cr}$  gegeben, wobei  $\bar{q}$  die äquivalente deviatorische Cauchy-Spannung und  $\dot{\epsilon}^{cr}$  die äquivalente Kriechdehnungsrate ist. In diesem Fall hat die Fließregel die Form:

$$\mathbf{D}^{cr} = \frac{3}{2\bar{q}\dot{\epsilon}^{cr}} \sigma \quad (4.15)$$

Zur Vervollständigung der Herleitung muss das Evolutionsgesetz  $\dot{\varepsilon}^{cr}$  angegeben werden. Das in Abaqus implementierbare *Power-law* Modell hat die Form:

$$\dot{\varepsilon}^{cr} = \dot{\varepsilon}_1 \left( \left( \frac{\tilde{q}}{q_1 + a_1 \langle p_K \rangle} \right)^{n_1} [(m_1 + 1) \bar{\varepsilon}^{cr}]^{m_1} \right)^{\frac{1}{m_1+1}} \quad (4.16)$$

Innerhalb des Modells entspricht  $\varepsilon^{cr}$  der vorliegenden Kriechdehnung,  $\tilde{q}$  dem vorliegenden deviatorischen Kirchhoffstresstensor und  $p_K$  dem Kirchhoffdruck. Die Materialeigenschaften, die es zu kalibrieren gilt, werden über  $q_1$ ,  $m_1$ ,  $n_1$ ,  $a_1$  und  $\dot{\varepsilon}_1$  beschrieben.

### Kombinationen der Materialmodelle

Auf Basis allgemeiner Materialmodelle für Hyperelastizität und Viskoelastizität wurden vier Modellkombinationen mithilfe der Druckversuche aus Kapitel 4.1.1 kalibriert (Tabelle 4.1). Zunächst wurde eine Vorkalibrierung anhand einer vereinfachten Versuchsabbildung durchgeführt, gefolgt von einer inversen FE-Kalibrierung zur Optimierung der ermittelten Materialkennwerte.<sup>1</sup>

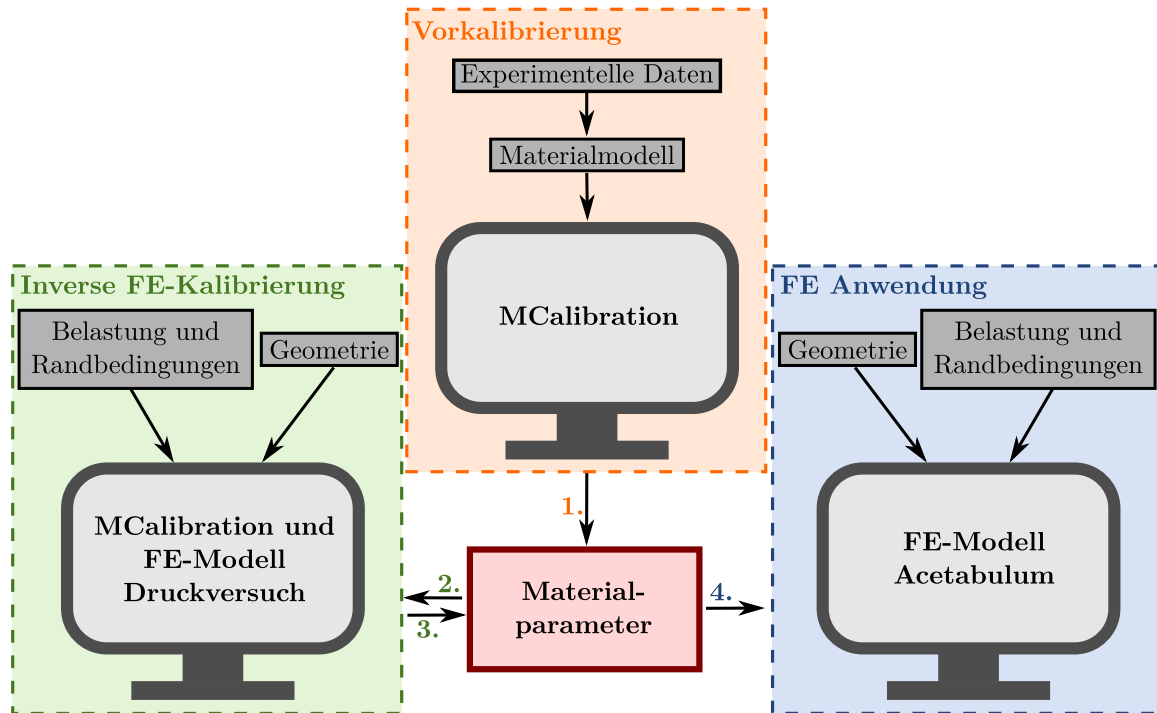
**Tabelle 4.1:** Materialkombinationen der vier kalibrierten Materialmodelle.

	Modell 1	Modell 2	Modell 3	Modell 4
<b>Hyperelastizität</b>	Neo Hooke (E-Modul)	Neo Hooke	Yeoh	Yeoh
<b>Viskoelastizität</b>	Prony-Reihe	Prony-Reihe	Prony-Reihe	PRF (Power-law)

### Vorkalibrierung

Alle Materialmodelle (Tabelle 4.1) wurden für jede Knochenprobe unter Verwendung von MCalibration® (Veryst Engineering, Needham, MA, US) und der experimentellen Druckversuchsdaten vorkalibriert (Abbildung 4.3). Dabei wurde ein Einheitswürfel verwendet und sowohl die Probengeometrie als auch die Kontaktflächenreibung vernachlässigt. Die Kalibrierung erfolgte analog zum Experiment dehnungskontrolliert. Das Modell wurde auf den Verfahrensweg des Druckversuchs komprimiert und die sich aus dem Materialmodell ergebenden Kräfte berechnet. Experimentelle Daten und Modellvorhersagen wurden anhand einer Fehlerfunktion miteinander verglichen. Die gewichtete normalisierte mittlere

<sup>1</sup>Die Methodik der Vorkalibrierung und inversen FE-Kalibrierung wurde im Rahmen eines studentischen Projekts gemeinsam mit Lennart Scherz entwickelt.



**Abbildung 4.3:** Die Bestimmung der Materialparameter erfolgte mit dem Ziel einer Anwendung im FE-Modell der Pfannenimplantation in ein humanes Acetabulum. Dazu wurden die gewählten Materialmodelle auf Basis der experimentellen Daten in MCalibration vorkalibriert. Anschließend fand eine Optimierung der Materialparameter über eine inverse FE-Kalibrierung statt. Diese beinhaltet zusätzlich die exakte Probengeometrie und Randbedingungen der Druckversuche.

absolute Differenz (NMADW; *normalized mean absolute difference weighted*) gibt den durchschnittlichen Fehler in Prozent an:

$$NMADW(\mathbf{e}, \mathbf{p}) = 100 \frac{\langle |e - p| \rangle}{\max(\langle |e| \rangle, \langle |p| \rangle)} + \sum_{i=1}^{n_t} \frac{|e(t_e(i)) - p(t_e(i))|}{n_t} \quad (4.17)$$

Dabei ist  $\mathbf{e}$  der Vektor der experimentellen Dehnungswerte und  $\mathbf{p}$  der Vektor der vorhergesagten Dehnungswerte. Damit die Dominanz der langen Relaxations- und Kriechphasen reduziert wird und spezielle Charakteristika besser dargestellt werden können, wurde eine Gewichtung über die Anzahl  $n_t$  der einzelnen Zeitpunkte  $t_e$  vorgenommen. Hierfür wurden die Endzeitpunkte der Belastungs-, Relaxations- und Entlastungs-/Kriechphasen gewählt.

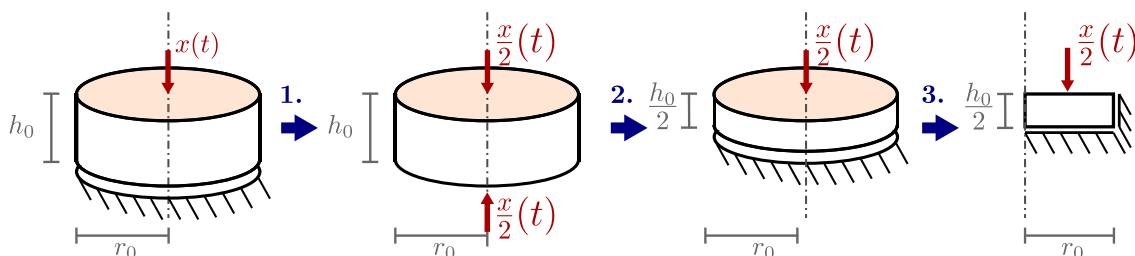
Die Fehlerfunktion liefert einen skalaren Wert, der während der Parameteroptimierung minimiert wurde. Hierzu wurde der softwareintern implementierte *extensive automatic search*-Modus verwendet, der dreistufig abläuft. Zunächst erfolgt einmalig eine globale,

zufällige Suche auf Basis stochastischer Streuung der Parameter. Anschließend wird ein gradientenbasiertes Verfahren mittels Levenberg-Marquardt-Algorithmus verwendet, gefolgt vom nicht-gradientenbasierten Simplex-Algorithmus. Beide Algorithmen werden im Wechsel angewendet bis keine Verbesserung mehr erreicht wird [230].

### Inverse FE-Kalibrierung

Die inverse FE-Kalibrierung erfolgte analog zur Vorkalibrierung, allerdings wurde statt des Einheitswürfels mit analytischem Modell ein FE-Modell je Knochenprobe als Grundlage verwendet. Dieses beinhaltet insbesondere die Probengeometrie sowie die Flächenreibung zwischen Knochen und Druckstempel (Abbildung 4.3).

Der zyklische Druckversuch, bestehend aus Knochenprobe, Auflage, Stempelfläche und PTFE-Folie wurde vereinfacht in Abaqus nachgebildet. Die Probe wurde als idealer Zylinder mit der Initialhöhe  $h_0$  und dem Radius  $r_0 = 8$  mm konstruiert. Der numerische Verfahrensweg wurde gleichermaßen auf oberen und unteren Stempel aufgeteilt und die Spiegel- und Achsensymmetrie des Modells ausgenutzt (Abbildung 4.4). Die Knochenprobe wurde mit hybriden 2D-Elementen (CAX4RH) vernetzt. Auf Grundlage einer Netzkonvergenzstudie (siehe Anhang C.2) wurde der Abstand zwischen zwei Knotenpunkten auf 0,4 mm festgelegt. Der Kontakt zwischen Stempel und Knochen wurde über die *surface-to-surface* Methode definiert. Der Stempel war dabei – als steifere der interagierenden Komponenten – die *master*-Oberfläche, der Knochen die *slave*-Oberfläche. Die PTFE-Folien wurden über die Wahl des Reibkoeffizienten mit  $\mu = 0,1$  berücksichtigt [231]. Die Knochenprobe wurde fixiert, sodass lediglich eine radiale Ausdehnung möglich war. Die Position des Stempels in axialer Richtung wurde durch den halbierten experimentellen Verfahrensweg beschrieben. Für jede Knochenprobe wurde ein individuelles FE-Modell entsprechend der experimentell bestimmten Probenhöhe  $h_0$  erstellt.



**Abbildung 4.4:** Modellvereinfachung für die inverse FE-Kalibrierung. 1. Schritt: Die Reaktionskraft der Probenauflage wurde durch Halbierung der Verformung modelliert. 2. Schritt: Die Spiegelsymmetrie der Probe wurde dazu verwendet, das Modell zu halbieren. 3. Schritt: Die Rotationssymmetrie wurde zur Vereinfachung auf einen 2D-Schnitt verwendet.

Unter Verwendung der FE-Modelle wurde die Optimierung der Materialparameter über den zeitlichen Kraftverlauf des Stempels – analog zu dem bei der Vorkalibrierung verwendeten Verfahren – durchgeführt. Nach einer ersten abgeschlossenen Optimierungsschleife wurden alle Parameter auf eine lineare Abhängigkeit von der BMD der Knochenprobe untersucht. Im Falle mindestens eines signifikanten Zusammenhangs ( $p < 0,05$ ) wurde eine erneute Optimierung durchgeführt, bei der die von der BMD abhängigen Materialparameter über das Regressionsmodell berechnet und von der Optimierung ausgeschlossen wurden. Das allgemeine Materialmodell wurde schließlich über die Regressionsmodelle sowie über die Mediane der letzten Optimierungsschleife bestimmt. Zur Bestimmung der allgemeinen Modellqualität wurde der NMDAW-Wert zwischen den experimentellen Daten der einzelnen Knochenproben und dem allgemeinen Materialmodell verwendet.

### 4.1.3 In-vitro Pfannenrelaxation

Zur Untersuchung der zeitabhängigen in-vitro Verformung der Pfanne wurden die DMS-Messungen aus Kapitel 3 verwendet. Die Pfannendehnung während der Implantation wurde kontinuierlich mit einer Frequenz von 100 kHz bis 10 min nach dem letzten Schlag aufgezeichnet. Die Pfannenrelaxation nach der Implantation  $\Delta\varepsilon_{rel}$  ließ sich als Differenz zwischen der Belastung  $\varepsilon_S$  unmittelbar nach dem letzten Schlag und der entspannten Belastung  $\varepsilon_{rel}$  10 min nach dem letzten Schlag bestimmen. Die Auswertung erfolgte für die vier DMS pro Pfanne und für alle untersuchten Acetabula und beide Pfannensysteme.

### 4.1.4 Numerisches Modell

Das numerische Modell wurde auf Basis einer ausgewählten Pfannenimplantation aus Kapitel 3 erstellt. Während die Deformationsdaten zur Validierung der maximalen Pfannendeformation nach der Implantation über den gesamten Pfannenumfang verwendet wurden, erfolgte die Validierung des zeitlichen Relaxationsprozesses anhand der DMS-Daten.

### Volumenmodelle

Das Volumenmodell des Beckens wurde unter Verwendung der qCT-Aufnahme erstellt<sup>2</sup>. Die Segmentierung des Beckenknochens erfolgte über die kortikalen (250–3 000 HU) und spongösen Anteile (50–250 HU; Avizo 9.4, Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, US)

---

<sup>2</sup>Das Volumenmodell des Beckenknochens wurde im Rahmen einer Masterarbeit gemeinsam mit Fabian Brickwedde erstellt [232].

[233, 234]. Die Segmentierung wurde manuell nachbearbeitet, um die Spongiosa besser vom Weichteilgewebe abzugrenzen, bevor die kortikalen und spongiösen Regionen zu einem Polygonmodell zusammengefügt wurden. Zur Erzeugung eines geschlossenen, homogenen Körpers wurden die vorhandenen Löcher geschlossen, die Kanten geglättet und das Modell mit einer einheitlichen Kantenlänge von 2,5 mm neu vernetzt (MeshMixer, Autodesk Inc., San Rafael, CA, US). Schließlich wurde das Polygonmodell in einen Volumenkörper umgewandelt (Inventor 2020, Autodesk Inc., San Rafael, CA, US). Zur Erzeugung der gefrästen Kavität wurde der nach dem Fräsen erstellte Laserscan verwendet und mit dem Volumenkörper des Beckenknochens überlagert (PolyWorks|Inspector 2019, InnovMetric Software Inc., Québec, QC, CA). Anschließend erfolgte – analog zur Vorgehensweise bei der qCT-Aufnahme – die Entfernung aller Löcher und Unregelmäßigkeiten und die Erstellung des Kavitätsmodells als Negativ des Laserscans mit einer einheitlichen Kantenlänge von 2,5 mm. Das Modell des aufgefästen Beckens entstand durch Subtraktion der Kavität vom Beckenmodell und erneutes Glätten der Kanten [235].

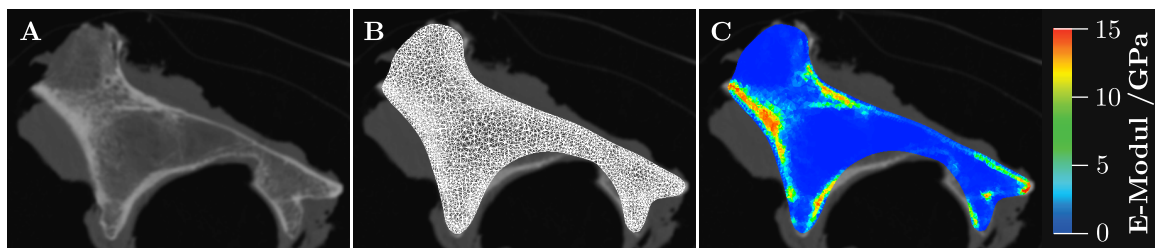
Für das Pfannenmodell wurden die Abmessungen der 52 mm-Pinnacle<sup>®</sup>-Standardpfanne aus dem Laserscan extrahiert und zur Konstruktion eines Volumenkörpers verwendet (SolidWorks 2018, Dassault Systèmes SolidWorks Corp., Waltham, MA, US). Die Ausrichtung der Pfanne am Beckenmodell erfolgte durch Überlagerung der Laserscans (PolyWorks|Inspector 2019, InnovMetric Software Inc., Québec, QC, CA).

### Kontaktmodellierung

Der Kontakt zwischen der Pfanne und dem Knochen wurde mit der *surface-to-surface* Methode modelliert. Die Kavitätsfläche wurde – aufgrund der geringeren Knochensteifigkeit im Vergleich zur Titanpfanne – als *slave*-Oberfläche definiert. Die Außenfläche der Pfanne wurde als *master*-Oberfläche gewählt. Der normale Kontakt wurde als „harte“ Kontaktbeziehung gewählt, die das Eindringen der *slave*- in die *master*-Oberfläche an den Zwangspunkten minimierte und keine Übertragung von Zugspannungen über die Schnittstelle zuließ. Die Kontaktbeschränkungen wurden mit der erweiterten Lagrangeschen Methode implementiert. Das tangential Kontaktverhalten wurde über einen konstanten Reibungskoeffizienten von  $\mu = 0,86$  [173] modelliert. Die Vernetzung beider Komponenten erfolgte mit tetraedrischen Elementen (C3D10M). Die Netzgröße des Knochens wurde mithilfe einer Netzkonvergenzanalyse bestimmt (siehe Anhang C.3). Damit die *master*-Oberfläche nicht in die *slave*-Oberfläche eindringt, war das Netz der Pfanne 1,25 mal größer als das des Beckens. Unabhängig von der Netzgröße wurden mindestens drei Elementschichten über die gesamte Wandstärke der Pfanne verwendet.

### Materialzuweisung

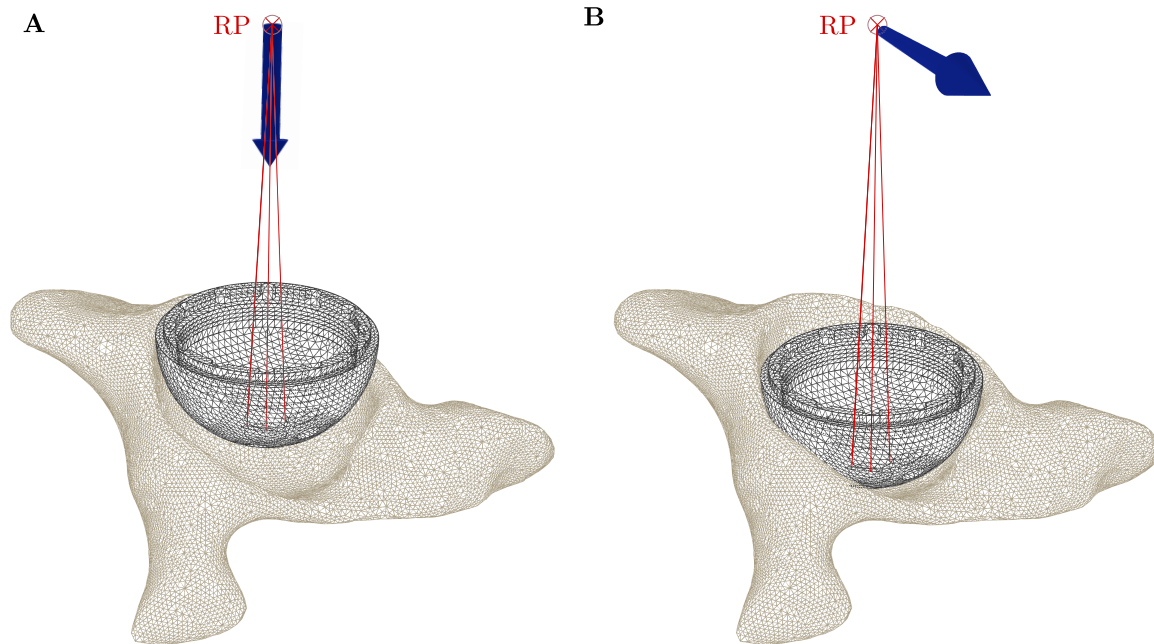
Die Materialeigenschaften des Beckenknochens wurden durch Überlagerung von FE-Netz und qCT-Aufnahme zugewiesen (Abbildung 4.5; Bonemat v3.2). Durch Integration der HU-Werte resultierte eine Unterteilung des Knochens in 13 unterschiedliche Materialregionen ( $E$ -Integration, Mindestabstand: 50 MPa) [236–238]. Die Elastizitätsmodule wurden den Elementen anhand der Formeln 4.7-4.9 zugeordnet. Die Poissonzahl betrug analog zur Kalibrierung  $\nu = 0,25$ . Die Viskoelastizität wurde mithilfe der Prony-Materialparameter des Materialmodells 1 (siehe Anhang D & Kapitel 4.3.1) abgebildet. Die Pfanne wurde als homogener isotroper Körper mit linear elastischem Verhalten betrachtet und erhielt die Materialparameter von Ti6Al4V mit  $E = 113\,000$  MPa und  $\nu = 0,34$  [239].



**Abbildung 4.5:** Materialzuweisung des Beckens. A: Schnitt durch die qCT-Aufnahme des Beckens. B: Überlagerung der qCT-Aufnahme mit dem FE-Netz des gefrästen Beckenknochens. C: Elastizitätsmodule, die den Netzelementen gemäß der HU-Werte der qCT-Aufnahme zugewiesen wurden.

### Modellierung der Implantation und des Aushebelns

Die Pfanne wurde initial so in negative Implantationsrichtung positioniert, dass zu Beginn der Simulation kein Kontakt zwischen dem Knochen und der Pfanne bestand. Die Pfanne war über die Schraubverbindung des Einschlägers am Pfannenpol mit einem Referenzpunkt kinematisch gekoppelt. Der Setzvorgang wurde durch eine lineare Verschiebung des Referenzpunkts in Implantationsrichtung über einen Zeitraum von 12 s analog zum Setzvorgang der experimentellen Messung simuliert (Abbildung 4.6A). Eine Verschiebung der Pfanne quer zur Implantationsrichtung war möglich, während alle rotatorischen Freiheitsgrade eingeschränkt waren. Die Fixierung des Beckens erfolgte durch Einschränkung aller translatorischen und rotatorischen Bewegungen in den Bereichen der experimentellen Einbettung. Nach dem Setzen wurde die Pfanne für 20 s in Position gehalten. Anschließend wurde die Pfanne ausgehebelt, indem der Referenzpunkt senkrecht zur Implantationsachse um 6,3 mm verschoben wurde (Abbildung 4.6B). Sowohl die Rotation der Pfanne als auch eine Verschiebung in die Implantationsrichtung waren dabei freigegeben.



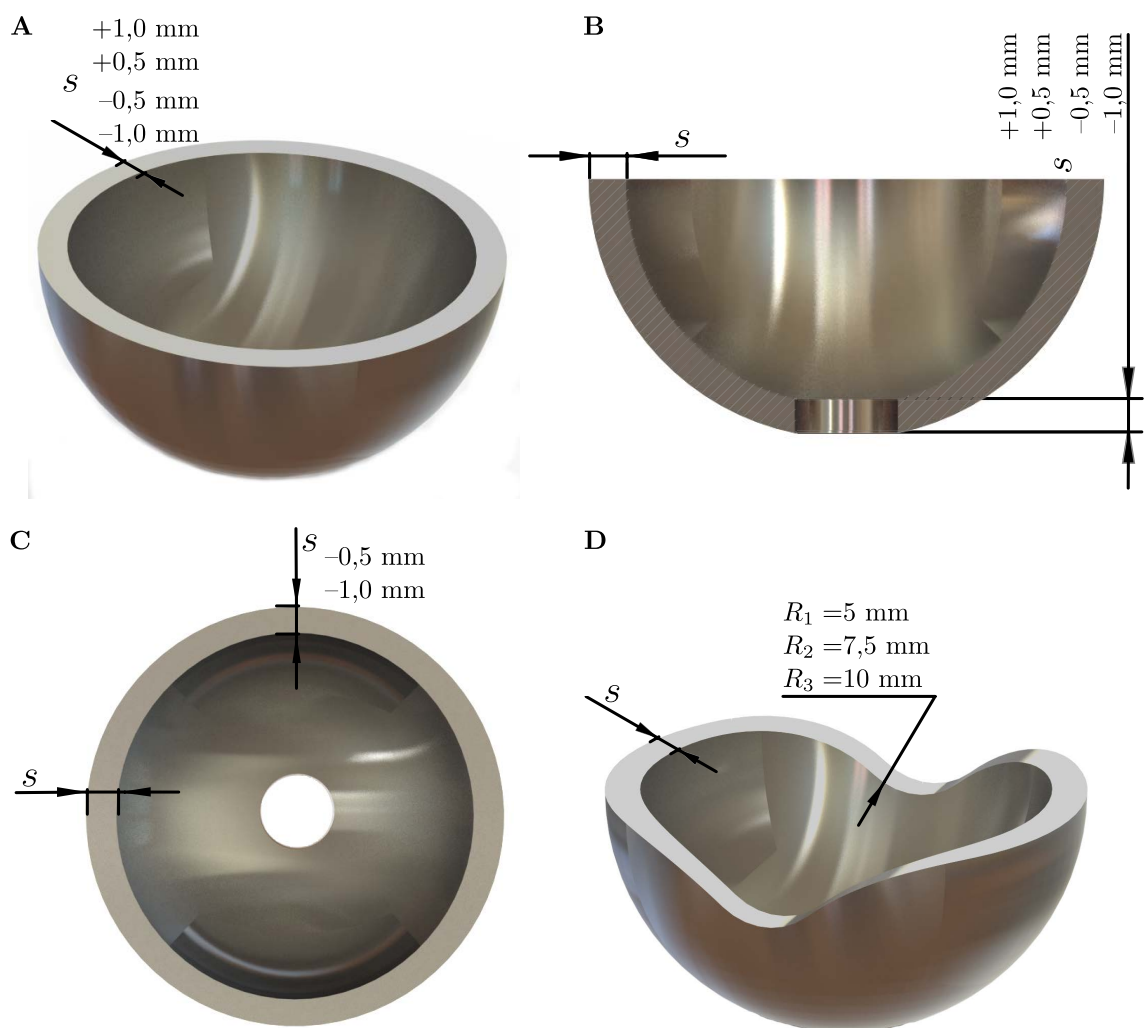
**Abbildung 4.6:** Simulationsschritte der Pfannenbewegung. A: Die Pfannenimplantation wurde über die Verschiebung des mit der Pfanne gekoppelten Referenzpunkts (RP) in die Implantationsachse simuliert. Nach Erreichen der finalen Position wurde die Lage der Pfanne für 20 s gehalten B: Zum Aushebeln der Pfanne wurde der Referenzpunkt senkrecht zur Implantationsachse – entsprechend dem experimentellen Aufbau – verschoben.

### Pfannenvariation

Die Pinnacle<sup>®</sup>-Standardpfanne wurde zu einem Grundmodell mit konstanter Wandstärke  $s = 3,8\text{ mm}$  vereinfacht, indem die Schraubenlöcher und die Eingriffskerben des Inlays entfernt wurden. Das Grundmodell der Pfanne wurde mit dem Ziel einer veränderten Steifigkeit und Steifigkeitsverteilung in vier Variationsgruppen modifiziert, wobei der Außendurchmesser der Pfanne von 52 mm beibehalten wurde. In Gruppe A blieb die Wandstärke konstant und wurde ausgehend von  $s$  um  $\pm 0,5\text{ mm}$  und  $\pm 1,0\text{ mm}$  variiert (Abbildung 4.7A). Die Gruppe B behält die Basiswandstärke  $s$  am oberen Rand der Pfanne bei und medialisierte oder lateralisierte das Pfannenzentrum, was zu einer Wandstärke von  $s \pm 1,0\text{ mm}$  und  $s \pm 0,5\text{ mm}$  am Pol führte (Abbildung 4.7B). In der Gruppe C wurde die Wandstärke entlang des Umfangs der Pfanne variiert. Hier wurde die größte Wandstärke auf  $s$  festgelegt und durch eine ellipsoide Ausformung des Pfanneninneren auf ein Minimum von  $s - 0,5\text{ mm}$  und  $s - 1,0\text{ mm}$  reduziert (Abbildung 4.7C). In der Gruppe D wurde die konstante Wandstärke  $s$  verwendet und die Pfannenhöhe auf den gegenüberliegenden Seiten schrittweise um 5,0 mm, 7,5 mm und 10,0 mm verringert (Abbildung 4.7D). Während die Variationsgruppen A und B zu rotationssymmetrischen Pfannen führten, war

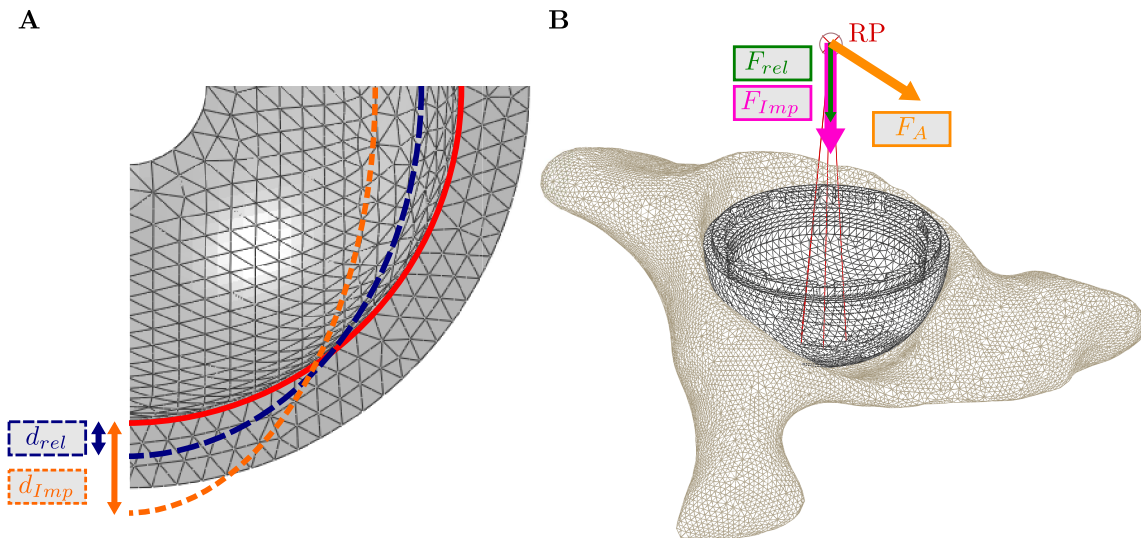
dies bei den Variationsgruppen C und D nicht der Fall. Zur Untersuchung des Einflusses verschiedener rotatorischer Lagen wurde das Modell innerhalb Variationsgruppe C mit  $s = 0,5$  mm und in Variationsgruppe D das  $R_2$ -Modell in  $10^\circ$  Schritten um die Implantationsachse gedreht. Die ideale Position in Bezug auf die Primärstabilität wurden dann für alle anderen Pfannenmodelle numerisch umgesetzt und zum Vergleich zwischen den Modellen herangezogen.

Für alle Pfannen wurde die Deformation am inneren Pfannenrand für jeden Knotenpunkt nach der Implantation  $d_{Imp}$  und die relaxierte Deformation  $d_{rel}$  sowie die Deformati-



**Abbildung 4.7:** Variationen des Pfannendesigns für die FEM ausgehend von der Pinnacle<sup>®</sup>-Pfanne mit der Wandstärke  $s = 3,8$  mm. A: Pfannen mit konstanter Wandstärke. B: Pfannen mit zum Pol hin reduzierter bzw. erhöhter Wandstärke. C: Ellipsoide Ausformung der Pfanneninnenseite mit variabler Wandstärke über den Pfannenumfang. D: Reduzierung der Pfannenhöhe an gegenüberliegenden Seiten.

onsrelaxation  $\Delta d_{rel}$  analog zum Experiment ausgewertet (Abbildung 4.8A; Kapitel 3.1). Während zur Validierung die Deformation aller Knotenpunkte herangezogen wurde, beschränkte sich die Parameteranalyse auf den Knoten der maximalen Deformation. Darüber hinaus wurden die Implantationskraft  $F_{Imp}$ , die relaxierte Kraft  $F_{rel}$  und die maximale Aushebelkraft  $F_A$  ermittelt (Abbildung 4.8B).



**Abbildung 4.8:** Auswertung des numerischen Modells. A: Die Deformation der Pfanne wurde für alle Knotenpunkte als Abstandsänderung zum Ausgangszustand (rot) nach der Implantation (orange) und nach der Relaxation (blau) bestimmt. B: Die am Referenzpunkt wirkende Kraft wurde nach der Implantation (pink) und nach der Relaxation (grün) ausgewertet. Zusätzlich wurde die Aushebelkraft (orange) ermittelt.

#### 4.1.5 Statistische Auswertung

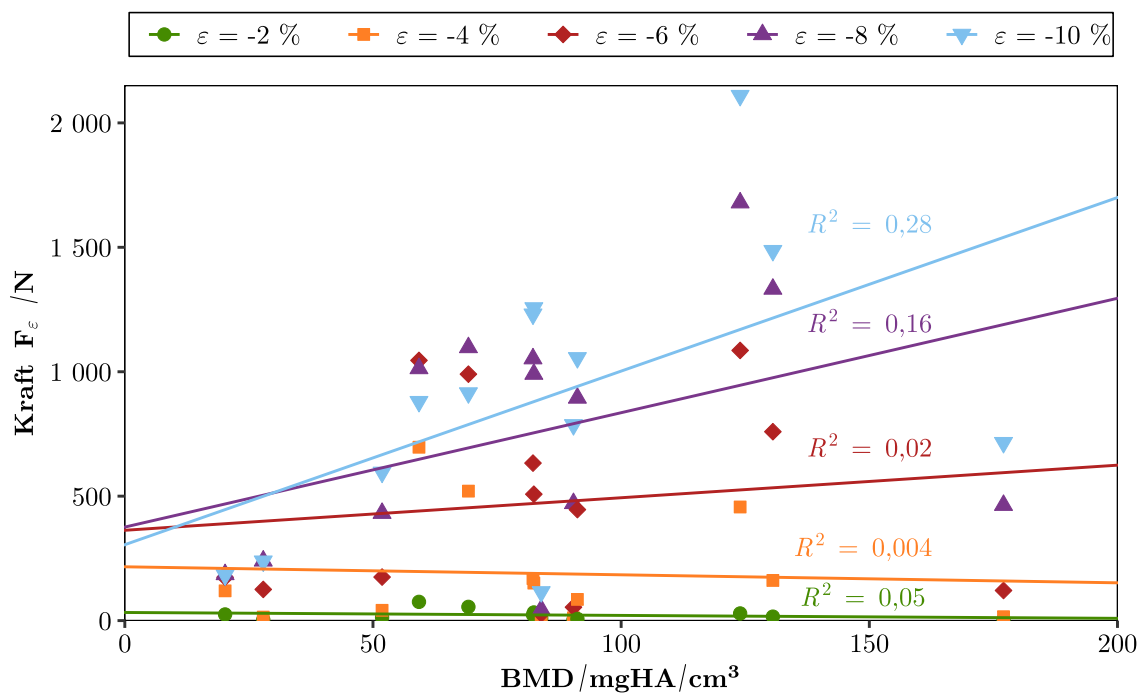
Die statistische Analyse wurde mit RStudio (RStudio PBC, Boston, MA, US) durchgeführt. Für alle Signifikanztests wurde ein Typ-I-Fehlerniveau von 0,05 verwendet. Zusammenhänge zwischen Variablen wurden bei normalverteilten Daten über die Spearman-Korrelation und bei nicht normalverteilten Daten über die Pearson-Korrelation geprüft und eine (multiple) lineare Regression durchgeführt. Gruppenvergleiche wurden über die ANOVA oder den Kruskal-Wallis-Test unter Anwendung der Benjamini-Hochberg-Prozedur durchgeführt.

## 4.2 Ergebnisse

Das viskoelastische Verhalten von Knochen ist die Ursache für die zeitabhängige Verformung der Hüftpfanne. Dazu galt es – zunächst losgelöst von der Pfannenimplantation – die Viskoelastizität des Beckenknochens zu untersuchen und näher zu beschreiben.

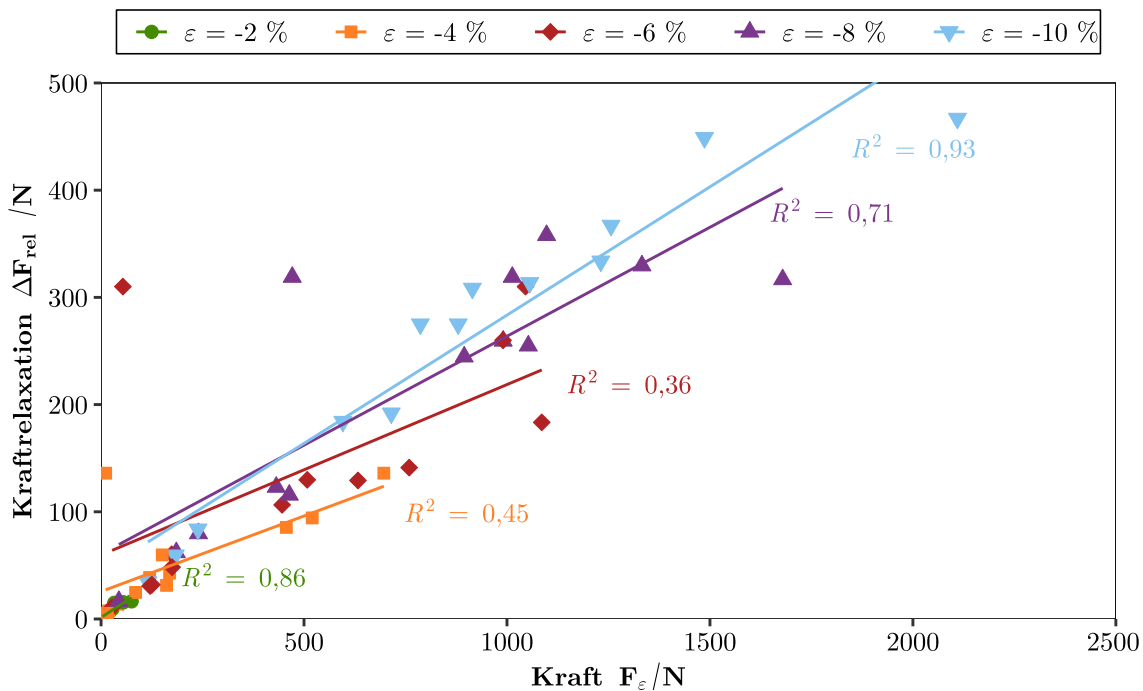
### 4.2.1 Viskoelastizität des humanen Beckenknochens

Die für die zyklischen Druckversuche verwendeten Knochenproben des humanen Beckens hatten eine mittleren BMD von  $83,8 \pm 42,4 \text{ mgHA/cm}^3$ . Es zeigte sich eine Tendenz zu kleinerer BMD für die Knochenproben des *Os pubis* ( $p = 0,102$ ). Die maximale Kraft  $F_\varepsilon$  der einzelnen Dehnungsstufen stieg mit großen Dehnungen und einer hohen BMD ( $p < 0,001$ ;  $R^2 = 0,47$ , BMD:  $p = 0,032$ ,  $\varepsilon$ :  $p < 0,001$ ). Der Einfluss der BMD zeigte sich insbesondere bei den Dehnungsstufen  $-8\%$  und  $-10\%$  (Abbildung 4.9). Mit steigender Dehnung  $|\varepsilon|$  konnte auch eine erhöhte plastische Deformation  $\Delta h$  nachgewiesen werden ( $p < 0,001$ ;  $R^2 = 0,94$ ), wobei die BMD diese nicht beeinflusste.



**Abbildung 4.9:** Die aufzubringende Kraft  $F_\varepsilon$  dargestellt über die BMD. Die linearen Regressionen je Dehnungsstufe weisen auf eine Zunahme der Abhängigkeit von der BMD mit steigender Dehnung hin ( $-2\%$ :  $p = 0,448$  |  $-4\%$ :  $p = 0,843$  |  $-6\%$ :  $p = 0,648$  |  $-8\%$ :  $p = 0,180$  |  $-10\%$ :  $p = 0,064$ ).

Die gemessene Relaxation  $\Delta F_{rel}$  korrelierte für alle Dehnungsstufen linear mit der Kraft  $F_\epsilon$  ( $\epsilon = -2\%$ :  $p < 0,001$ ;  $R^2 = 0,86$  |  $\epsilon = -4\%$ :  $p = 0,012$ ;  $R^2 = 0,45$  |  $\epsilon = -6\%$ :  $p = 0,029$ ;  $R^2 = 0,36$  |  $\epsilon = -8\%$ :  $p < 0,001$ ;  $R^2 = 0,71$  |  $\epsilon = -10\%$ :  $p < 0,001$ ;  $R^2 = 0,93$ ; Abbildung 4.10). Dabei zeigten die Korrelationen eine Tendenz zu erhöhter Kraftrelaxation  $\Delta F_{rel}$  bei hohen Dehnungen, wobei die prozentuale Kraftrelaxation unabhängig von den Dehnungsstufen ( $p < 0,160$ ;  $R^2 = 0,04$ ) und der BMD ( $p < 0,438$ ;  $R^2 = 0,01$ ) bei 29,7 % lag. Über alle Proben und Dehnungsstufen gemittelt wurden 80 % der Relaxation nach 72 s (40–109 s) und 90 % der Relaxation nach 145 s (105–193 s) erreicht. Auf den gemessenen Relaxationszeitraum von 300 s bezogen, fanden 50 % (41–61 %) der Relaxation innerhalb der ersten 10 s und 60 % (53–71 %) der Relaxation innerhalb der ersten 20 s statt.



**Abbildung 4.10:** Die Kraftrelaxation  $\Delta F_{rel}$  erhöhte sich für alle Dehnungsstufen linear mit der maximal aufgebrauchten Kraft  $F_\epsilon$  ( $-2\%$ :  $p < 0,001$  |  $-4\%$ :  $p = 0,012$  |  $-6\%$ :  $p = 0,029$  |  $-8\%$ :  $p < 0,001$  |  $-10\%$ :  $p < 0,001$ ). Die Steigungen der Regressionsgeraden nahmen mit höheren Dehnungen zu.

## Materialmodell

Basierend auf der Kalibrierung zeigte sich eine lineare Abhängigkeit der hyperelastischen Materialkonstante  $C_1$  von der BMD für Materialmodell 2 ( $p < 0,001$ ;  $R^2 = 0,91$ ) und Materialmodell 3 ( $p < 0,001$ ;  $R^2 = 0,97$ ), während diese bei Materialmodell 1 per Definition

gegeben war. Für die anderen hyperelastischen und Prony-Materialparameter wurden keine Korrelationen mit der BMD gefunden (Modell 1:  $p > 0,163$  | Modell 2:  $p > 0,082$  | Modell 3:  $p > 0,131$ ). Das Materialmodell 4 wies sowohl für die hyperelastische Konstante  $C_3$  ( $p < 0,001$ ;  $R^2 = 0,96$ ) als auch für die beiden viskoelastischen Konstanten  $q_1$  ( $p = 0,034$ ;  $R^2 = 0,35$ ) und  $n_1$  ( $p = 0,037$ ;  $R^2 = 0,34$ ) eine Abhängigkeit von der BMD auf, während die anderen Materialparameter nicht mit der BMD korrelierten ( $p > 0,196$ ). Die resultierenden Materialmodelle für alle Knochenproben können Anhang D entnommen werden.

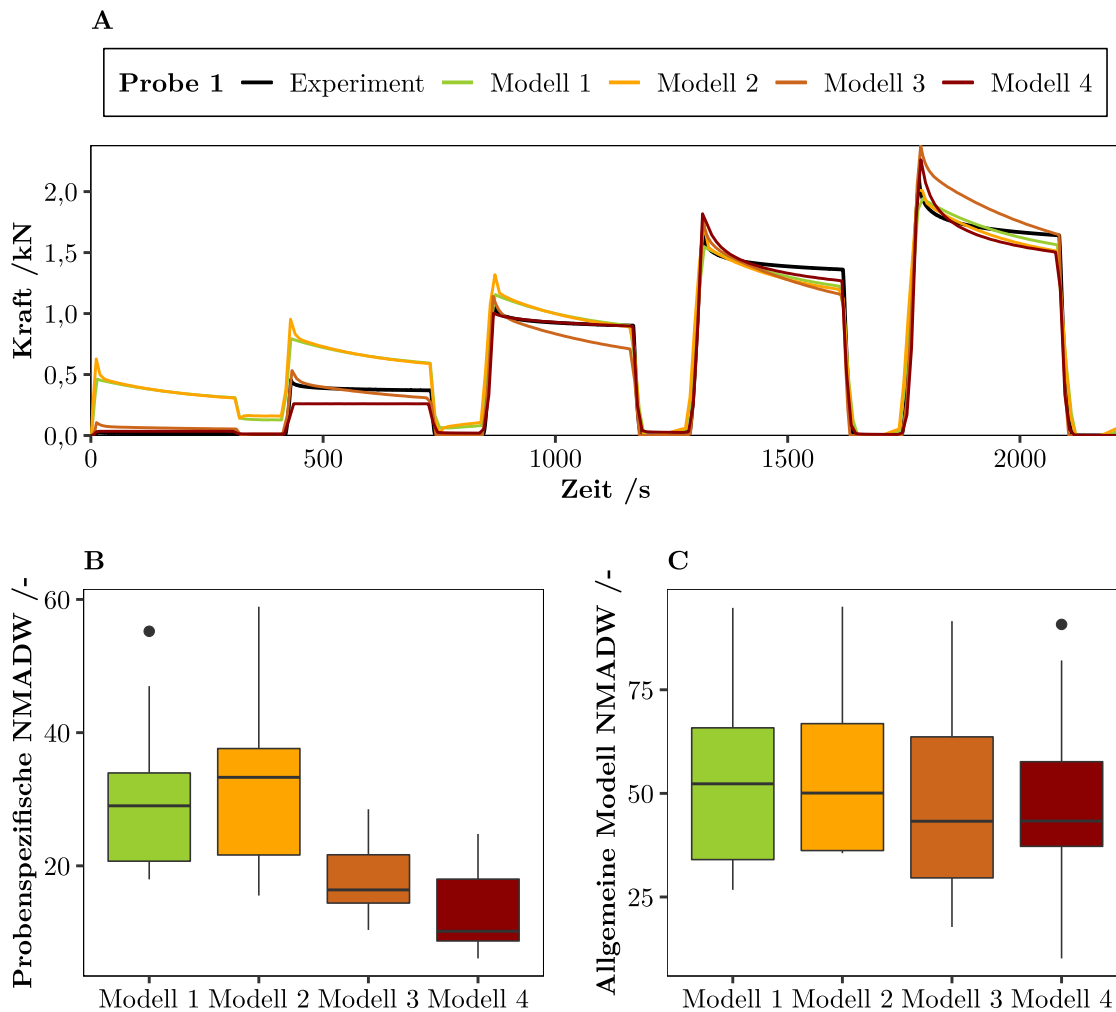
Der für die Modellgüte ermittelte NMADW zeigte eine leichte Überlegenheit von Materialmodell 1 gegenüber Materialmodell 2 ( $p = 0,004$ ) für die probenspezifische Kalibrierung (Abbildung 4.11B). Beide Modelle überschätzen jedoch die Kraft, insbesondere bei kleinen Dehnungen. Eine signifikante Verbesserung wurde durch das Materialmodell 3 (Modell 1:  $p = 0,003$  | Modell 2:  $p = 0,004$ ) erzielt, das die Reaktion bei geringen Dehnungen besser abbildete, aber eine größere Abweichung im Relaxationsverhalten bei höheren Dehnungen zeigte. Das Materialmodell 4 wies den besten probenspezifischen NMADW auf (Modell 1:  $p = 0,001$  | Modell 2:  $p = 0,001$  | Modell 3:  $p = 0,017$ ). Insbesondere das mittlere Dehnungsniveau zeigte kaum Abweichungen zwischen Simulation und Experiment und auch für große und kleine Dehnungen resultierten nur geringe Abweichungen. Bei Anwendung des über alle Proben ermittelten allgemeinen Materialmodells verschlechterte sich der NMADW der einzelnen Modelle ( $p < 0,001$ ) und es zeigte sich eine gleiche Modellgüte für die 4 untersuchten Materialmodelle ( $p = 0,923$ ; Abbildung 4.11C).

### 4.2.2 Zeitabhängige Verformung der Hüftpfanne

Die Ergebnisse der experimentell gemessenen Deformation der Pfanne umfassen die Implantation von zwei Pfannendesigns in humane Acetabula. Die Unterschiede zwischen den Becken sind ein wesentlicher Faktor für die Interpretation der Ergebnisse. Das numerische Modell wurde verwendet, um den Einfluss unterschiedlicher nicht experimentell verwendeter Pfannendesigns auf Grundlage eines einheitlichen Beckenmodells zu untersuchen.

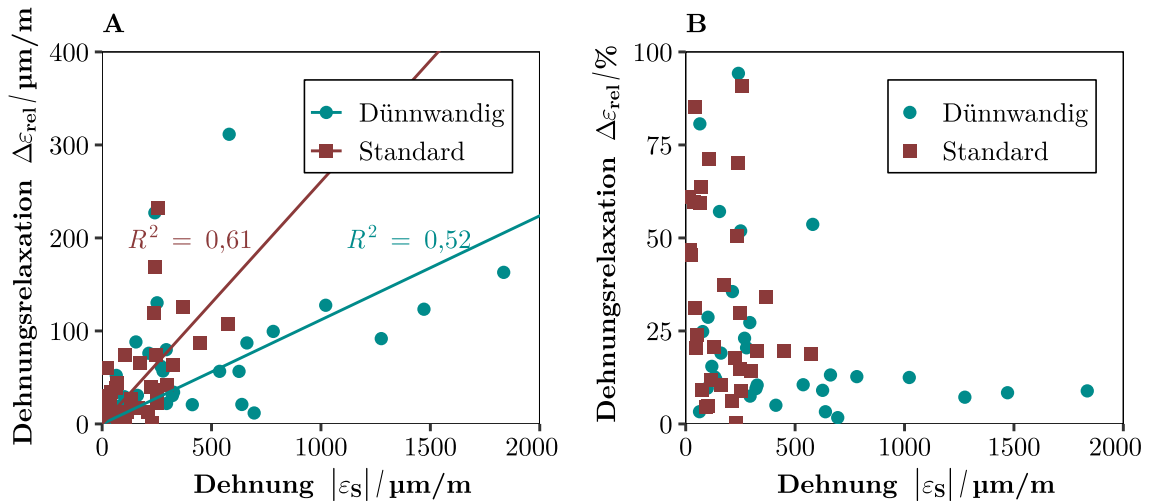
#### In-vitro Pfannenrelaxation

Die Dehnungsrelaxation  $\Delta\varepsilon_{rel}$  der Pfanne zeigte sowohl für das dünnwandige ( $p = 0,021$ ;  $R^2 = 0,52$ ) als auch für das Standarddesign ( $p < 0,011$ ;  $R^2 = 0,61$ ) eine Abhängigkeit von der Dehnung  $\varepsilon_S$  nach dem letzten Schlag (Abbildung 4.12A). Die prozentuale Relaxation war für das dünnwandige Design geringer ( $p = 0,002$ ) und stabilisierte sich mit zunehmender Dehnung  $\varepsilon_S$  (Abbildung 4.12B). Aufgrund dieser Konvergenz wurden die



**Abbildung 4.11:** Ergebnisse der Materialmodellkalibrierung. A: Der experimentelle Kraft-Zeit-Verlauf von Probe 1 mit den probenspezifisch kalibrierten Materialmodellen. B: Der probenspezifisch kalibrierte NMADW zeigt das beste Ergebnis für Materialmodell 4 ( $p < 0,017$ ). C: Die allgemeine Materialmodellkalibrierung zeigte keine Unterschiede zwischen den Materialmodellen ( $p = 0,923$ ).

linearen Regressionsmodelle zur Bestimmung der allgemeinen prozentualen Relaxation je Pfannendesign genutzt. Diese betrug für die dünnwandigen Pfannen 11,2%, während die Standardpfanne eine Relaxation von 26,1% aufwies.



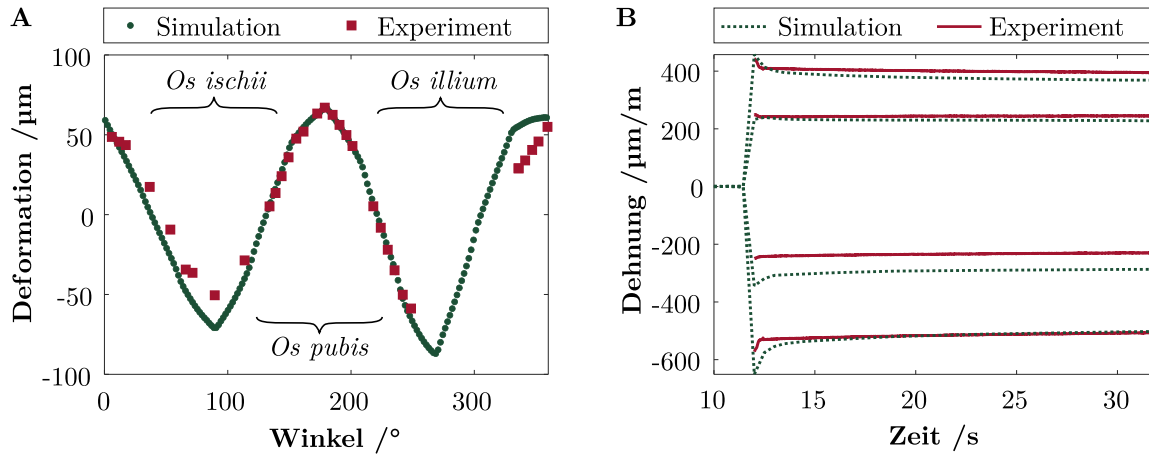
**Abbildung 4.12:** Experimentelle Dehnungsrelaxation. A: Die absolute Dehnungsrelaxation  $\Delta\varepsilon_{rel}$  stieg für beide Pfannen linear mit der Dehnung  $\varepsilon_S$  nach dem letzten Schlag (dünnwandig:  $p = 0,021$  | Standard:  $p < 0,011$ ). B: Hohe prozentuale Relaxationen  $\Delta\varepsilon_{rel}$  wurden insbesondere für kleine Dehnungen  $\varepsilon_S$  beobachtet.

### In-silico Modellvalidierung

Die Deformationen des numerischen Pfannenmodells über den Pfannenumfang zeigten eine gute Übereinstimmung mit den 33 experimentell gemessenen DIC-Markern der Implantation und hatten eine mediane Abweichung von  $3,5 \mu\text{m}$  (Interquartilsabstand:  $14,1 \mu\text{m}$ ; Abbildung 4.13A). Die Deformation der Pfanne im Bereich des *Os pubis* ( $90^\circ$ – $267^\circ$ ) verzeichnete die geringsten Abweichungen. Der zeitliche Relaxationsverlauf zeigte ebenfalls eine gute Übereinstimmung zwischen der experimentell ermittelten Dehnung und der simulierten relaxierten Dehnung mit Abweichungen von  $1,2$ – $58,8 \mu\text{m}/\text{m}$  (Abbildung 4.13B). Die negativen Deformationsspitzen befanden sich zwischen der iliakalen und ischialen Säule und führten dort zu den höchsten Spannungen im Knochen und der Pfanne.

### In-silico Pfannenrotation

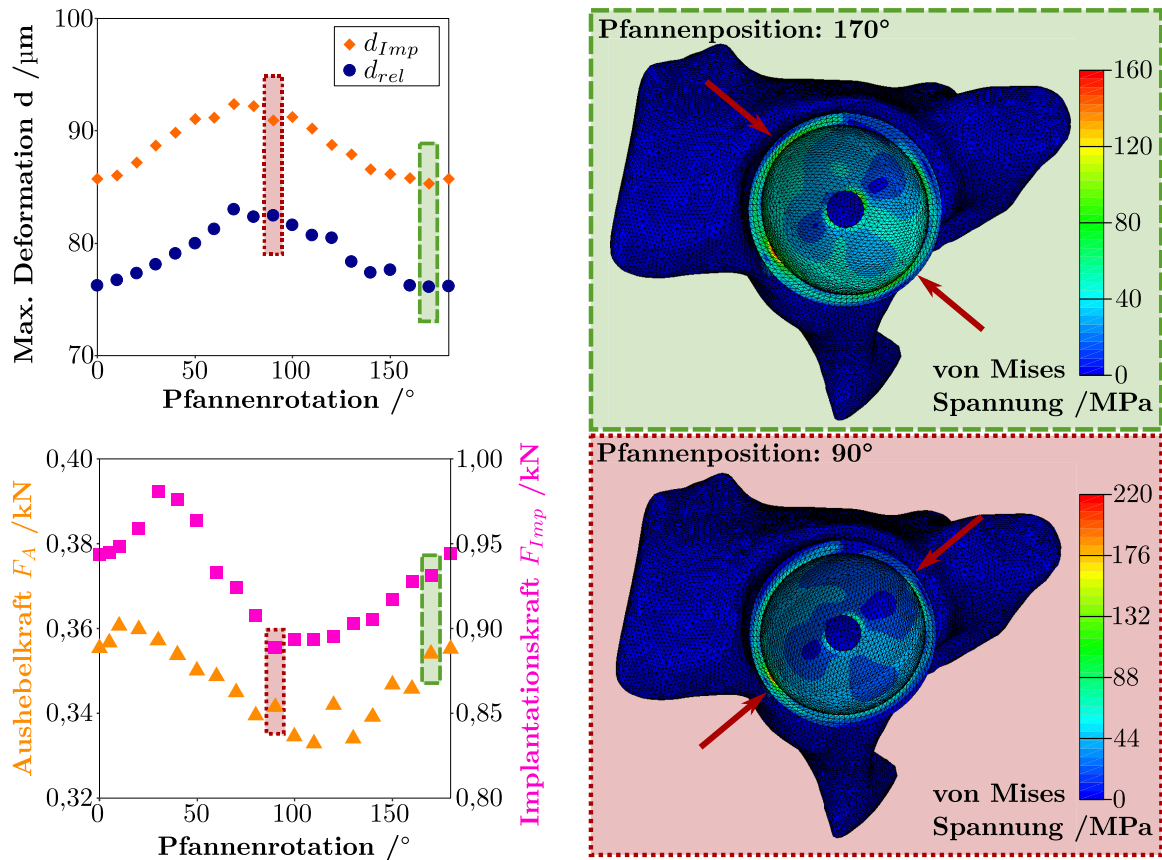
Das Pfannendesign mit variabler Wandstärke über den Umfang von  $2,8$ – $3,8 \text{ mm}$  (Variationsgruppe C) zeigte einen maximalen Deformationspeak bei einer aus der Ausgangsposition um  $90^\circ$  rotierten Lage (Abbildung 4.14). Ein minimaler Deformationspeak trat bei etwa  $170^\circ$ -Rotation auf. Die Implantationskraft  $F_{Imp}$ , war analog zur Deformation bei



**Abbildung 4.13:** Vergleich der Simulation mit experimentellen Daten. A: Deformation über den Pfannenumfang. B: Dehnungsrelaxation über einen Zeitraum von 20 s.

90°-Rotation am geringsten, während sie bei 30°-Rotation ihr Maximum hatte. Dahingegen fanden sich die Peaks der Aushebelkraft  $F_A$  jeweils 20° versetzt zu den Deformationspeaks bei 10°- und 110°-Rotation. Auf Grundlage der geringen Deformationen  $d_{Imp}$  und  $d_{rel}$ , der relativ hohen Aushebelkraft  $F_A$  und einer mittleren Implantationskraft  $F_{Imp}$  wurde die 170°-Rotation als ideale Position für die weitere Parameteranalyse verwendet. In dieser Position traten die größten Spannungen zwischen *Os ilium* und *Os ischii* in den dickwandigsten Pfannenbereichen auf. Analog wurde die ungünstigste Position bei 90°-Rotation gefunden, bei der die dünnwandigen Pfannenbereiche die größten Spannungen aufwiesen. In dieser ungünstigsten Position wurde in Bezug zur idealen Position die Implantationskraft  $F_{Imp}$  um 4,6% und die Aushebelkraft  $F_A$  um 3,5% verringert, während die Deformation  $d_{Imp}$  um 6,6% anstieg.

Der Einfluss der Pfannenposition mit 15 mm reduzierter Höhe aus Variationsgruppe D auf die Implantationskraft  $F_{Imp}$  und die maximale Deformation der Pfanne  $d_{Imp}$  wurden für Pfannenrotationen von 0–180° ermittelt. Durch die Aussparung bedingt, war der Kontakt zwischen der Pfanne und dem Knochen im Falle einer inkorrekten Positionierung (0–10° und 100–180°) sehr gering. Die Folge waren sehr kleine Berechnungsschritte der Simulation und eine stark erhöhte Berechnungszeit (>100 h). Die Simulation in diesem Rotationsbereich wurde deshalb auf den Implantationsschritt beschränkt und die Pfannenrelaxation sowie die Aushebelkraft nur für den Rotationsbereich von 30–90° bestimmt. Die größte Aushebelkraft  $F_A$  resultierte bei einer um 70° aus der Ausgangslage rotierten Pfanne. Während die relaxierte Deformation  $d_{rel}$  von 30–110° relativ konstant blieb, zeigten sich bei 70°-Rotation geringere maximale Deformationen  $d_{Imp}$ . Da bei dieser Pfannenrotation gleichzeitig ein hoher Quotient  $F_A/F_{Imp}$  zu finden war, wurde die

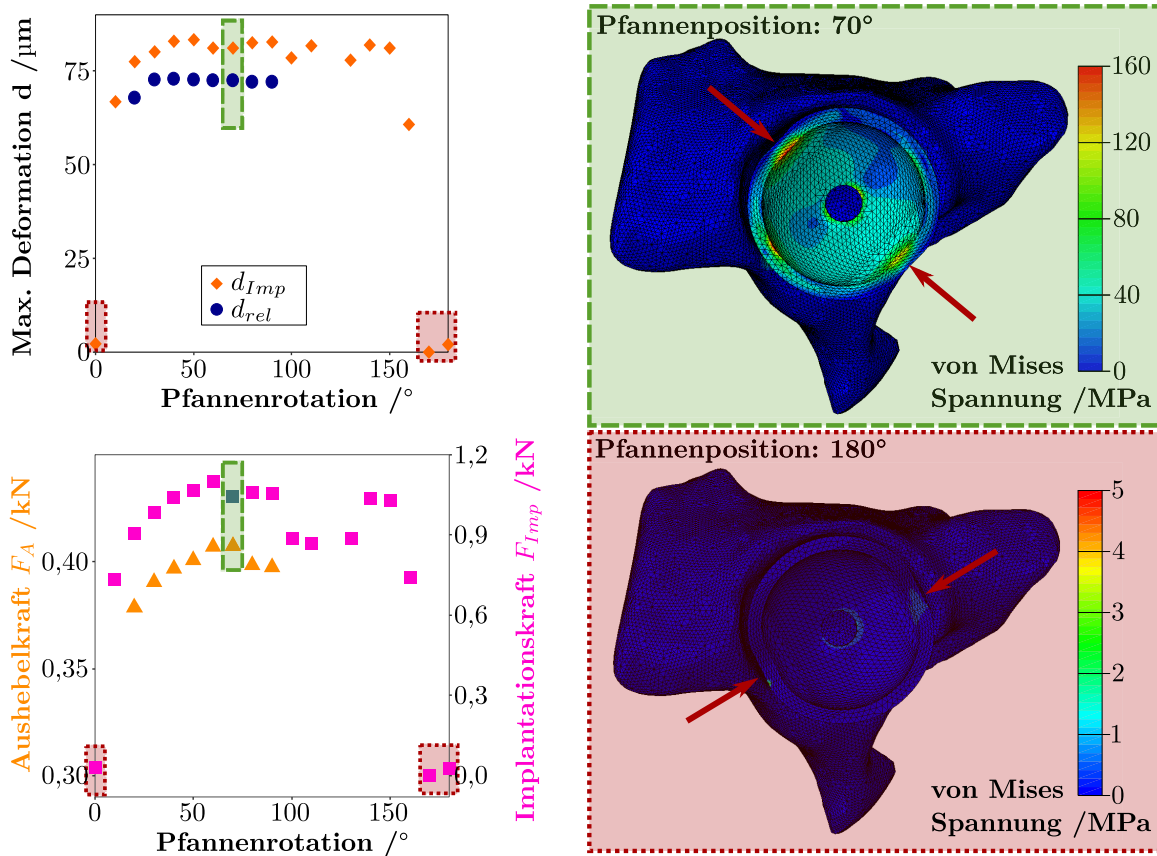


**Abbildung 4.14:** Einfluss der rotatorischen Pfannenpositionierung bei Variationsgruppe C auf Basis der maximalen und relaxierten Deformationen  $d_{Imp}$  und  $d_{rel}$  sowie der Aushebelkraft  $F_A$  und des Quotienten  $F_A/F_{Imp}$ . Die ideale (170 $^\circ$ ) und die ungünstige (90 $^\circ$ ) Position sind markiert und abgebildet. Die roten Pfeile markieren die dünnwandigen Bereiche.

ideale Position auf 70 $^\circ$ -Pfannenrotation definiert. In dieser Position liegt der Bereich der reduzierten Höhe mittig zur *Incisura acetabuli*. Bei einer Pfannenrotation von 170 $^\circ$  und 180 $^\circ$ /0 $^\circ$  wurden die geringsten Deformationen und Kräfte ermittelt. In diesem Bereich konnte kaum eine Fixierung der Pfanne erzielt werden, sodass nur minimale Deformationen und Spannungen sichtbar waren.

### In-silico Pfannendesign

Die Implantationskraft  $F_{Imp}$  der vereinfachten Pfanne mit durchgängig gleicher Wandstärke von  $s = 3,8 \text{ mm}$  war im Vergleich zur Pinnacle<sup>®</sup>-Pfanne um 47,4 N beziehungsweise 3,6% reduziert. Eine ähnliche Differenz wurde für die Aushebelkraft  $F_A$  mit 46,9 N (10,3%) gemessen. Dagegen zeigte die relaxierte Kraft  $F_{rel}$  eine noch geringere Abweichung von nur 6,1 N (0,6%). Die prozentualen Unterschiede in der Deformationen entsprachen denen der Kraftabweichungen mit 4,8  $\mu\text{m}$  (6,1%) für die maximale Deformation



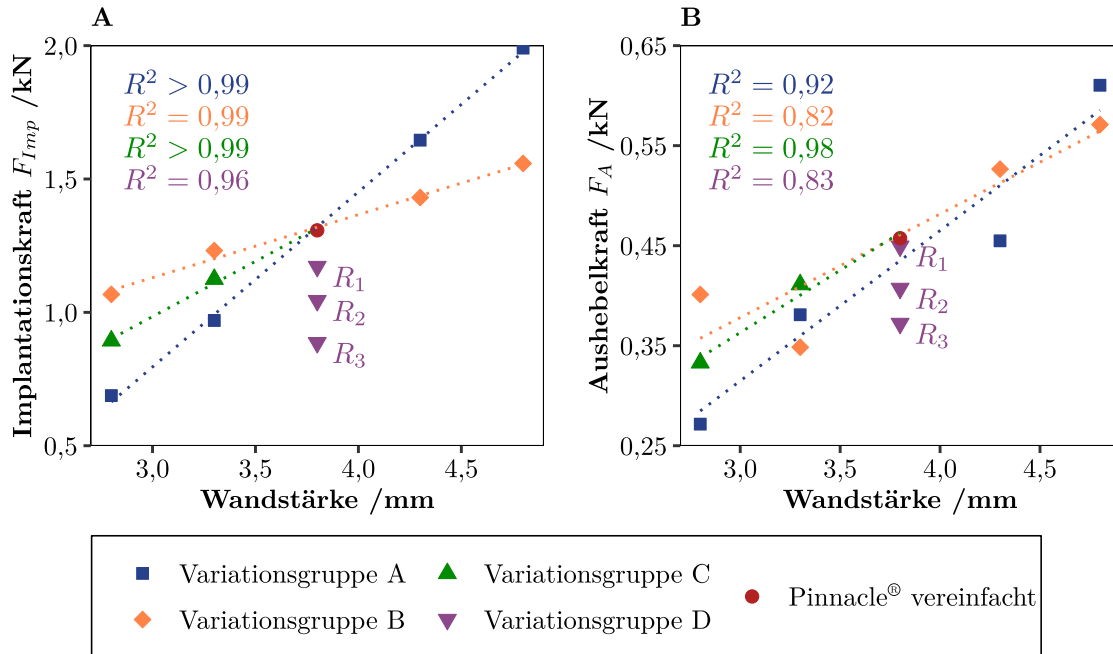
**Abbildung 4.15:** Einfluss der rotatorischen Pfannenpositionierung bei Variationsgruppe D auf Basis der maximalen und relaxierten Deformationen  $d_{Imp}$  und  $d_{rel}$  sowie der Aushebelkraft  $F_A$  und der Implantationskraft  $F_{Imp}$ . Die ideale (70°) und ungünstige (180°) Position ist markiert und abgebildet. Die roten Pfeile markieren die ausgesparten Bereiche.

$d_{max}$  und  $6,3\mu\text{m}$  (9,1 %) für die relaxierte Deformation  $d_{rel}$ . Die Deformationsrelaxation  $\Delta d_{rel}$  betrug für die Pinnacle®-Pfanne 16,0 % und für das vereinfachte Design 13,2 %.

Innerhalb der einzelnen Variationsgruppen stieg die Implantationskraft  $F_{Imp}$  linear mit zunehmender Wandstärke (A:  $p < 0,001$ ;  $R^2 > 0,99$  | B:  $p < 0,001$ ;  $R^2 = 0,99$  | C:  $p = 0,042$ ;  $R^2 > 0,99$ ) beziehungsweise abnehmender Aussparung (D:  $p = 0,022$ ;  $R^2 = 0,96$ ; Abbildung 4.16A). Pfannen der Variationsgruppe A mit konstanter Wandstärke wiesen sowohl die niedrigste als auch die größte Implantationskraft auf. Der geringste Einfluss wurde für die Pfannen der Variationsgruppe B mit zum Pol reduzierter Wandstärke ermittelt.

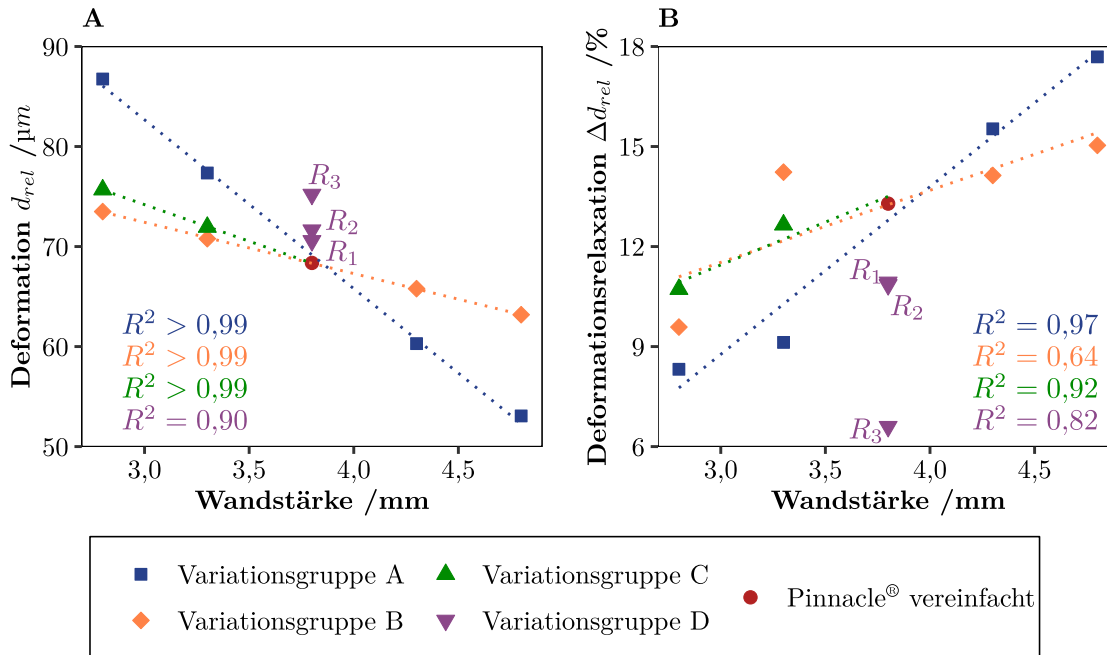
Die Aushebelkraft  $F_A$  zeigte innerhalb Variationsgruppe A und B ebenfalls einen linearen Anstieg für dickwandigere Pfannen (A:  $p = 0,010$ ;  $R^2 = 0,92$  | B:  $p = 0,034$ ;  $R^2 = 0,82$ ; Abbildung 4.16B). Die Tendenz zur linearen Abhängigkeit zeigte sich zudem innerhalb von Variationsgruppe C und D (C:  $p = 0,093$ ;  $R^2 = 0,98$  | D:  $p = 0,089$ ;  $R^2 = 0,83$ ). Analog

zur Implantationskraft  $F_{Imp}$  zeigten sich die größten Unterschiede innerhalb Variationsgruppe A und die geringsten innerhalb Variationsgruppe B.



**Abbildung 4.16:** Abhängigkeit der ermittelten Kräfte. A: Innerhalb der Variationsgruppen sank die Implantationskraft  $F_{Imp}$  mit abnehmender Wandstärke/Höhe (A:  $p < 0,001$  | B:  $p < 0,001$  | C:  $p = 0,042$  | D:  $p = 0,022$ ). B: Auch die Aushebelkraft  $F_A$  sank mit abnehmender Wandstärke/Höhe in A und B (A:  $p = 0,010$  | B:  $p = 0,034$ ) bei gleicher Tendenz für C und D (C:  $p = 0,093$  | D:  $p = 0,034$ ).

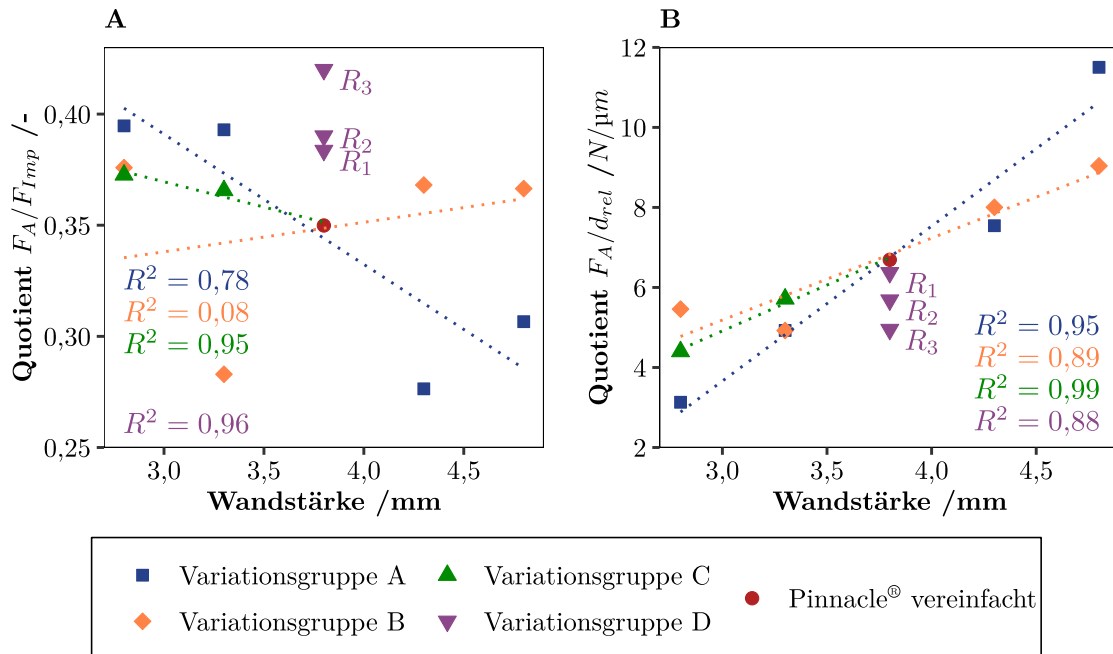
Die ermittelte Deformation nach der Relaxation  $d_{rel}$  an der Innenseite der Pfanne stieg mit abnehmender Wandstärke innerhalb der Variationsgruppen linear an (A:  $p < 0,001$ ;  $R^2 > 0,99$  | B:  $p < 0,001$ ;  $R^2 > 0,99$  | C:  $p = 0,008$ ;  $R^2 > 0,99$ ; Abbildung 4.17A). Gleiche Tendenz zeigte sich für zunehmende Aussparungen (D:  $p = 0,051$ ;  $R^2 = 0,91$ ). Während für die Gruppen B und C ähnliche Deformationsbereiche ermittelt wurden, deformierten die Pfannen geringer Wandstärke aus Gruppe A deutlich stärker, beziehungsweise bei hohen Wandstärken deutlich weniger. Alle Gruppen zeigten eine zunehmende Pfannenrelaxation  $\Delta d_{rel}$  mit steigender Wandstärke und abnehmender Aussparung, wobei diese nur für Pfannen mit konstanter Wandstärke in Gruppe A signifikant war (A:  $p = 0,002$ ;  $R^2 = 0,97$ ; B:  $p = 0,106$ ;  $R^2 = 0,64$  | C:  $p = 0,181$ ;  $R^2 = 0,92$  | D:  $p = 0,093$ ;  $R^2 = 0,76$ ; Abbildung 4.17B). Die geringste Relaxation zeigten die Pfannen mit einer (partiellen) Wandstärke von 2,8 mm und die Pfannen der Variationsgruppe D.



**Abbildung 4.17:** Abhängigkeit der Pfannendeformation. A: Innerhalb der Variationsgruppen stieg die Deformation  $d_{rel}$  mit abnehmender Wandstärke/Höhe (A:  $p < 0,001$  | B:  $p < 0,001$  | C:  $p = 0,008$  | D:  $p = 0,051$ ). B: Die Pfannenrelaxation  $\Delta d_{rel}$  sank in Variationsgruppe A mit abnehmender Wandstärke ( $p = 0,002$ ). Dagegen zeigten die weiteren Variationsgruppen keine Abhängigkeit (B:  $p = 0,106$  | C:  $p = 0,181$  | D:  $p = 0,093$ ).

Da eine hohe Primärstabilität bei gleichzeitig geringer Deformation und Implantationskraft angestrebt wird, sind neben den absoluten Kraft- und Deformationswerten insbesondere die Quotienten  $F_A/F_{Imp}$  und  $F_A/d_{rel}$  von Interesse. Dünnwandige Pfannen mit einer (partiellen) Wandstärke von 2,8 mm zeigten die besten Verhältnisse zwischen  $F_A$  und  $F_{Imp}$  (Abbildung 4.18A). Auch die geringste Aussparung  $R_1$  der Gruppe D führte zu einem deutlich höheren Quotienten  $F_A/F_{Imp}$  im Vergleich zur Pinnacle®-Referenzpfanne. Der Quotient  $F_A/F_{Imp}$  zeigte dabei nur für Variationsgruppen A und D eine Abhängigkeit von der Wandstärke bzw. der Aussparung (A:  $p = 0,047$ ,  $R^2 = 0,78$  | B:  $p = 0,653$ ,  $R^2 = 0,08$  | C:  $p = 0,139$ ,  $R^2 = 0,95$  | D:  $p = 0,020$ ,  $R^2 = 0,96$ ). Im Gegensatz dazu stieg der Quotient  $F_A/d_{rel}$  mit zunehmender Wandstärke (A:  $p = 0,005$ ,  $R^2 = 0,95$  | B:  $p = 0,016$ ,  $R^2 = 0,89$  | C:  $p = 0,054$ ,  $R^2 = 0,99$ ) bei gleicher Tendenz mit abnehmendem Aussparungsradius (D:  $p = 0,060$ ,  $R^2 = 0,88$ ; Abbildung 4.18B). Den höchsten Quotienten  $F_A/d_{rel}$  erzielte das Modell mit konstanter Wandstärke von 4,8 mm. Bei den dünnwandigen Pfannenmodellen mit (partieller) Wandstärke wies das Modell mit einer am Pol reduzierten Wandstärke von 2,8 mm das beste Verhältnis von  $F_A$  zu  $d_{rel}$  auf. Für die Variationsgrup-

pen A-C wurden mit abnehmender Wandstärke höhere Quotienten  $F_A/F_{Imp}$  ( $p = 0,003$ ;  $R^2 = 0,56$ ) aber geringere Quotienten  $F_A/d_{rel}$  ( $p < 0,001$ ;  $R^2 = 0,75$ ) ermittelt.



**Abbildung 4.18:** Verhältnis von Primärstabilität zu Implantationskraft und Pfannen-deformation. A:  $F_A/F_{Imp}$  wies abgesehen von Variationsgruppe A keine Abhängigkeiten von der Wandstärke und der Aussparung auf (A:  $p = 0,047$  | B:  $p = 0,653$  | C:  $p = 0,139$  | D:  $p = 0,020$ ). B:  $F_A/d_{rel}$  stieg mit zunehmender Wandstärke und abnehmendem Aussparungsradius (A:  $p = 0,005$  | B:  $p = 0,016$  | C:  $p = 0,054$  | D:  $p = 0,060$ ).

## 4.3 Diskussion

Die viskoelastischen Eigenschaften des humanen Beckenknochens führen zu einer zeitabhängigen Relaxation der Pfannen nach der Implantation, die erfolgreich in-vivo gemessen und in-silico abgebildet werden konnte.

### 4.3.1 Viskoelastizität des humanen Beckenknochens

Das mechanische Verhalten humanen Beckenknochens einschließlich der viskoelastischen Eigenschaften wurde mithilfe uniaxialer Druckversuche über einen großen Dehnungsbereich analysiert. Dabei zeigte sich, dass die Steifigkeit der Knochenprobe insbesondere bei

den höheren Dehnungsstufen von  $\varepsilon = -8\%$  und  $\varepsilon = -10\%$  mit der BMD ansteigt. Dieses Verhältnis wurde bereits beschrieben und wird zur FE-Modellierung von Knochen über qCT-Daten genutzt [240–242]. Die reduzierte Steifigkeit der Proben des *Os pubis* stimmte mit den Dichtemessungen von Ladesteijn et al. und Dalstra et al. überein und führte zu der in Kapitel 3 beschriebenen elliptischen Pfannendeformation zwischen *Os ilium* und *Os ischii* [116, 227]. Die experimentell ermittelten Zusammenhänge spiegelten sich in der Abhängigkeit hyperelastischer Materialparameter von der BMD für alle kalibrierten Modelle wieder. Die Verwendung der Steifigkeits-Dichte-Beziehung nach Morgan et al. für das Neo-Hooke-Modell konnte innerhalb der Materialmodellkalibrierung bestätigt werden [228]. Die Verwendung des Yeoh-Modells verbesserte zwar die probenspezifische Kalibrierung, zeigte jedoch aufgrund der starken Schwankungen zwischen den Proben keine Verbesserung für das allgemeine Materialmodell.

Das viskoelastische Materialverhalten führte zu einer mittleren prozentualen Relaxation der Kraft von 29,7% innerhalb von 300s. Die BMD beeinflusste dabei nicht die prozentuale Relaxation. Die Ergebnisse stehen im Einklang mit einer Studie von Ladesteijn et al., die sowohl für trabekuläre Knochenproben aus dem Acetabulum als auch aus dem Femurkopf einen Spannungsabfall von 40% innerhalb von 5 min zeigte, obwohl der Knochen des Acetabulums deutlich weniger steif war [116]. Weitere Studien ermittelten für trabekuläre Knochenproben aus dem Femurkopf Spannungsrelaxationen von 15–20% in einem Zeitraum von 100s [110, 115]. Aufgrund der Unabhängigkeit der Relaxation von der Belastung kann auf Basis der Druckversuche ein lineares viskoelastisches Verhalten angenommen werden. Für die viskoelastischen Eigenschaften der Proben zeigten weder die experimentellen Daten noch die Modellparameter der Prony-Terme eine Abhängigkeit von der BMD. Die Kraftrelaxation variierte von 17–50%. Die zyklischen Druckversuche zeigten jedoch eine Tendenz zu höheren prozentualen Kraftrelaxationen bei großen Dehnungen und deuten damit auf eine leichte Nichtlinearität hin. Die Tendenz zeigte sich auch durch eine bessere Güte des probenspezifisch kalibrierten Materialmodells 4, das die Nichtlinearität über das *Power-law* Modell abbildet. Insbesondere dieses Materialmodell wies jedoch die stärksten Diskrepanzen zwischen den Proben auf, sodass für die allgemeine Materialmodellkalibrierung kein überlegenes Modell gefunden wurde.

Hinsichtlich der Ergebnisse der zyklischen Druckversuche als auch der Materialmodellkalibrierung, gilt es verschiedene Limitationen zu berücksichtigen. Generell werden die Knochenproben lediglich durch eine über die Probe gemittelte BMD klassifiziert. Es ist dabei nicht auszuschließen, dass die Dichteverteilung über die Probe einen nicht unwesentlichen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften hat. Neben der Knochendichte können auch die Mikrostruktur sowie die Menge an Flüssigkeit innerhalb der Probe einen

Einfluss nehmen. Alle Proben wurden durchgängig in Ringerlösung gehalten und nur zur Testung entnommen. Dennoch kann es aufgrund der unterschiedlichen Mikrostrukturen zu einem variierenden Flüssigkeitsanteil kommen. Eine Analyse der Mikrostrukturen kann daher weiter Aufschluss über den Einfluss auf die Knochenprobe geben. Insbesondere die Anisotropie ist als wichtiger Mikrostrukturparameter zu nennen. Zur Berücksichtigung der Anisotropie wurden die Proben senkrecht zur Kavitätsoberfläche entnommen.

Eine weitere Limitation, die es bei der Betrachtung der Ergebnisse zu berücksichtigen gilt, sind die thermischen Einflüsse während des Einfrierzeitraums des Knochens. Lee et al. zeigten, dass die Mikrostruktur und elastischen Eigenschaften trabekulärer Proben beim Einfrieren über einen Zeitraum von weniger als einem Jahr nicht verändert werden [243]. Der Einfluss auf die Viskoelastizität blieb jedoch ungeklärt. Zusätzlich kann die fehlende Durchblutung die Eigenschaften in-vivo weiter verändern. Weiterhin kann es trotz des präzisen Zuschnitts der Proben zu einer kleinen Winkelabweichung zwischen den Belastungsflächen kommen. Diese wurde im Rahmen einer Studie untersucht und lag im Median bei lediglich  $0,35^\circ$  (Interquartilsabstand:  $0,69^\circ$ ) [244]. Die Methode der Probenentnahme aus dem Acetabulum senkrecht zur Kavitätsoberfläche und das planparallele Zusägen der Belastungsflächen führten zu sehr kleinen Knochenproben. Das viskoelastische Verhalten größerer, zusammenhängender Knochenbereiche kann abweichen. Das FE-Modell der Pfannenimplantation in ein humanes Acetabulum wurde daher genutzt, um die Materialmodellkalibrierung für diesen Anwendungsfall zu validieren (Kapitel 4.2.2 & 4.3.2).

### Fazit

Die BMD beeinflusst das elastische Verhalten acetabulären Knochens, jedoch nicht die viskoelastischen Relaxationseigenschaften. Über alle Knochenproben und Dehnungen hinweg zeigte sich eine Kraftrelaxation von ca. 30% innerhalb der ersten 300 s. Dabei konnte annähernd linear-viskoelastisches Verhalten beobachtet werden. Trotz der erwähnten Limitationen stimmten die Ergebnisse mit anderen Studien sehr gut überein. Für den untersuchten Dehnungsbereich  $\geq -10\%$  kann ein linear-viskoelastisches Materialverhalten angenommen werden, wobei eine statistisch nicht signifikante Nichtlinearität beobachtet werden konnte. Auf Basis einer mittleren BMD zeigte sich keine Überlegenheit eines Materialmodells, weshalb das ressourcenschonende Modell 1 in ein FE-Modell implementiert wurde. Eine Verbesserung des Modells kann durch eine größere Anzahl untersuchter Knochenproben, Klassifizierung der Mikrostruktur und variierender Testszenarien erzielt werden.

### 4.3.2 Zeitabhängige Verformung der Hüftpfanne

Im Gegensatz zur Kraftrelaxation der Knochenproben mit durchschnittlich 29,7% nach 300s wurden experimentell geringere Dehnungsrelaxationen von 26,1% nach 600s für die Pinnacle®-Standardpfanne und nur 11,2% nach 600s für das dünnwandige Modell nachgewiesen. Die erhöhte Relaxation innerhalb der Druckversuche kann auf die geringen Abmessungen der verwendeten Knochenproben zurückzuführen sein. Im Gegensatz dazu stabilisiert der gesamte Beckenknochen die Bereiche, die während der Implantation hohen Belastungen ausgesetzt sind. Die verwendete Knochenprobengeometrie erwies sich jedoch als geeignet für die Materialmodellkalibrierung, sodass das FE-Modell eine sehr gute Übereinstimmung mit den experimentell gemessenen Deformationen und Dehnungen zeigte. Da das verwendete Materialmodell für lineares viskoelastisches Verhalten eine ausreichende Genauigkeit aufwies, wurde auf die rechenintensive Verwendung des PRF verzichtet. Die numerisch implementierte Relaxationszeitspanne von 20s entspricht etwa 60% der in-vitro untersuchten Relaxation innerhalb von 300s. Höhere Relaxationszeiten werden die Deformationen der Pfanne und die Aushebelkraft weiter reduzieren. Das Modell beinhaltet aber eine ausreichende Zeitspanne, um die verschiedenen Pfannendesigns zu vergleichen und gleichzeitig die Berechnungszeit ( $\approx 20-40$  h) gering zu halten.

Bei der Interpretation der Ergebnisse ist die Beschränkung des numerischen Modells auf eine quasi-statische Implantation zu berücksichtigen. Zur Erzielung der gewünschten Pfannenposition ist eine ausreichend hohe Implantationskraft unerlässlich. Kann diese in-vivo nicht aufgebracht werden, können die steiferen, dickwandigen Pfannen nicht die Setztiefe von dünnwandigen Pfannen erreichen (siehe Kapitel 3). Eine Alternative zur weggesteuerten Implantation ist die kraftgesteuerte Implantation der Pfanne. Da die dynamischen Schläge jedoch quasi-statisch abgebildet wurden, konnten keine experimentellen Referenzdaten verwendet werden. Die rein kraft- oder weggesteuerte Pfannenimplantation bildet darüber hinaus nur die jeweiligen Grenzfälle ab. Zum Ausgleich eines unzureichenden Implantatsitzes durch Erhöhung der Implantationsenergie kann bei der manuellen in-vivo Implantation mit einem Hammer eine Kombination aus Kraft- und Wegsteuerung verwendet werden. Diese Energieerhöhung ist jedoch bei der manuellen Implantation nur begrenzt möglich. Gleichzeitig kann ein übermäßiger Energieeintrag sowohl die elastische Deformation als auch die plastische Schädigung des Knochens erhöhen. Durch eine Weiterentwicklung zum dynamischen FE-Modell kann die FE-Implantation einer Hüftpfanne realistischer und damit genauer simuliert werden [245] und insbesondere der Einfluss der Viskoelastizität auf den Implantationsprozess analysiert werden. Wie bei den bestehenden quasi-statischen Modellen für die Pressfit-Pfannenimplantation [140, 246, 247] fehlt

bisher auch bei dynamischen Simulationen [245, 248, 249] die Implementierung der Viskoelastizität und sollte in einem nächsten Schritt durchgeführt werden.

Die Ergebnisse der FE-Simulation zeigten einen Anstieg der Implantationskraft und der Aushebelkraft innerhalb der Variationsgruppen mit zunehmender Wandstärke bei kleineren Deformationen. Die Implantation dünnwandiger Designs kann jedoch von niedrigeren Implantationskräften und gleichzeitig besserem Verhältnis von Implantationskraft zu Aushebelkraft profitieren. Wenn hohe Deformationen beispielsweise durch das Inlays kompensiert werden können, zeigte die Pfanne mit konstanter Wandstärke von 2,8 mm die geringsten Implantationskräfte und gleichzeitig eines der besten Verhältnisse zur Primärstabilität. Dieses Pfannendesign entspricht einer Nachbildung des in Kapitel 3 verwendeten dünnwandigen Modells, das eine höhere Primärstabilität aufwies als die Pinnacle<sup>®</sup>-Pfanne. Diese Diskrepanz zu den Aushebelkräften des FE-Modells zeigt die große Bedeutung des Quotienten  $F_A/F_{Imp}$  bei Verwendung einer konstanten Implantationsenergie, die in der in-vivo-Studie über den Kincise<sup>™</sup> angewendet wurde. Dieses verbesserte Verhältnis kann auf die geringere Relaxation nach der Implantation zurückgeführt werden.

Ausgehend vom Pinnacle<sup>®</sup>-Modell zeigten insbesondere die Pfannen mit zum Pol reduzierter Wandstärke von 2,8 mm und die Pfannen mit Aussparungen eine hohe Primärstabilität mit nur leicht erhöhten Dehnungen bei verringerter Implantationskraft. Die in-silico verwendeten Pfannen mit Aussparungen sind kommerziell erhältlichen Modellen nachempfunden, wie dem H1-System (Embod, London, LDN, UK), der ADM<sup>®</sup> X3<sup>®</sup> Pfanne (Stryker, Mahwah, NJ, US) oder der LINK<sup>®</sup> T.O.P.<sup>®</sup> II Pfanne (Waldemar Link GmbH & Co. KG, Hamburg, HH, DE). Um eine Entlastung zwischen dem Pfannenrand und der Iliopsoas-Sehne zu ermöglichen, sind diese Pfannen mit einem Psoas-Ausschnitt versehen [250, 251]. Bei der Verwendung ist jedoch zu beachten, dass die korrekte Ausrichtung des Implantats während der Implantation gewährleistet sein muss. Für die Pfannen kann eine „Sicherheitszone“ von etwa 60° definiert werden. Eine größere Fehlpositionierung kann aufgrund der deutlichen Pfannengeometrie als weniger wahrscheinlich angesehen werden. Im Gegensatz dazu ist die fehlende Rotationssymmetrie der ellipsoid ausgeformten Pfanne für den Chirurgen nicht sofort erkennbar, was eine genaue Positionierung erschwert. Allerdings wirkt sich eine Fehlpositionierung hier weniger stark aus und beeinträchtigt die Primärstabilität nicht kritisch. Da die Pfannen keine Verbesserung gegenüber den Modellen mit zum Pol reduzierter Wandstärke zeigen und die Positionierung des Inlays eine zusätzliche Fehlerquelle darstellt, kann dieses Design nicht empfohlen werden.

Der Grenzwert der kritischen Deformation ist in der Regel maßgebend für eine minimal zulässige Wandstärke. Dabei müssen insbesondere zwei Aspekte berücksichtigt werden:

Zum einen darf die Deformation der Pfanne das Einsetzen des Inlays nicht beeinträchtigen. Zum anderen darf die Tribologie der Gleitpaarung nicht negativ beeinflusst werden. Beim Einsetzen des Inlays ist Keramik aufgrund seiner höheren Steifigkeit kritischer als PE. Gührs zeigte, dass die Fügekräfte für das Keramik-Inlay der dünnwandigen Plasmakit<sup>®</sup> Pfanne deutlich größer sind als für das Keramik-Inlay der Pinnacle<sup>®</sup> Standardpfanne [252]. Dies kann zu der klinischen Komplikation eines verkippten Inlays mit der Folge eines Abplatzens oder vollständigen Bruches der Komponente führen [148, 150, 253–255]. Zur Vermeidung dieser Komplikation sollte der Pfanne vor dem Einsetzen des Inlays eine Relaxationsphase ermöglicht werden. Insbesondere bei dickwandigen Pfannen kommt es innerhalb der ersten 20 s bereits zu einer Verringerung der Deformation um mehr als 11 %. Auf der Grundlage der zyklischen Drucktests extrapoliert, führt dies zu einer Relaxation von etwa 20–30 % nach 300 s, was den in-vitro Messungen entspricht. Bei erfolgreichem Einbringen kann das Keramik-Inlay ferner die Steifigkeit weiter erhöhen und damit die Deformation reduzieren [145]. Kritisch im Hinblick auf die Tribologie der Gleitkomponenten ist das PE-Inlay, das die Deformation der Pfanne übernimmt [145], das Spaltmaß zwischen Inlay und Kopf verändert und somit die Langzeitstabilität der HTEP aufgrund einer erhöhten Verschleißrate verringern kann [147, 256]. Die Toleranzen zwischen Kopf und Pfanne sind dabei herstellerspezifisch. Zur Reduzierung der Inlaydeformation wurden die dünnwandigen Pfannen bisher meist nur in Kombination mit einem dicken PE-Inlay >6 mm verwendet [211]. Dadurch entfällt jedoch bei der dünnwandigen Pfanne der Vorteil eines größeren Kopfdurchmessers zur Vergrößerung des theoretisch möglichen Bewegungsumfangs. Daher sollten in Zukunft geeignete Pfannen-Inlay-Kombinationen und Inlay-Designs getestet werden, indem das FE-Modell um den Schritt der Inlay-Implantation erweitert wird.

## **Fazit**

Das FE-Modell implementierte erstmals die viskoelastischen Materialeigenschaften von Beckenknochen in ein derartiges Modell und ermöglichte damit die numerische Untersuchung der zeitabhängigen Verformung einer Vielzahl von Pfannenvarianten. Dünnwandige Modelle profitieren von geringeren prozentualen Relaxationen, sodass eine hohe Primärstabilität bei geringer Implantationskraft erzielt wird. Als optimales Pfannenmodell kann eine etwa 3 mm dünne Pfanne mit Psoasausschnitt in Kombination mit einer verformungsresistenten Inlays empfohlen werden. Wenn die Verformung des Inlays als kritisch angesehen wird, sollte die Wandstärke am Pfannenrand leicht erhöht werden. Aufgrund der vereinfacht modellierten weggesteuerten quasi-statischen Implantation gilt es, die Ergebnisse zunächst in-vitro und auch klinisch zu bestätigen.

## 5 Chirurgische Implantation

Neben dem Implantat und dem Knochen ist die chirurgische Implantation die dritte wichtige Säule für den Erfolg der HTEP. Bei der Implantationstechnik gibt es große Unterschiede zwischen den einzelnen Chirurgen [20, 32–35]. Insbesondere bei der manuellen Implantation mit einem Hammer ist es schwierig, den Energieeintrag zu kontrollieren, der sich auf die Primärstabilität auswirken kann [193–195]. Automatisierte Einschlagssysteme sind daher eine Option für einen kontrollierten, gezielten und reproduzierbaren Energieeintrag. Studien haben gezeigt, dass diese Systeme zu einer höheren Genauigkeit und geringeren chirurgischen Variation beim Raspeln und Implantieren von Hüftschäften führen [35, 257]. Darüber hinaus ermöglichen sie hohe Implantationsfrequenzen, die die Möglichkeiten des Chirurgen übersteigen. Aufgrund des zeitabhängigen viskoelastischen Verhaltens des Knochens kann die Verwendung unterschiedlicher Einschlagfrequenzen die Reaktion des Knochens auf jeden Schlag verändern und zu einer größeren Primärstabilität führen (Anhang E). Die elastische und plastische Reaktion des Knochens auf unterschiedliche Schlagfrequenzen im Zusammenhang mit der Verwendung eines automatisierten Einschlagssystems wurde bisher nur unzureichend untersucht.

Obwohl die chirurgische Variation durch den Einsatz eines automatisierten Einschlagssystems verringert werden kann, bleibt es eine individuelle Entscheidung des Chirurgen, die Implantation zu beenden. Es hat sich gezeigt, dass ein zu langes Einschlagen der Pfanne die Verformung der Pfanne verringert, und dadurch die Primärstabilität beeinträchtigt werden kann (Kapitel 3) [200]. Im Gegensatz dazu wurde beim Einschlagen der Pfanne in synthetisches Knochenmaterial etwa 90 % der endgültigen Primärstabilität mit nur 50 % der für die vollständige Implantation erforderlichen Energie erreicht [258]. Dies wirft die Frage nach dem optimalen Zeitpunkt für den Abschluss der Implantation auf, damit eine hohe Primärstabilität gewährleistet werden kann, ohne eine Knochenschädigung zu riskieren. Ziel dieser Studie war es daher, die Primärstabilität und die Pfanne-Knochen-Kontaktsituation für verschiedene Implantationsverfahren bei unterschiedlichen

Einschlagfrequenzen und variierender Anzahl an Schlägen unter Verwendung eines automatisierten Einschlagsystems für Pressfit-Pfannen in menschlichen Acetabula zu untersuchen. Zusätzlich wurde die Studie genutzt, um auf Basis der Ergebnisse der vorherigen in-vitro Studie zum Pfannendesign (Kapitel 3) und dem in-silico Modell (Kapitel 4) ein Pfannenmodell mit zum Pol reduzierter Wandstärke zu analysieren.<sup>1</sup>

## 5.1 Material und Methode

Für die Implantation von Pressfit-Pfannen in humane Acetabula wurden drei verschiedene Verfahren unter Verwendung eines automatisierten Einschlagsystems angewandt (Abbildung 3.1). Eine Referenzimplantation wurde mit einer Überimplantation, bei der eine definierte Anzahl an Schlägen nach dem Abruchkriterium erfolgten, und einer Hochfrequenzimplantation verglichen (jeweils  $n = 16$ ). Jede Implantationsgruppe wurde in native und sezierte Acetabula (je  $n = 8$ ) unterteilt. Die sezierten Acetabula wurden verwendet, um implantationsbedingte Knochenschäden ohne extraktionsbedingte Knochenschäden zu beurteilen. Die Primärstabilität der nativen Acetabula wurde durch Aushebeln der Pfanne beurteilt. Die Verformung der Pfanne, die Implantationskräfte und der Knochen-Implantat-Kontakt wurden für alle Acetabula bewertet. Die Studie wurde von der Ethikkommission der Ärztekammer Hamburg genehmigt (PV5098).

### 5.1.1 Humane Becken

Insgesamt 48 von Beckenknochen umgebene Acetabula wurden durch dreifache Osteotomie von 28 menschlichen Spendern im Alter von 33 bis 94 Jahren (*Median* = 80 Jahre,  $m/w = 17/11$ ) entnommen und bei  $-30\text{ °C}$  weniger als 6 Monate gelagert [213, 243]. Initiale qCT-Scans (120 kV; 0,4 mm Schichtdicke; Incisive CT 128, Philips, Amsterdam, NH, NL) wurden von jedem Becken mit einem Kalibrierungsphantom (QSA, QRM, Möhrendorf, BY, DE) aufgenommen. Die Hounsfield-Einheiten wurden in BMD umgerechnet (Structural Insight 3, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Kiel, SH, DE [214]). Alle qCT-Scans wurden auf eine Voxelgröße von  $0,4 \times 0,4 \times 0,4\text{ mm}^3$  konvertiert und mit nativen Ganzkörperscans (AVIZOLite 9.7.0, Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, US) überlagert. Die mittlere BMD wurde über einen rechteckigen Bereich am posterioren *Os ischii* ( $10\text{ mm} \times 20\text{ mm} \times$  Knochenhöhe) ermittelt. Die Größe und Position der Pfanne für

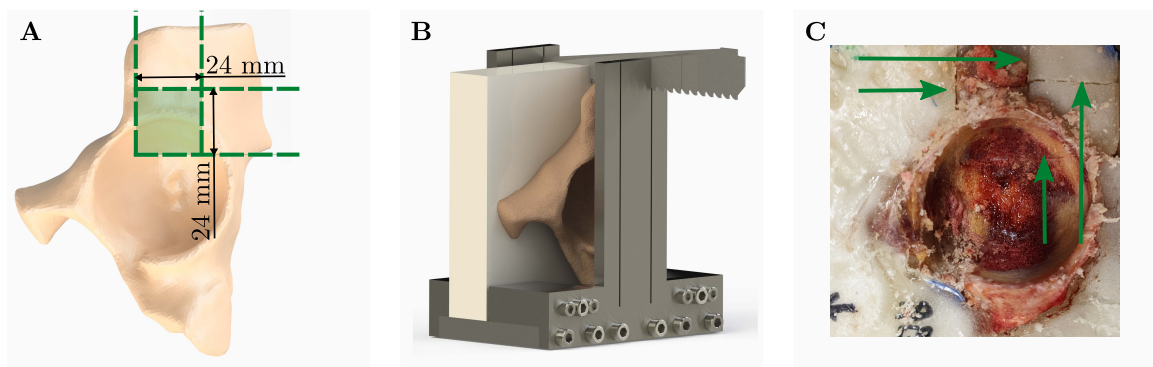
---

<sup>1</sup>Die Inhalte dieses Kapitels basieren auf der Veröffentlichung „Impaction procedure influences primary stability of acetabular press-fit cups“ [259]

jedes Acetabulum wurde von einem erfahrenen Chirurgen bestimmt (2D-Röntgenbilder, TraumaCad, Brainlab AG, München, BY, DE). Anhand des Abduktions- und Anteversionswinkels wurden die Pfannen ausgerichtet und senkrecht zur gewünschten Implantationsachse eingebettet (Technovit4004, Kulzer, Hanau, HI, DE).

### 5.1.2 Implantationsprozess

Die Hälfte der Acetabula wurde vor dem Auffräsen durch vier Schnitte unter Verwendung einer Schnittführung seziert (Makita DJR183Z, Anjō, Aichi, JP; Abbildung 5.1). Die einzelnen Knochenstücke wurden wieder zusammengesetzt und zum Auffräsen im Einbetttopf fixiert. Native und seziierte Acetabula wurden gemäß den chirurgischen Anweisungen auf den Nenndurchmesser der verwendeten Pfanne aufgefräst. Dabei wurde mit einem 6–8 mm kleineren Fräser gestartet und die Kavität in 1 mm Inkrementen erweitert. Nach dem Fräsen wurde das Beckenknochenfragment (24 mm × 24 mm × Knochenhöhe) der seziierten Acetabula vorsichtig entfernt, um die präoperativen Knochenverhältnisse zu beurteilen (55 kVpeak; 145  $\mu$ A; 400 ms Integrationszeit; 27  $\mu$ m isotrope Voxelgröße;  $\mu$ CT 35, Scanco Medical, Brüttisellen, ZH, CH). Die seziierten Acetabula wurden wieder zusammengesetzt und fixiert. Acetabula, die vor der Pfannenimplantation frakturierten, wurden von der Studie ausgeschlossen, was die Gesamtzahl der für die statistische Analyse verwendeten Proben reduzierte und zu einer ungleichen Gruppengröße führte.



**Abbildung 5.1:** Acetabulasektion zur Bestimmung von Knochenschäden. A: Die Acetabula wurde durch vier Schnitte (grün) seziiert, sodass ein für die  $\mu$ CT-Analyse geeignetes Beckenknochenfragment gewonnen wurde. B: Die eingebetteten Acetabula wurden mit einer Säbelsäge in Kombination mit einer Schnittführung seziert. C: Nachdem die einzelnen Stücke neu angeordnet und fixiert worden waren, erfolgte das Auffräsen. Die grünen Pfeile weisen auf die Schnittlinien nach dem Auffräsen hin.

Pressfit-Pfannen mit ungleicher Wandstärke (Dom:  $\approx 4$  mm, Rand:  $\approx 3$  mm; Gription-Beschichtung; Multihole-Design; DePuy Synthes, Leeds, WYK, UK) wurden mit dem Kincise™ (DePuy Synthes, Warsaw, IN, US [203, 204]) eingeschlagen. Der Kincise™ gibt bei jedem Stoß eine konstante Energie von 3,5 J ab. Er wurde in einem Testrahmen mit einem Gewicht von 5 kg belastet, wodurch eine gleichmäßige und benutzerunabhängige Implantation gewährleistet wurde. Als Referenzimplantation wurde eine Schlagfrequenz von 1 Hz verwendet. Die Implantation wurde DIC kontrolliert beendet, wenn die Setzbewegung der Pfanne innerhalb eines Schlags weniger als 0,2 mm betrug (MV100, ARAMIS 3D, GOM, Braunschweig, NI, DE). Eine Überimplantation (1 Hz<sup>+</sup>) wurde durch zusätzliche 10 Schläge nach Erreichen des Abbruchkriteriums simuliert. Die Hochfrequenzimplantation (6 Hz) wurde mit dem kontinuierlichen Modus des Kincise™ bis zum Erreichen des Abbruchkriteriums durchgeführt, ohne dass anschließend zusätzliche Kräfte aufgebracht wurden.

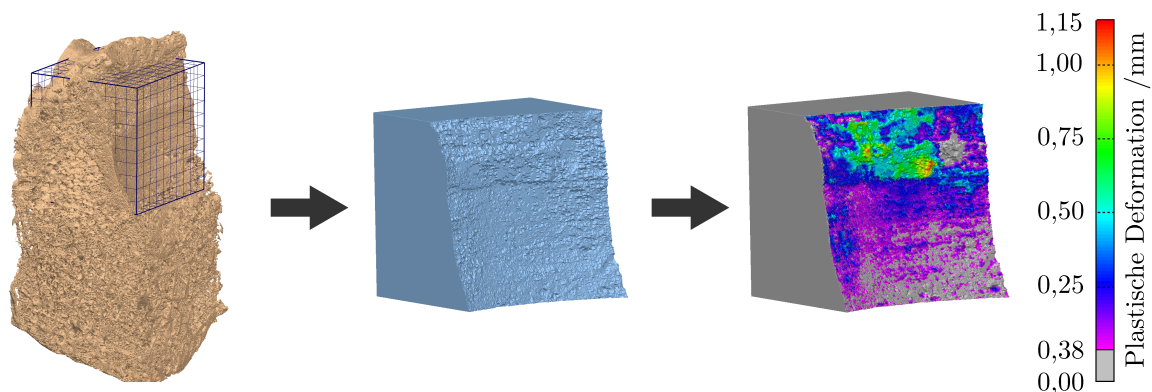
### **Kraftmessung und Setzvorgang**

Während der Implantation wurden die Implantationskräfte über eine im Impaktor befestigte Kraftmessdose ermittelt (9333A, Kistler, Sindelfingen, BW, DE). Die Kraft  $F$  wurde mittels einer Triggerschwelle von 500 N für jeden Schlag mit einer Abtastfrequenz von 800 kHz über 50 ms aufgezeichnet (LabVIEW2019 & NI9775, National Instruments, Austin, TX, US). Die Kraftspitze pro Schlag wurde ermittelt und die Implantationskraft  $F_{Imp}$  als Mittelwert der Kraftspitzen vom dritten bis letzten Schlag bestimmt (MATLAB R2020b, The MathWorks Inc., Natick, MA, US). Zusätzlich wurde die benötigte Anzahl der Schläge  $n_S$  für die endgültige Setztiefe aus der Kraftmessung extrahiert. Die Analyse des Setzvorgangs erfolgte wie in Kapitel 3 mit dem DIC-System. Das Aushebemoment  $M_A$  wurde für alle nativen Acetabula mit einer einachsigen Prüfmaschine (Z010, Zwick Roell, Ulm, BW, DE) gemessen.

### **Plastische Knochendeformation und Mikrostrukturänderungen**

Die durch die Implantation verursachte Knochenschädigung wurde durch plastische Verformung und mikrostrukturelle Veränderungen definiert. Zur Vermeidung von Extraktionsschäden wurden die seziierten Acetabula nach der Implantation aus dem Einbetttopf entnommen. Es wurde ein zweiter  $\mu$ CT-Scan des Beckenknochenfragments durchgeführt, der durch Transformation auf den ersten Scan nach dem Auffräsen überlagert wurde (AVIZOLite 9.7.0, Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, US). Sowohl Pre- als auch Post-Scan wurden auf den gleichen Bereich zugeschnitten ( $20 \times 20 \times 20$  mm), sodass die Schnittkanten entfernt wurden. Die Mikrostruktur wurde über eine Grauwert-

segmentierung (Schwellenwert 8000) extrahiert. Zur Quantifizierung der Mikrostruktur wurden das Verhältnis des Knochenvolumens zum Gesamtvolumen  $BV/TV$ , der Trabekelabstand  $Tb.Sp$ , die mittlere Trabekeldicke  $Tb.Th$ , die mittlere Trabekelanzahl  $Tb.N$ , die mittlere Trabekelkonnektivität  $Tb.Pf$  und der Grad der Anisotropie  $DA$  bestimmt (BoneJ, ImageJ 1.53q, National Institutes of Health, MD, US [260]). Zur Bestimmung der plastischen Deformation wurden die interkonnektierenden Poren der segmentierten Mikrostruktur geschlossen, um durchgängige Kavitätsoberflächen zu erhalten. Dazu wurde die Mikrostruktur zunächst um 5 Voxel in alle Richtungen vergrößert, die eingeschlossenen Poren gefüllt und dann die Mikrostruktur um 5 Voxel in alle Richtungen verkleinert. Oberflächeninterferenzen zwischen Pre- und Post-Scan, die größer als die Voxelgröße von  $37\ \mu\text{m}$  waren, wurden als plastisch verformt definiert. Die mittlere plastische Knochen deformationstiefe  $T_{Pl}$  und der prozentuale Anteil der Interferenzfläche  $A_{Pl}$  wurden berechnet (PolyWorks|Inspector 2020, InnovMetric Software Inc., Québec, QC, CA; Abbildung 5.2).



**Abbildung 5.2:** Zur Bestimmung der plastischen Deformation wurden  $\mu\text{CT}$  Scans verwendet. Alle Scans wurden zunächst zugeschnitten (links, blaue Box), ein Volumenmodell erstellt (mitte) und die Kavitätsflächen der Pre- und Post-Scans verglichen (rechts).

### Elastische Pfannenverformung

Die zeitabhängige Verformung der Pfanne wurde mit zwei DMS (EA-05-062AQA-350/E, Vishay, Malvern, PI, US) an der inneren Pfannenoberfläche bei den - auf Basis des elliptischen Verformungsmusters erwarteten - Spitzenwerten der Dehnung aufgezeichnet [142, 143] (100 Hz; NI 9222 & LabVIEW, National Instruments, Austin, TX, US; Abbildung 1). Die Bestimmung der charakteristischen Dehnungskennwerte erfolgte analog zu Kapitel 3. Der Dehnungsabfall  $\Delta\varepsilon_{Imp}$  während der Implantation und die Dehnung 10 min nach der Implantation  $|\varepsilon_{rel}|$  wurde bestimmt. Die viskoelastische Reaktion des Knochens auf jeden Schlag wurde basierend auf der Pfannenrelaxation  $\Delta\varepsilon_{rel,S}$  zwischen den einzelnen

Schlägen beurteilt und die 10 min Relaxation  $\Delta\varepsilon_{rel}$  analog zu Kapitel 4.1.3 ermittelt. Zusätzlich wurden die DIC-Aufnahmen zur Bewertung der Pfannendeformation entlang des Pfannenrandes verwendet (Kapitel 3). Die maximale Pfannendeformation  $|d_{rel}|$  sowie der Winkel  $\delta$  zwischen den negativen Deformationsspitzen wurden für den Zeitpunkt 10 min nach der Implantation berechnet.

### **Kontaktsituation Knochen - Implantat**

Vor der Implantation wurden 3D-Laserscans der Pfanne und der aufgefästen Kavität aufgenommen (Handyscan 3D, Creaform, Ametek, Berwyn, PA, US). Analog zu Kapitel 3 wurden diese Scans zur korrekten Ausrichtung mit einem Scan der implantierten Situation überlagert. Der mediane Pressfit  $T_{Pf}$  und die Kontaktfläche  $A_{Pf}$  der äußeren Pfannenoberfläche mit dem Knochen wurden durch einen Flächenvergleich bestimmt. An die Kavität und die äußere Pfannenoberfläche angepasste Kugeln wurden zur Bestimmung des verbleibenden Polspalts  $s_P$  verwendet.

### **5.1.3 Statistische Auswertung**

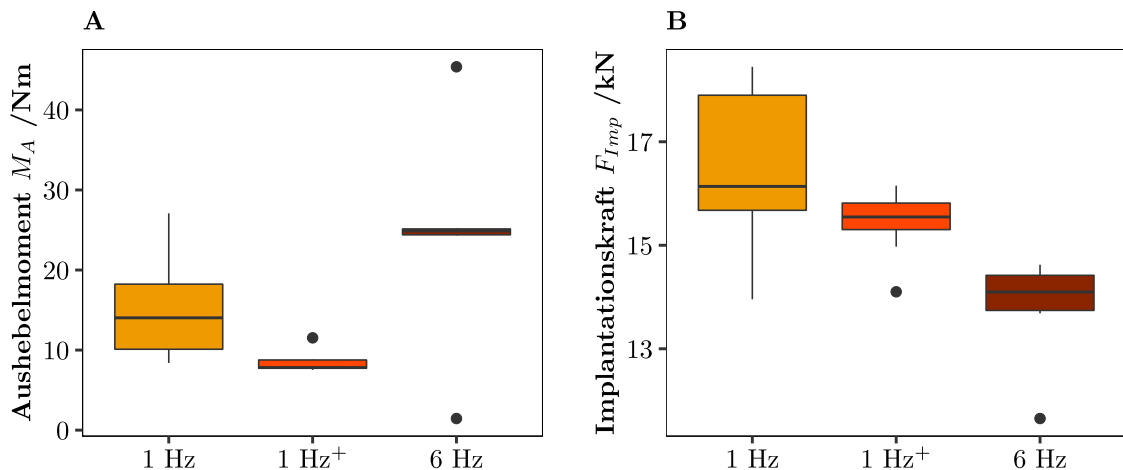
Die statistische Auswertung wurde mit einem Typ-I-Fehlerniveau von 0,05 für alle Signifikanztests durchgeführt (RStudio PBC, Boston, MA, US). Vergleiche der Über- und Hochfrequenzimplantation zur Referenzgruppe wurden mit einem ungepaarten t-Test für normalverteilte Daten durchgeführt; wenn das Kriterium der Normalverteilung nicht erfüllt war, wurde ein Mann-Whitney-U-Test angewendet. Der Vergleich der Pre- und Post-Knochenstruktur erfolgte unter Verwendung des gepaarten t-Tests, bzw. des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests. Bei normalverteilten Daten wurden Pearson-Korrelationen verwendet; andernfalls wurden Spearman's rho-Korrelationen durchgeführt. Da in-vitro Studien immer durch die verfügbare Anzahl von Präparaten begrenzt sind, wurden statistische Ergebnisse mit einem Typ-I-Fehler zwischen 0,05 und 0,10 als Trends bezeichnet. Darüber hinaus wurde die statistische Trennschärfe  $1 - \beta$  jedes Signifikanztests für  $0,010 < p < 0,200$  berechnet.

Das in dieser Studie verwendete Pfannendesign wurde mit den Pfannen aus Kapitel 3 unter Verwendung des ungepaarten t-Tests für normalverteilte Daten, bzw. des Mann-Whitney-U-Tests für nicht normalverteilte Daten, verglichen. Hatten die Implantationsmethode und Sektion keinen Einfluss auf die Variable wurde nicht zwischen den Acetabula und Gruppen differenziert, andernfalls wurde nur die (native) Referenzgruppe berücksichtigt.

## 5.2 Ergebnisse Implantationsmethode

Insgesamt wurden 29 Acetabula erfolgreich untersucht, wobei 14 Acetabula aufgrund von Frakturen, die vor der Pfannenimplantation auftraten, und fünf weitere aufgrund von Problemen mit der DIC-Hardware ausgeschlossen wurden (Tabelle 5.1). Eine gleichmäßige BMD-Verteilung zwischen allen Gruppen war gewährleistet ( $p = 0,856$ ). Die Acetabulumsektion veränderte weder die Implantationskräfte ( $p > 0,556$ ) noch die Kontaktsituation ( $p > 0,262$ ). Die Pfannendehnungen  $|\varepsilon_{rel}|$  bei den seziierten Acetabula waren in der Referenzgruppe geringer als bei den nativen Acetabula ( $p = 0,024$ ;  $1 - \beta = 0,31$ ), wobei kein signifikanter Unterschied innerhalb der anderen Gruppen ermittelt wurde (1 Hz<sup>+</sup>:  $p = 0,164$ ;  $1 - \beta = 0,15$  | 6 Hz:  $p = 0,198$ ;  $1 - \beta = 0,22$ ).

Überimplantation reduzierte das Aushebelmoment ( $p = 0,038$ ;  $1 - \beta = 0,21$ ), während Pfannen, die mit 6 Hz implantiert wurden, die höchsten Aushebelmomente ohne statistische Signifikanz aufwiesen ( $p = 0,170$ ;  $1 - \beta = 0,26$ ; Abbildung 5.3A). Die Hochfrequenzimplantation erforderte mehr Schläge ( $p = 0,001$ ), jedoch geringere Implantationskräfte im Vergleich zur Referenzimplantation ( $p = 0,001$ ; Abbildung 5.3B). Es wurde kein Unterschied zwischen dem SCC der Implantationsmethoden festgestellt (1 Hz<sup>+</sup>:  $p = 0,152$ ;  $1 - \beta = 0,16$  | 6 Hz:  $p = 0,340$ ).



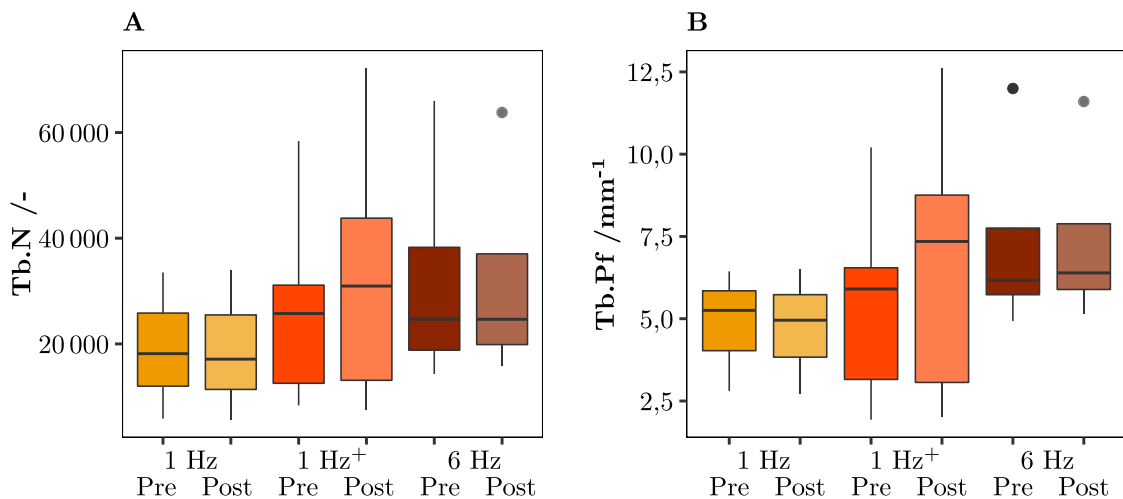
**Abbildung 5.3:** Ergebnisse der Kraftmessungen. A: Die höchsten Aushebelmomente wurden bei der 6 Hz-Implantation gemessen ( $p = 0,170$ ), während die 1 Hz<sup>+</sup>-Implantation zu geringeren Aushebelmomenten führte ( $p = 0,038$ ). B: Die 6 Hz-Implantation reduzierte die Implantationskräfte signifikant ( $p = 0,001$ ).

**Tabelle 5.1:** Ergebnisse der untersuchten Parameter für die drei Implantationsmethoden. Die Daten sind als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung, bzw. Median (Interquartilsabstand) angegeben.

	Referenz (1 Hz)		Überschlagen (1 Hz <sup>+</sup> )		Hochfrequenz (6 Hz)	
	nativ	seziert	nativ	seziert	nativ	seziert
<b>n</b>	6	3	4	7	5	4
<b>BMD</b> /mgHA/cm <sup>3</sup>	284,7 $\pm$ 139,3	253,9 $\pm$ 61,4	256,7 $\pm$ 83,4	224,2 $\pm$ 4,1	232,7 $\pm$ 73,6	219,9 $\pm$ 80,1
<b>M<sub>A</sub></b> /Nm	14,0 (8,1)	–	7,8 (1,0)	–	24,9 (0,7)	–
<b>n<sub>S</sub></b>	10 $\pm$ 3	–	18 $\pm$ 4	–	14 $\pm$ 2	–
<b>F<sub>Imp</sub></b>	16,1 (2,2)	–	15,6 (0,5)	–	14,1 (0,7)	–
<b>T<sub>P1</sub></b> /mm	–	0,083 $\pm$ 0,022	–	0,110 $\pm$ 0,032	–	0,084 $\pm$ 0,008
<b>A<sub>P1</sub></b> /%	–	29,0 $\pm$ 20,0	–	21,1 $\pm$ 17,0	–	24,4 $\pm$ 9,9
<b> <math>\epsilon_{rel}</math> </b> / $\mu$ m/m	453,6 $\pm$ 400,9	50,6 $\pm$ 41,5	265,0 $\pm$ 78,3	129,8 $\pm$ 71,0	327,5 $\pm$ 224,3	171,0 $\pm$ 56,0
<b><math>\Delta\epsilon_{Imp}</math></b> /%	11,9 $\pm$ 15,5	4,8 (32,2)	29,3 $\pm$ 21,3	24,0 (28,4)	18,2 $\pm$ 11,1	15,2 (10,2)
<b><math>\Delta\epsilon_{rel,S}</math></b> %	0,016 $\pm$ 0,008	0,024 $\pm$ 0,003	0,014 $\pm$ 0,007	0,025 $\pm$ 0,008	0,023 $\pm$ 0,007	0,029 $\pm$ 0,003
<b>d<sub>rel</sub></b> / $\mu$ m	101,4 $\pm$ 59,6	11,8 $\pm$ 8,0	73,1 $\pm$ 46,5	60,0 $\pm$ 40,0	52,8 $\pm$ 20,0	32,1 $\pm$ 8,4
<b>T<sub>Pf</sub></b> /mm	0,44 (0,08)	–	0,50 (0,25)	–	0,45 (0,13)	–
<b>A<sub>Pf</sub></b> /%	11,5 (1,1)	–	23,9 (16,2)	–	16,0 (12,6)	–
<b>s<sub>P</sub></b> /mm	2,5 $\pm$ 0,6	–	1,7 $\pm$ 1,1	–	1,0 $\pm$ 0,6	–
<b>SCC</b>	2,0 (1,4)	–	3,1 (1,8)	–	2,9 (1,0)	–

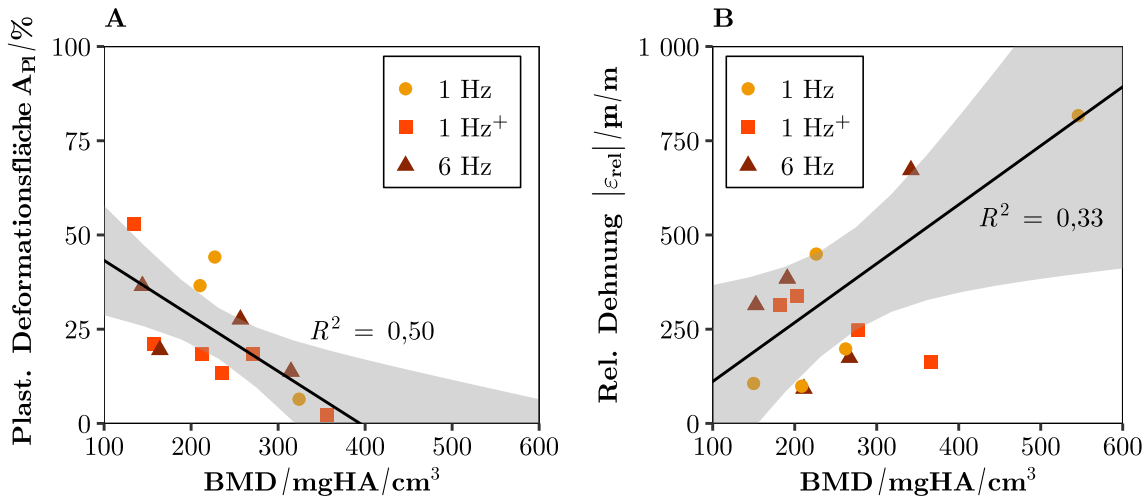
### 5.2.1 Plastische Knochenschäden

In allen Gruppen veränderte die Implantation weder den  $BV/TV$  (1 Hz:  $p = 0,557$  | 1 Hz<sup>+</sup>:  $p = 0,626$  | 6 Hz:  $p = 0,517$ ), den Trabekelabstand  $Tb.Sp$  (1 Hz:  $p = 0,325$  | 1 Hz<sup>+</sup>:  $p = 0,296$  | 6 Hz:  $p = 0,363$ ) noch die Trabekeldicke  $Tb.Th$  (1 Hz:  $p = 0,414$  | 1 Hz<sup>+</sup>:  $p = 0,688$  | 6 Hz:  $p = 0,453$ ). Während bei der Referenz- und 6 Hz-Implantation auch für die weiteren Mikrostrukturparameter keine Veränderungen nachweisbar waren, stieg bei den überschlagenen Acetabula tendenziell die Trabekelanzahl  $Tb.N$  (1 Hz:  $p = 0,537$  | 1 Hz<sup>+</sup>:  $p = 0,075$  | 6 Hz:  $p = 0,857$ ; Abbildung 5.4A) und die Trabekelkonnektivität  $Tb.Pf$  (1 Hz:  $p = 0,411$  | 1 Hz<sup>+</sup>:  $p = 0,072$  | 6 Hz:  $p = 0,793$ ; Abbildung 5.4B), während eine Tendenz zu geringerer Anisotropie  $DA$  festgestellt wurde (1 Hz:  $p = 0,475$  | 1 Hz<sup>+</sup>:  $p = 0,094$  | 6 Hz:  $p = 0,472$ ).



**Abbildung 5.4:** Veränderungen in der Mikrostruktur. A: Die Trabekelanzahl post-Implantation erhöhte sich tendenziell bei den Becken der 1 Hz<sup>+</sup> Implantation ( $p = 0,075$ ). B: Für die 1 Hz<sup>+</sup> Implantation wurde eine Tendenz zu erhöhter Trabekelkonnektivität post-Implantation festgestellt ( $p = 0,072$ ).

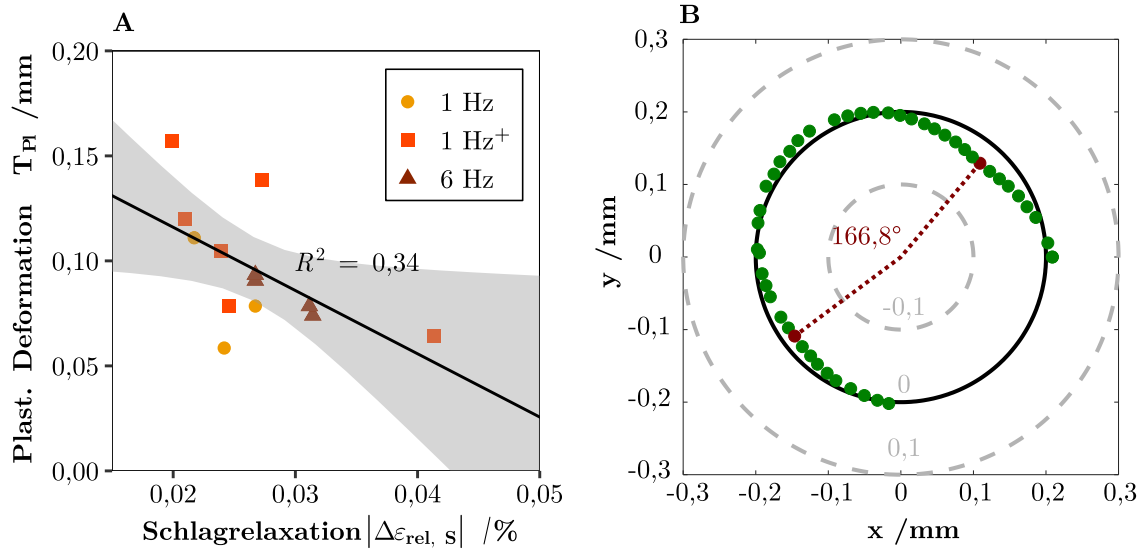
Die plastische Knochendeformationstiefe änderte sich weder zwischen Referenz und Überimplantation ( $p = 0,193$ ;  $1 - \beta = 0,19$ ) noch zwischen Referenz und Hochfrequenzimplantation ( $p = 0,947$ ). Die Fläche der plastischen Knochendeformation  $A_{Pl}$  war bei allen Implantationstypen ähnlich (1 Hz<sup>+</sup>:  $p = 0,494$  | 6 Hz:  $p = 0,707$ ), wobei bei niedrigerer BMD größere plastische Deformationsflächen  $A_{Pl}$  beobachtet wurden ( $p = 0,007$ ;  $R^2 = 0,50$ ; Abbildung 5.5A).



**Abbildung 5.5:** Einfluss der Knochenqualität. A: Mit steigender BMD verringerte sich die plastische Knochen deformationsfläche ( $p = 0,007$ ). B: Für hohe BMDs wurden steigende Pfannendehnungen beobachtet ( $p = 0,024$ ).

### 5.2.2 Elastische Pfannenverformung

Weder die Überimplantation noch die Hochfrequenzimplantation veränderten die relaxierte Pfannendehnung  $|\varepsilon_{rel}|$  in nativen Acetabula (1 Hz<sup>+</sup>:  $p = 0,309$  | 6 Hz:  $p = 0,530$ ), die hauptsächlich durch die BMD bestimmt wurde ( $p = 0,024$ ;  $R^2 = 0,33$ ;  $1 - \beta = 0,64$ ; Abbildung 5.5B). Die Überimplantation zeigte keinen signifikant höheren Dehnungsabfall  $\Delta\varepsilon_{Imp}$  bei Pfannen, die in native Acetabula implantiert wurden (1 Hz<sup>+</sup>:  $p = 0,117$ ;  $1 - \beta = 0,08$  | 6 Hz:  $p = 0,527$ ;  $1 - \beta = 0,11$ ). Während bei nativen Acetabula kein signifikanter Unterschied bei den Relaxationen  $\Delta\varepsilon_{rel,S}$  zwischen den Schlägen beobachtet wurde (1 Hz<sup>+</sup>:  $p = 0,790$  | 6 Hz:  $p = 0,114$ ;  $1 - \beta = 0,07$ ), wurde bei Hochfrequenzimplantation in sezierten Acetabula ein Trend zu höheren Relaxationen  $\Delta\varepsilon_{rel,S}$  festgestellt (1 Hz<sup>+</sup>:  $p = 0,800$  | 6 Hz:  $p = 0,062$ ;  $1 - \beta = 0,11$ ). Hohe Relaxationen  $\Delta\varepsilon_{rel,S}$  waren mit geringeren plastischen Knochen deformationen  $T_{Pl}$  verbunden ( $p = 0,035$ ;  $R^2 = 0,34$ ;  $1 - \beta = 0,63$ ; Abbildung 5.6A). Die Implantationsmethode hatte keinen Einfluss auf die 10 min Dehnungsrelaxation  $|\Delta\varepsilon_{rel}|$  (1 Hz<sup>+</sup>:  $p = 0,0782$  | 6 Hz:  $p = 0,542$ ), die über alle Gruppen im Median bei 15,8% lag (Interquartilsabstand: 9,1%). Die Deformation der Pfanne  $|d_{rel}|$  stand in linearem Zusammenhang mit der Pfannendehnung  $|\varepsilon_{rel}|$  ( $p < 0,001$ ;  $R^2 = 0,40$ ). Native und sezierte Acetabula wiesen ähnliche Winkel  $\delta$  zwischen den beiden negativen Deformationsspitzen auf, jedoch mit einer größeren Varianz bei den sezierten Acetabula (nativ:  $162,4^\circ \pm 8,5^\circ$  | seziert:  $165,9^\circ \pm 37,6^\circ$ ;  $p = 0,757$ ; Abbildung 5.6B).



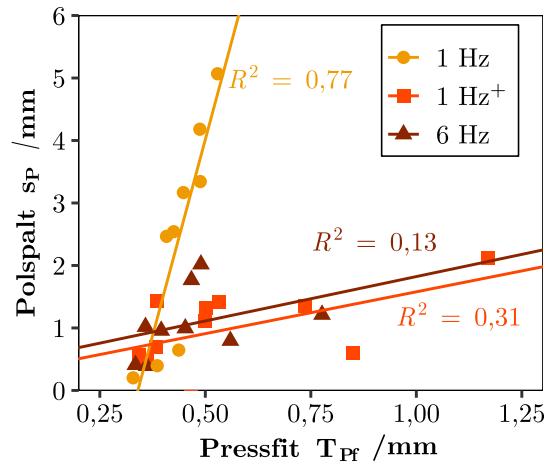
**Abbildung 5.6:** Analyse der Pfannenverformung A: Eine hohe Schlagrelaxation war mit einer geringeren plastischen Knochen deformationstiefe verbunden ( $p = 0,035$ ). B: Elliptische Pfannendeformation (grün) einer nativen Hüftpfanne mit zwei negativen Deformationsspitzen (rot).

### 5.2.3 Kontaktsituation Knochen - Implantat

Das Implantationsverfahren hatte keinen Einfluss auf den nominal erreichten Pressfit (1 Hz<sup>+</sup>:  $p = 0,370$  | 6 Hz:  $p = 0,863$ ). Die Hochfrequenzimplantation führte im Vergleich zur Referenzimplantation zu ähnlichen Kontaktflächen ( $p = 0,162$ ;  $1 - \beta = 0,18$ ) und Polspalten  $s_P$  ( $p = 0,162$ ;  $1 - \beta = 0,58$ ). Bei den überimplantierten Pfannen wurden die größten Kontaktflächen ( $p = 0,007$ ) und tendenziell kleinere Polspalte  $s_P$  ermittelt ( $p = 0,095$ ;  $1 - \beta = 0,69$ ). Während für die 6 Hz-Implantation keine Korrelation zwischen Pressfit und Polspalt gefunden wurde ( $p = 0,346$ ;  $R^2 = 0,13$ ), resultierte ein hoher Pressfit in größeren Polspalten für die Referenzimplantation ( $p = 0,002$ ;  $R^2 = 0,77$ ) mit dem gleichen Trend für überimplantierte Pfannen ( $p = 0,082$ ;  $R^2 = 0,31$ ;  $1 - \beta = 0,46$ ; Abbildung 5.7). Ein hoher Knochen-Implantat-Kontakt in Verbindung mit hohen Dehnungen erhöhte tendenziell das Aushebelmoment  $M_A$  ( $p = 0,099$ ;  $R^2 = 0,42$ ;  $1 - \beta = 0,23$ ).

## 5.3 Ergebnisse Implantatdesign

Die Ergebnisse der Studie zum Einfluss der Implantationsmethode unter Verwendung einer Pfanne mit variabler Wanddicke (Dom:  $\approx 4$  mm, Rand:  $\approx 3$  mm) wurden mit den Ergebnissen der humanen Studie aus Kapitel 3 verglichen, die mit dünnwandigen ( $\approx 3$  mm)



**Abbildung 5.7:** Höhere erreichte Pressfits waren bei beiden Implantationsgruppen bei 1 Hz mit höheren Polspalten verbunden (1 Hz:  $p = 0,002$  | 1 Hz+:  $p = 0,082$ ). Dieser Zusammenhang wurde bei der Implantation mit 6 Hz nicht beobachtet ( $p = 0,346$ ).

und Pinnacle®-Standardpfannen ( $\approx 4$  mm) durchgeführt wurde (Tabelle 5.2). Die Pfanne mit variabler Wandstärke deformierte sich stärker als die dünnwandige Pfanne und weniger stark als die Standardpfanne (Standard:  $p = 0,004$  | dünnwandig:  $p = 0,016$ ). Gleiches Verhalten, ohne jedoch durchgehende Signifikanz zu erreichen, konnte für die Primärstabilität (Standard:  $p = 0,122$  | dünnwandig:  $p = 0,037$ ), den Polspalt (Standard:  $p = 0,023$  | dünnwandig:  $p = 0,139$ ) und den SCC (Standard:  $p = 0,296$  | dünnwandig:  $p = 0,266$ ) beobachtet werden. Die Pfannenrelaxation – bestimmt über das lineare Regressionsmodell – zeigte die geringsten Relaxationen  $\Delta\varepsilon_{rel}$  für die dünnwandige Pfanne, gefolgt von der variablen Pfanne und die höchsten Relaxationen für die Standardpfanne. Der Pressfit  $T_{Pf}$  ( $p = 0,139$ ) und die Kontaktfläche  $A_{Pf}$  ( $p = 0,954$ ) waren dagegen bei allen drei Pfannen gleich ausgeprägt.

**Tabelle 5.2:** Ergebnisse der Pfanne mit variabler Wandstärke im Vergleich zur dünnwandigen Pfanne und Standardpfanne aus Kapitel 3. Die Daten sind angegeben als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung, bzw. Median [Min-Max].

	Dünnwandig	Variabel	Standard
<b>Aushebelmoment</b> $M_A$ /Nm	$22,9 \pm 6,4$	$15,3 \pm 7,0$	$10,2 \pm 4,8$
<b>Deformation</b> $ d_{rel} $ / $\mu\text{m}$	115,3 [55,9-424,6]	62,0 [15,3-148,7]	23,6 [13,5-52,3]
<b>Relaxation</b> $\Delta\varepsilon_{rel}$ /%	11,2	15,5	26,1
<b>Polspalt</b> $s_P$ /mm	0,7 [0,2-1,7]	1,0 [0-4,2]	1,9 [0,9-3,4]
<b>SCC</b>	1,9 [1,7-5,5]	2,9 [1,1-9,1]	3,2 [1,6-9,9]

## 5.4 Diskussion

Die Sektion der Acetabula ermöglichte die Analyse der durch die Implantation der Pfanne verursachten Knochenschäden, ohne dass die Ergebnisse durch die Pfannenextraktion verfälscht wurden. Dies führte jedoch gleichzeitig zu einer größeren Abweichung vom erwarteten Deformationsmuster für die seziierten Acetabula. Infolgedessen befanden sich beide DMS nicht am Ort der Dehnungsspitzen, sodass für die seziierten Acetabula geringere Pfannendehnungen gemessen wurden. Während für die  $\mu$ CT-Untersuchung ein kleines Knochenstück benötigt wurde, kann die Verwendung anderer Geräte mit größerem Scan-Volumen die Sektion der Acetabula in nur zwei Stücke ermöglichen, wodurch Artefakte weiter reduziert werden. Zusätzlich kann die Einbettung der seziierten Acetabula ebenfalls zu den geringeren Dehnungen beigetragen haben. Da bei den anderen untersuchten Parametern kein Unterschied zwischen seziierten und nativen Acetabula festgestellt wurde, wurden die Daten zusammengeführt. Bei der in-vitro Abbildung der in-vivo Situation muss berücksichtigt werden, dass die Acetabula in einem starren Testrahmen fixiert waren. Das die Hüfte umgebende Weichteilgewebe, das die Implantationskräfte und die auftretenden Knochenschäden beeinflussen kann, wurde nicht nachgeahmt [261].

Die Hochfrequenzimplantation bei 6 Hz übte weniger Kraft auf den Knochen aus, erforderte aber eine höhere Anzahl an Schlägen zum Erreichen der endgültigen Position. Es konnte kein statistisch signifikanter Anstieg der Primärstabilität beobachtet werden, aber die Studie ist aufgrund der limitierten Verfügbarkeit und der hohen Varianz des menschlichen Knochens durch eine geringe statistische Trennschärfe begrenzt. Trotz der geringen Trennschärfe sind die Ergebnisse insofern bemerkenswert, als höhere Pressfits bei der 6 Hz-Implantation nicht mit großen Polspalten einhergingen und dass im Gegensatz zur Referenz- und Überimplantation ein vollständiger Sitz der Pfanne bei geringerer Knochenschädigung erreicht wurde. Die 6 Hz-Implantation profitierte von der unterschiedlichen elastischen Reaktion des Knochens, die zu einer größeren Relaxation zwischen den Schlägen und einer geringeren plastischen Knochendeformation führte. Der Vorteil der Hochfrequenzimplantation wird durch frühere Erkenntnisse über das Ermüdungsverhalten des Knochens bestätigt, die höhere Risswachstumsraten bei Frequenzen von 1 Hz im Vergleich zu zyklischen Belastungen von 5–10 Hz zeigen [107, 108]. Während die Implantation bei 1 Hz im Bereich der manuell anwendbaren Frequenzen liegt, ist für höhere Implantationsfrequenzen ein automatisiertes Einschlagsystem erforderlich. Dies bietet den zusätzlichen Vorteil, dass die chirurgischen Unterschiede selbst zwischen erfahrenen Chirurgen verringert werden [35] und es zu einer geringeren Ermüdung und damit verbundenen Verletzungen im Operationssaal kommen kann [262]. Gleichzeitig erschwert die

Anwendung eines automatisierten Einschlagsystems – insbesondere unter Verwendung hoher Frequenzen – die haptische sowie visuelle Beurteilung des Setzvorgangs. Die Auswirkungen des Überschlags bei einer Implantationsfrequenz von 6 Hz sind nicht untersucht worden, könnten aber von den geringeren Implantationskräften profitieren. Laut Herstellerspezifikation beträgt die Energie des Einschlägers unabhängig von der verwendeten Frequenz 3,5 J, was in dieser Studie jedoch nicht überprüft wurde. Während die Vorteile der Hochfrequenzimplantation nachgewiesen wurden, muss die Frage nach der optimalen Implantationsfrequenz noch in künftigen Studien geklärt werden. Im Hinblick auf das bereits nachgewiesene Potenzial einer Frequenz von 70 Hz das intraoperative Frakturrisiko zu senken und die Stabilität von Hüftschäften zu erhöhen [202], scheinen insbesondere höhere Frequenzen vielversprechend zu sein.

Eine Überimplantation führte zu einer stärkeren Knochenschädigung und einer geringeren Primärstabilität. Dieses Ergebnis stimmt mit Messungen an synthetischen Knochenmodellen überein, die zeigten, dass eine Überimplantation die Dehnung der Pfanne und die Primärstabilität reduzierte [199]. Die bei überimplantierten Pfannen beobachteten höheren plastischen Knochendeformationen lassen vermuten, dass die abschließenden Schläge die Knochenschädigung begünstigten. Dies wird insbesondere durch die nur in dieser Gruppe gefundenen Mikrostrukturänderungen untermauert. Klinisch gesehen ist das Abbruchkriterium für die Implantation eine Kombination aus dem wahrgenommenen Setzfortschritt und der erreichten Position der Pfanne. Allerdings verfügt der Chirurg noch nicht über eine Echtzeit-Kontrolle des Setzvorgangs. Außerdem kommt es während der Operation zu weiteren Bewegungen der fest im Knochen verankerten Pfanne, da das Becken im Gegensatz zu der im Studienaufbau fest verankerten Einbettung flexibler gelagert ist. Die Frage, wann die Implantation zu beenden ist, ist daher schwer zu beurteilen und hängt hauptsächlich vom haptischen, visuellen und akustischen Feedback sowie von der praktischen Erfahrung des Chirurgen ab. Bei der intraoperativen Setzkontrolle sollte der verbleibende Polspalt berücksichtigt werden. Frühere Studien haben gezeigt, dass ein geringer Polspalt von weniger als 2 mm einer frühen Migration entgegenwirkt [218]. Dieser wurde sowohl bei der Referenz- als auch bei der Überimplantation nicht immer erreicht. Dies deutet auf einen unzureichenden Energieeintrag bei der gewählten Kombination aus Implantationsfrequenz und Systemsteifigkeit hin. Gleichzeitig kann ein erhöhter Energieeintrag einen zusätzlichen negativen Effekt auf die Knochenschädigung haben. Hier zeigten sich die Vorteile der Implantation bei 6 Hz besonders deutlich.

Unabhängig vom Implantationsverfahren wurde die Primärstabilität hauptsächlich durch die Knochenqualität und den Knochen-Implantat-Kontakt beeinflusst, wie bereits früher beobachtet [145, 153, 156]. Der nominale Pressfit war bei allen Acetabula gleich, aber

die Implantation der Pfanne führte zu leichten Unterschieden beim tatsächlich erreichten Pressfit. Ein höherer Pressfit kann die Stabilität verbessern, kann aber auch zu einem unzureichenden Sitz der Pfanne führen, wenn die Implantationsenergie nicht hinreichend ist. Außerdem kann ein höherer Pressfit zu einer stärkeren plastischen Verformung des Knochens beitragen, wodurch der effektive Pressfit verringert wird [173, 217]. Da die Pfannen entweder ausgehebelt wurden oder eine  $\mu$ CT-Analyse durchgeführt wurde, konnte kein direkter Zusammenhang zwischen der plastischen Knochendeformation und der Primärstabilität hergestellt werden. Die tieferen plastischen Knochendeformationen verringern den effektiven Pressfit und damit die theoretisch erreichbare Primärstabilität, während die erreichte Kontaktfläche und die Knochenqualität die beobachteten Unterschiede zwischen den Implantationsverfahren statistisch nicht erklären.

Die in der Studie verwendete Pfanne mit variabler, zum Pol reduzierter Wandstärke wurde auf Basis der Ergebnisse aus Kapitel 4.2 mit dem Ziel einer zum Standarddesign verbesserten Primärstabilität und geringeren Pfannendeformation implantiert. Das variable Pfannendesign konnte dies in-vitro bestätigen und kann allgemein als Übergang zwischen dünnwandigem und Standarddesign angesehen werden. In Bezug auf das Standard-Design zeigte es höhere Primärstabilität, erreichte aber nicht die Primärstabilität des dünnwandigen Designs. Gleichzeitig kann die Deformation der Pfanne verringert werden, wenn die Wandstärke nicht vollständig reduziert wird, sondern am Rand auf dem Standardmaß belassen wird. Insbesondere die Verwendung hoher Pressfits stellt aber weiterhin ein Risiko für übermäßig deformierte Pfannen dar. Können Komplikationen aufgrund von Pfannendeformationen ausgeschlossen werden, bleibt das dünnwandige Pfannendesign allen anderen überlegen. Beim Vergleich der drei Pfannen ist es wichtig, das leicht unterschiedliche Studiendesign zu beachten. Erstens wurde die Implantation gestoppt, wenn der Setzvorgang der Pfanne weniger als 0,2 mm betrug (Kapitel 3:  $<0,1$  mm). Zweitens wurden zusätzlich zur Implantation bei 1 Hz zwei weitere Modi verwendet (1 Hz + 10 Schläge, 6 Hz). Drittens wurde die Hälfte der Acetabula für die  $\mu$ CT-Analyse präpariert.

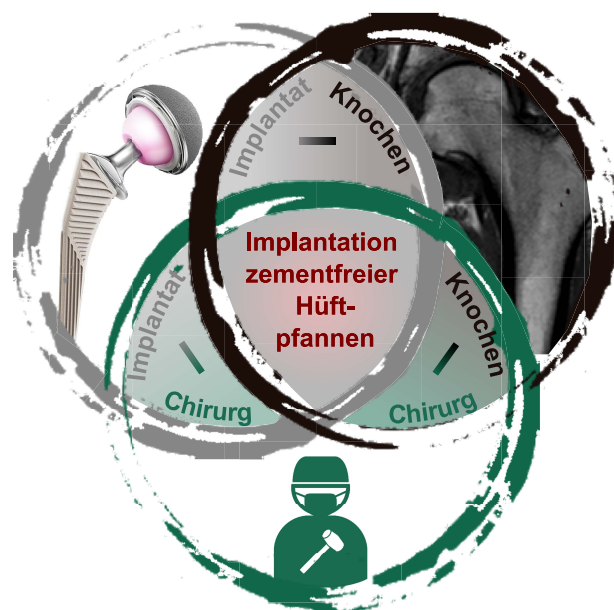
### **Fazit**

Der Chirurg sollte die Implantation beenden, sobald die Pfanne ihre angestrebte Position erreicht hat. Ein weiteres Einschlagen vergrößert die Knochenschädigung, verringert dadurch die Primärstabilität und muss vermieden werden. Automatisierte Einschlagsysteme bieten die Möglichkeit einer Hochfrequenzimplantation, deren Potenzial zur Reduzierung von Knochenschäden, geringeren Implantationskräften und damit erhöhter Primärstabilität gezeigt wurde.



## 6 Klinische Bedeutung

Die klinische Motivation dieser Arbeit war es, die Revisionsraten zementfreier Pressfit-Pfannen durch eine Verbesserung der Primärstabilität nach der Implantation zu senken. Die weltweiten Registerdaten und guten ODEP-Bewertungen verdeutlichen, dass die heute verwendeten Implantate bei einem großen Patientenkollektiv funktionieren und Revisionen nur selten direkt auf ein Implantatversagen zurückzuführen sind [5, 9, 10, 30]. Der Forschungsschwerpunkt dieser Arbeit lag daher auf den während der Implantation entstehenden Interaktionen zwischen Chirurg, Knochen und Implantat (Abbildung 6.1). Die Ergebnisse und Schlussfolgerungen beruhen auf in-vitro Experimenten und in-silico Modellen, mit denen die komplexen Vorgänge während und nach der Implantation in der klinischen Anwendung abgebildet werden. Inwieweit die Ergebnisse auf die klinische Anwendung direkt übertragbar sind, gilt es zu überprüfen. Hierzu kann die steigende Granularität der Register hilfreich sein.



**Abbildung 6.1:** Das erfolgreiche Zusammenspiel der Komponenten Implantat, Knochen und Chirurg ist essentiell für die klinisch erfolgreiche Implantation zementfreier Hüftpfannen.

## 6.1 Interaktion Implantat – Knochen

Die Primärstabilität von Pressfit-Pfannen basiert auf einem Kraft-Reibschluss zwischen Implantat und Knochen, der von der nominellen Unterfräsung des Knochens abhängig ist. Die beiden interagierenden Komponenten Knochen und Implantat beeinflussen den Kraft-Reibschluss zusätzlich durch ihre Oberflächenrauigkeit und Steifigkeit. Darüber hinaus sind die auf die Pfanne wirkenden Kräfte aufgrund des viskoelastischen Materialverhaltens des Knochens zeitabhängig. Die viskoelastischen Materialeigenschaften des Beckens wurden innerhalb dieser Arbeit erstmals genauer bestimmt und ein Materialmodell kalibriert. Die erfolgreiche Implementierung dieser viskoelastischen Materialparameter in ein validiertes FE-Modell zur quasi-statischen Implantation einer Pressfit-Pfanne in ein humanes Acetabulum ermöglichte die numerische Untersuchung einer Vielzahl von Pfannendesigns. Im Anschluss an die Implantation konnte eine Relaxation der Pfannendeformation von 10–30 % innerhalb von 300 s beobachtet werden. Dabei sank die Relaxation mit abnehmender Pfannensteifigkeit. Niedrige Relaxationen halten den Kraft-Reibschluss nach der Implantation auf einem höheren Niveau als hohe Relaxationen, wodurch sich das Verhältnis von Primärstabilität zu Implantationskraft verbessert. Mit dem Ziel einer hohen Primärstabilität bei geringen Implantationskräften können insbesondere 2,8 mm dünnwandige Pfannen, Pfannen mit variabler Wandstärke von 2,8 mm am Pol und 3,8 mm am Rand sowie Pfannen mit anatomischer Ausformung klinisch empfohlen werden. Dabei ist jedoch auch zu beachten, dass die Deformation der dünnwandigen Pfannen aufgrund ihrer geringeren Steifigkeit erhöht wird. Wird das Verhältnis aus Deformation zu Primärstabilität betrachtet, zeigt sich eine Überlegenheit der Pfannen mit variabler Wandstärke von 2,8 mm am Pol und 3,8 mm am Rand sowie Pfannen mit anatomischer Ausformung. Bei allen Pfannen mit geringer Steifigkeit ist es jedoch wichtig, den Knochen im Verhältnis zum Implantatdurchmesser nur geringfügig zu unterfräsen, insbesondere Knochen mit hoher Mineraleichte. Zur Vorbeugung von Problemen beim Einsetzen des Inlays sollte der Pfanne eine Relaxationszeit von 1–2 Minuten ermöglicht werden.

## 6.2 Interaktion Chirurg – Implantat

Der für den Kraft-Reibschluss maßgebende Pressfit wird neben der Unterfräsung durch den Energieeintrag in das System während der chirurgischen Implantation und der damit verbundenen Implantatposition beeinflusst. Mit zunehmender Implantationstiefe steigt der nominale Pressfit und damit theoretisch auch die Primärstabilität der Pfanne. Die

maximal erreichbare Primärstabilität ist daher von der gewählten Unterfräsung abhängig, und wird bei vollständigem Setzen des Implantats erreicht. Durch einen unzureichenden Energieeintrag kann jedoch eine geringere Implantationstiefe mit reduziertem Pressfit resultieren. In dieser Arbeit wurde gezeigt, dass sich – bei konstantem Energieeintrag über ein automatisiertes Implantationssystem – Pfannen mit 3 mm Wandstärke schneller und tiefer setzten als Pfannen mit 4 mm Wandstärke und die Primärstabilität verbesserten. Wie die numerische Analyse zeigte, kann eine Erhöhung der Implantationsenergie den Polspalt dickwandiger Designs verringern und die Primärstabilität erhöhen. Dennoch steigt das Risiko einer unzureichend gewählten Implantationsenergie mit zunehmender Steifigkeit der Pfanne, insbesondere bei hohen Knochenmineraldichten und hohen Pressfits. Dünnwandige Pfannen können darüber hinaus das visuelle und haptische Feedback für den Chirurgen verbessern. Die dünnwandigen Pfannen werden von den Chirurgen auch in der Klinik sehr gut angenommen. In Deutschland ist die dünnwandige Allofit (IT)-Pfanne (Zimmer Biomet, Warsaw, IN, US) die mit Abstand am häufigsten implantierte Pfanne [5]. Gemeinsam mit der ähnlich designten Plasmafit-Pfanne (Aesculap, Tuttlingen, BW, DE) erreichen sie inzwischen einen Anteil an den gemeldeten zementfreien Hüftpfannen von 50 % und eine unterdurchschnittliche Ausfallwahrscheinlichkeit nach 6 Jahren [5].

### **6.3 Interaktion Chirurg – Knochen**

Die Spannungsrelaxation des acetabulären Knochens beeinflusst nicht nur das statische Knochen-Implantat-System nach der Implantation, sondern auch die dynamische Implantation der Pfanne durch den Chirurgen. So beeinflusst die Viskoelastizität die beim Implantationsschlag vorliegende Steifigkeit und damit auch die resultierende elastische und plastische Knochendeformation. Insbesondere Letztere reduziert den effektiven Pressfit und sollte daher vermieden werden. Es hat sich gezeigt, dass eine Steigerung der Implantationsfrequenz von 1 Hz auf 6 Hz – unter Verwendung eines automatisierten Einschlagssystems – die Steifigkeit des Systems erhöht, plastische Knochenschäden reduziert und die Primärstabilität verbessert. Insbesondere bei Knochen mit geringer Mineraldichte treten vermehrt plastische Knochenschäden auf. Daher gilt hier auf eine besonders schonende Implantation zu achten. Zur Vermeidung unnötiger Knochenschäden muss die Implantation der Pressfit-Pfanne beendet werden, sobald nahezu kein Setzfortschritt der Pfanne zu verzeichnen ist. Der Chirurg kann hierbei meist nur auf seine haptischen, visuellen und auditiven Wahrnehmungen zurückgreifen. Dünnwandige Pfannen mit geringerer Steifigkeit können durch ihr schnelleres Setzen mit einem ausgeprägterem Wechsel zwischen Setzfort-

schritt und Setzstopp insbesondere die haptische und visuelle Wahrnehmung während der Implantation verbessern. Bei der Verwendung eines automatisierten Einschlagsystems ist es zudem denkbar, dass die knochenschonendere Hochfrequenz-Implantation die negativen Auswirkungen eines Überschlagens teilweise kompensieren kann.

## 6.4 Fazit

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen die außerordentliche Bedeutung eines auf den Knochen optimierten Implantationsprozesses. Da dieser Prozess derzeit wenig kontrolliert abläuft und von Chirurg zu Chirurg stark variiert, ist zur Verbesserung der klinischen Ergebnisse eine standardisierte Implantationstechnik zu empfehlen. Dabei bleibt insbesondere die Frage nach der optimalen Implantationsfrequenz und dem optimalen Energieeintrag zu beantworten, um eine knochenschonende Implantation zu gewährleisten.

Auf der Grundlage dieser Arbeit können dem Chirurgen die folgenden Erkenntnisse vermittelt werden:

1. Das viskoelastische Verhalten führt zu einer Pfannenrelaxation von bis zu 30 % nach 5 min. Diese Zeitspanne kann genutzt werden, um die Pfannendeformation vor Einbringen des Inlays zu verringern.
2. Dünnwandige Pfannen zeigen das beste Setzverhalten und die höchste Primärstabilität sowie die kleinsten Implantationskräfte. Sie profitieren dabei insbesondere von geringen Relaxationen.
3. Besonderes Augenmerk ist auf eine knochenschonende Implantationsmethode zu legen. Übermäßige Schläge, bei einer bereits ausreichend gesetzten Pfanne, sind zu vermeiden und die Anwendung automatisierter Einschlagsysteme mit hohen Frequenzen ist zu bevorzugen.

# Literatur

- [1] Walter de Gruyter GmbH. *Pschyrembel Online*. Berlin (2022).
- [2] Statistisches Bundesamt. „Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern“ (2022). URL: [https://www.gbe-bund.de/gbe/pkg\\_isgbe5.prc\\_menu\\_olap?p\\_uid=gast&p\\_aid=93226910&p\\_sprache=D&p\\_help=2&p\\_indnr=662&p\\_indsp=&p\\_ansnr=41753778&p\\_version=7](https://www.gbe-bund.de/gbe/pkg_isgbe5.prc_menu_olap?p_uid=gast&p_aid=93226910&p_sprache=D&p_help=2&p_indnr=662&p_indsp=&p_ansnr=41753778&p_version=7). (besucht am 03.10.2022).
- [3] Organisation for Economic Co-operation and Development. „OECD Health Statistics 2022“ (2022). URL: <https://www.oecd.org/els/health-systems/health-data.htm>. (besucht am 07.11.2022).
- [4] Statistisches Bundesamt. „Bevölkerungsvorausberechnung für Deutschland“ (2022). URL: <https://service.destatis.de/bevoelkerungspyramide/#!y=2020>. (besucht am 11.03.2022).
- [5] A. Grimberg, J. Lützner, O. Melsheimer, M. M. Morlock und A. Steinbrück. *Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) - Jahresbericht 2022*. (2022).
- [6] A. Konnopka, N. Jerusel und H. H. König. „The health and economic consequences of osteopenia- and osteoporosis-attributable hip fractures in Germany: Estimation for 2002 and projection until 2050“. In: *Osteoporosis International* 20.7 (2009), S. 1117–1129.
- [7] R. Burge, B. Dawson-Hughes, D. H. Solomon, J. B. Wong, A. King und A. Tosteson. „Incidence and economic burden of osteoporosis-related fractures in the United States, 2005-2025“. In: *Journal of Bone and Mineral Research* 22.3 (2007), S. 465–475.
- [8] J. Kärrholm, C. Rogmark, E. Naucmér, J. Nätman, J. Vinblad, M. Mohaddes und O. Rolfson. „Swedish Hip Arthroplasty Register - Annual report 2019“ (2019).
- [9] Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry (AOAN-JRR). *Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2021 Annual Report*. Adelaide (2021).

- [10] National Joint Registry (NJR). „18th Annual Report 2021“ (2021).
- [11] World Health Organization. „The burden of musculoskeletal conditions at the start of the new millenium: report of a WHO scientific group“ (2003).
- [12] A. D. Woolf und B. Pfleger. „Burden of major musculoskeletal conditions.“ In: *Bulletin of the World Health Organization* 81.9 (2003), S. 646.
- [13] J. Fuchs, R. Kuhnert und C. Scheidt-Nave. „12-month prevalence of osteoarthritis in Germany“. In: *Journal of Health Monitoring* 2.3 (2017).
- [14] I. F. Petersson und L. T. Jacobsson. „Osteoarthritis of the peripheral joints“. In: *Best Practice and Research. Clinical Rheumatology* 16.5 (2002), S. 741–760.
- [15] R. Chidambaram und A. G. Cobb. „Change in the age distribution of patients undergoing primary hip and knee replacement over 13 years - An increase in the number of younger men having hip surgery.“ In: *Orthopaedic Proceedings* 91-B.1 (2009), S. 152.
- [16] M. L. Wolford, K. Palso und A. Bercovitz. „Hospitalization for total hip replacement among inpatients aged 45 and over: United States, 2000-2010“. In: *NCHS Data Brief* 186 (2015).
- [17] Johns Hopkins Medicine. „Hip Replacement Surgery“ (2022). URL: <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/hip-replacement-surgery>. (besucht am 23.11.2022).
- [18] Endoprothesenregister Deutschland. „Ziele des EPRD“. URL: <https://www.eprd.de/de/ueber-uns/organisation/ziele-des-eprd>. (besucht am 11.03.2022).
- [19] A. W-Dahl, J. Kärrholm, C. Rogmark, E. Naucler, J. Nätman, E. Bülow, M. Mohaddes, M. Sundberg und O. Rolfson. „The Swedish Arthroplasty Register. Annual Report 2021“ (2022).
- [20] Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry (AOAN-JRR). *Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2017 Annual Report*. Adelaide (2017).
- [21] R. M. Pilliar, J. M. Lee und C. Maniopoulos. „Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants“. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 208 (1986), S. 108–113.
- [22] M. Jasty, C. Bragdon, D. Burke, D. O’Connor, J. Lowenstein und W. H. Harris. „In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions“. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 79.5 (1997), S. 707–714.

- [23] J. E. Bechtold, V. Kubic und K. Søballe. „Bone ingrowth in the presence of particulate polyethylene“. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery - Series B* 84.6 (2002), S. 915–919.
- [24] B. G. Pijls, M. J. Nieuwenhuijse, M. Fiocco, J. W. Plevier, S. Middeldorp, R. G. Nelissen und E. R. Valstar. „Early proximal migration of cups is associated with late revision in THA: A systematic review and meta-analysis of 26 RSA studies and 49 survival studies“. In: *Acta Orthopaedica* 83.6 (2012), S. 583–591.
- [25] J. H. Dumbleton, M. T. Manley und A. A. Edidin. „A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty“. In: *The Journal of Arthroplasty* 17.5 (2002), S. 649–661.
- [26] A. Grimberg, V. Jansson, J. Lützner, O. Melsheimer, M. M. Morlock und A. Steinbrück. *Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) - Jahresbericht 2021*. (2021).
- [27] K. Harris, J. Dawson, E. Gibbons, C. R. Lim, D. J. Beard, R. Fitzpatrick und A. J. Price. „Systematic review of measurement properties of patient-reported outcome measures used in patients undergoing hip and knee arthroplasty.“ In: *Patient related outcome measures* 7 (2016), S. 101–108.
- [28] P. D. Franklin, L. Harrold und D. C. Ayers. „Incorporating patient-reported outcomes in total joint arthroplasty registries: challenges and opportunities“. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 471.11 (2013), S. 3482–3488.
- [29] O. Rolfson, A. Rothwell, A. Sedrakyan, K. E. Chenok, E. Bohm, K. J. Bozic und G. Garellick. „Use of patient-reported outcomes in the context of different levels of data“. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 93 Suppl 3.Suppl 3 (2011), S. 66–71.
- [30] Orthopaedic Data Evaluation Panel. „Find a Product“. URL: <https://www.odep.org.uk/Home.aspx>. (besucht am 11.03.2022).
- [31] DePuy Synthes - J&J Medical Devices. „Hip Replacement Prosthesis - Femoral Stem“.
- [32] S. T. Sinclair, A. K. Klika, Y. Jin, N. S. Piuze, G. J. Strnad, P. D. Patel, T. G. Murray, R. M. Molloy, K. L. Stearns, V. E. Krebs, N. W. Mesko, M. R. Bloomfield, K. P. Spindler und C. A. Higuera. „The Impact of Surgeon Variability on Patient-Reported Outcomes in Total Hip Arthroplasty“. In: *The Journal of Arthroplasty* 0.0 (2022).

- [33] C. Garriga, J. Leal, M. T. Sánchez-Santos, N. Arden, A. Price, D. Prieto-Alhambra, A. Carr, A. Rangan, C. Cooper, G. Peat, R. Fitzpatrick, K. Barker und A. Judge. „Geographical Variation in Outcomes of Primary Hip and Knee Replacement“. In: *JAMA Network Open* 2.10 (2019), e1914325–e1914325.
- [34] A. Grimberg, V. Jansson, T. Liebs, O. Melsheimer und A. Steinbrück. *Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) - Jahresbericht 2017*. (2018).
- [35] T. Konow, J. Bätz, D. Beverland, T. Board, F. Lampe, K. Püschel und M. M. Morlock. „Variability in femoral preparation and implantation between surgeons using manual and powered impaction in total hip arthroplasty“. In: *Arthroplasty Today* 14 (2022), S. 14–21.
- [36] H.-J. Appell und C. Stang-Voss. „Funktionelle Anatomie des Bewegungsapparates“. In: *Funktionelle Anatomie: Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung*. 4. Aufl. Springer. Berlin, Heidelberg (2008).
- [37] L. Claes, P. Kirschner, C. Perka und M. Rudert. *AE-Manual der Endoprothetik: Hüfte und Hüftrevision*. Springer. Berlin, Heidelberg (2011).
- [38] J. Kirsch, C. A. May, D. Lorke, A. Winkelmann, W. Schwab, G. Herrmann und R. Funk. *Taschenlehrbuch Anatomie*. 1. Aufl. Georg Thieme Verlag. Stuttgart (2011).
- [39] B. N. Tillmann und F. Eckstein. „Knochen, Gelenke, Muskeln“. In: *Anatomie*. Springer. Berlin, Heidelberg (2010), S. 76–307.
- [40] F. H. 1. Martini, M. J. Timmons und R. B. Tallitsch. „Das Hüftgelenk“. In: *Anatomie*. 6. Aufl. Pearson Deutschland. (2012).
- [41] S. Hackl, P. Augat und J. Friederichs. „Biomechanik von Becken- und hüftnahen Frakturen“. In: *Orthopädische und Unfallchirurgische Praxis* 9 (2020), S. 68–73.
- [42] I. Schleicher, O. Kilian und R. Schnettler. „Die primäre Endoprothetik des Hüftgelenkes“. In: *Endoprothetik*. De Gruyter. Berlin, Boston (2013), S. 99–127.
- [43] J. W. Wannop, J. T. Worobets und D. J. Stefanyshyn. „Normalization of ground reaction forces, joint moments, and free moments in human locomotion“. In: *Journal of Applied Biomechanics* 28.6 (2012), S. 665–676.
- [44] Q. Mei, J. Fernandez, W. Fu, N. Feng und Y. Gu. „A comparative biomechanical analysis of habitually unshod and shod runners based on a foot morphological difference“. In: *Human Movement Science* 42 (2015), S. 38–53.
- [45] H. McKay, G. Tsang, A. Heinonen, K. MacKelvie, D. Sanderson und K. M. Khan. „Ground reaction forces associated with an effective elementary school based jumping intervention“. In: *British Journal of Sports Medicine* 39.1 (2005), S. 10–14.

- [46] J. Nilsson und A. Thorstensson. „Ground reaction forces at different speeds of human walking and running“. In: *Acta Physiologica Scandinavica* 136.2 (1989), S. 217–227.
- [47] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss und G. N. Duda. „Hip contact forces and gait patterns from routine activities“. In: *Journal of Biomechanics* 34.7 (2001), S. 859–871.
- [48] G. Bergmann, F. Graichen und A. Rohlmann. „Hip joint loading during walking and running, measured in two patients“. In: *Journal of Biomechanics* 26.8 (1993), S. 969–990.
- [49] R. Lüllmann-Rauch. „Taschenlehrbuch Histologie“. In: *Taschenlehrbuch Histologie*. 3. Aufl. Georg Thieme Verlag. Stuttgart (2009).
- [50] D. D. Chiras. „The Skeletal System“. In: *Human Body Systems: Structure, Function, and Environment*. 2. Aufl. Jones & Bartlett Learning. Burlington (2013), S. 91–96.
- [51] R. Flindt. *Amazing Numbers in Biology*. 1. Aufl. Springer. Berlin Heidelberg (2006), S. 295.
- [52] W. Linß und J. Fanghänel. „Gewebe“. In: *Histologie*. De Gruyter. Berlin, New York (1999), S. 39–93.
- [53] H. Dittrich, M. Schimmack und C.-H. Siemsen. „Bindegewebe, Knochen und Gelenke“. In: *Orthopädische Biomechanik: Einführung in die Endoprothetik der Gelenke der unteren Extremitäten*. 1. Aufl. Springer. Vieweg, Berlin, Heidelberg (2019), S. 22–36.
- [54] H.-P. Elsässer. „Das Knochengewebe“. In: *Allgemeine Histologie: Ein Kursbegleiter für Humanbiologen mit Atlasteil*. 1. Aufl. Springer. Berlin, Heidelberg (2021), S. 131–152.
- [55] C.-H. Bley, M. Centgraf, A. Cieslik, J. Hack und L. Hohloch. „Binde-, Stütz- und Fettgewebe“. In: *I care Anatomie Physiologie*. 1. Aufl. Georg Thieme Verlag. Stuttgart (2015), S. 84–89.
- [56] Visible Body. „Kenntnis der Skelettanatomie | Knochenarten“ (2021). URL: <https://www.visiblebody.com/de/learn/skeleton/types-of-bones>. (besucht am 08.11.2022).
- [57] J. Wolff. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. 1. Aufl.; Pro Business. Berlin (2010).

- [58] H. A. C. Jacob. „Materialverhalten (Knochen und Implantatwerkstoffe) bei mechanischer Beanspruchung“. In: *Orthopädie und Unfallchirurgie*. Springer. Berlin, Heidelberg (2011), S. 29–47.
- [59] H. A. Jacob, A. H. Huggler, C. Dietschi und A. Schreiber. „Mechanical function of subchondral bone as experimentally determined on the acetabulum of the human pelvis“. In: *Journal of Biomechanics* 9.10 (1976), S. 625–627.
- [60] E. Schileo, E. Dall’Ara, F. Taddei, A. Malandrino, T. Schotkamp, M. Baleani und M. Viceconti. „An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models“. In: *Journal of Biomechanics* 41.11 (2008), S. 2483–2491.
- [61] E. Schileo, F. Taddei und M. Baleani. „Letter to the Editor referring to the article ‘Some basic relationship between density values in cancellous bone and cortical bone’ published on Journal of Biomechanics (volume 41, Issue 9, Pages 1961–8)“. In: *Journal of Biomechanics* 42.6 (2009), S. 793.
- [62] N. A. Johanson, M. E. Charlson, L. Cutignola, M. Neves, E. F. DiCarlo und P. G. Bullough. „Femoral neck bone density: Direct measurement and histomorphometric validation“. In: *The Journal of Arthroplasty* 8.6 (1993), S. 641–652.
- [63] P. Zioupos, R. B. Cook und A. Coats. „Bone quality issues an matrix properties in OP cancellous bone“. In: *Studies in Health Technology and Informatics* 133 (2008), S. 238–245.
- [64] P. Zioupos und R. Aspden. „Density, material quality and quantity issues in OP cancellous bone“. In: *Proceedings of the 12th Conference of the European Society of Biomechanics* (2000), S. 327.
- [65] P. Zioupos, R. B. Cook und J. R. Hutchinson. „Some basic relationships between density values in cancellous and cortical bone“. In: *Journal of Biomechanics* 41.9 (2008), S. 1961–1968.
- [66] G. J. Adams, R. B. Cook, J. R. Hutchinson und P. Zioupos. „Bone apparent and material densities examined by cone beam computed tomography and the Archimedes technique: comparison of the two methods and their results“. In: *Frontiers in Mechanical Engineering* 3 (2018), S. 23.
- [67] M. Hahn, M. Vogel, M. Pompesius-Kempa und G. Delling. „Trabecular bone pattern factor - a new parameter for simple quantification of bone microarchitecture“. In: *Bone* 13.4 (1992), S. 327–330.

- [68] A. Odgaard. „Three-dimensional methods for quantification of cancellous bone architecture“. In: *Bone* 20.4 (1997), S. 315–328.
- [69] T. P. Harrigan und R. W. Mann. „Characterization of microstructural anisotropy in orthotropic materials using a second rank tensor“. In: *Journal of Materials Science* 19.3 (1984), S. 761–767.
- [70] H. Du, K. Mohanty und M. Muller. „Microstructural characterization of trabecular bone using ultrasonic backscattering and diffusion parameters“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 141.5 (2017), EL445–EL451.
- [71] G. Maquer, S. N. Musy, J. Wandel, T. Gross und P. K. Zysset. „Bone volume fraction and fabric anisotropy are better determinants of trabecular bone stiffness than other morphological variables“. In: *Journal of Bone and Mineral Research* 30.6 (2015), S. 1000–1008.
- [72] T. Hildebrand und P. Rüegsegger. „A new method for the model-independent assessment of thickness in three-dimensional images“. In: *Journal of Microscopy* 185.1 (1997), S. 67–75.
- [73] I. H. Parkinson und N. L. Fazzalari. „Interrelationships between structural parameters of cancellous bone reveal accelerated structural change at low bone volume“. In: *Journal of Bone and Mineral Research* 18.12 (2003), S. 2200–2205.
- [74] J. Currey. „The structure and mechanical properties of bone“. In: *Bioceramics and their Clinical Applications* (2008), S. 3–27.
- [75] X. N. Dong, R. L. Acuna, Q. Luo und X. Wang. „Orientation dependence of progressive post-yield behavior of human cortical bone in compression“. In: *Journal of Biomechanics* 45.16 (2012), S. 2829–2834.
- [76] M. J. Mirzaali, J. J. Schwiedrzik, S. Thaiwichai, J. P. Best, J. Michler, P. K. Zysset und U. Wolfram. „Mechanical properties of cortical bone and their relationships with age, gender, composition and microindentation properties in the elderly“. In: *Bone* 93 (2016), S. 196–211.
- [77] D. T. Reilly und A. H. Burstein. „The elastic and ultimate properties of compact bone tissue“. In: *Journal of Biomechanics* 8.6 (1975), S. 393–405.
- [78] E. F. Morgan, G. U. Unnikrisnan und A. I. Hussein. „Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States“. In: *Annual Review of Biomedical Engineering* 20 (2018), S. 119.
- [79] J. Currey. „Incompatible mechanical properties in compact bone“. In: *Journal of Theoretical Biology* 231.4 (2004), S. 569–580.

- [80] R. W. McCalden, J. A. McGlough, M. B. Barker und C. M. Court-Brown. „Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. The relative importance of changes in porosity, mineralization, and microstructure“. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 75.8 (1993), S. 1193–1205.
- [81] M. B. Schaffler und D. B. Burr. „Stiffness of compact bone: effects of porosity and density“. In: *Journal of Biomechanics* 21.1 (1988), S. 13–16.
- [82] J. C. Behrens, P. S. Walker und H. Shoji. „Variations in strength and structure of cancellous bone at the knee“. In: *Journal of Biomechanics* 7.3 (1974), S. 201–207.
- [83] A. Ural und D. Vashishth. „Effects of intracortical porosity on fracture toughness in aging human bone: a microCT-based cohesive finite element study“. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 129.5 (2007), S. 625–631.
- [84] T. L. Turnbull, A. P. Baumann und R. K. Roeder. „Fatigue microcracks that initiate fracture are located near elevated intracortical porosity but not elevated mineralization“. In: *Journal of Biomechanics* 47.12 (2014), S. 3135–3142.
- [85] T. M. Keaveny, E. F. Wachtel, C. M. Ford und W. C. Hayes. „Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus“. In: *Journal of Biomechanics* 27.9 (1994), S. 1137–1146.
- [86] X. E. Guo und S. Goldstein. „Is trabecular bone tissue different from cortical bone tissue?“ In: *Forma* 12 (1997), S. 185–196.
- [87] H. H. Bayraktar, E. F. Morgan, G. L. Niebur, G. E. Morris, E. K. Wong und T. M. Keaveny. „Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue“. In: *Journal of Biomechanics* 37.1 (2004), S. 27–35.
- [88] J. S. Day, M. Ding, P. Bednarz, J. C. van der Linden, T. Mashiba, T. Hirano, C. C. Johnston, D. B. Burr, I. Hvid, D. R. Sumner und H. Weinans. „Bisphosphonate treatment affects trabecular bone apparent modulus through micro-architecture rather than matrix properties“. In: *Journal of Orthopaedic Research* 22.3 (2004), S. 465–471.
- [89] J. C. Rice, S. C. Cowin und J. A. Bowman. „On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density“. In: *Journal of Biomechanics* 21.2 (1988), S. 155–168.
- [90] J. C. Lotz, T. N. Gerhart und W. C. Hayes. „Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur“. In: *Journal of Biomechanics* 24.5 (1991), S. 317–329.

- 
- [91] P. Knauß. „Materialkennwerte und Festigkeitsverhalten des spongiösen Knochengewebes am coxalen Human-Femur“. In: *Biomedical Engineering* 26.9 (1981), S. 200–210.
- [92] D. C. Wirtz, N. Schiffers, T. Pandorf, K. Radermacher, D. Weichert und R. Forst. „Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur“. In: *Journal of Biomechanics* 33 (2000), S. 1325–1330.
- [93] B. N. Achar und J. W. Hanneken. „Microscopic Formulation of Fractional Theory of Viscoelasticity“. In: *Viscoelasticity - From Theory to Biological Applications*. IntechOpen. Rijeka (2012), S. 59–76.
- [94] D. Gross, W. Hauger und P. Wriggers. „Viskoelastizität und Plastizität“. In: *Technische Mechanik* 4. 8. Aufl. Springer. Berlin, Heidelberg (2011), S. 323–376.
- [95] D. Gross, W. Hauger, J. Schröder und E. Werner. „Viskoelastizität und Plastizität“. In: *Formeln und Aufgaben zur Technischen Mechanik 4: Hydromechanik, Elemente der Höheren Mechanik, Numerische Methoden*. 3. Aufl. Springer. Vieweg, Berlin, Heidelberg (2019), S. 285–351.
- [96] W. Voigt. „Ueber die Beziehung zwischen den beiden Elasticitätsconstanten isotroper Körper“. In: *Annalen der Physik* 274.12 (1889), S. 573–587.
- [97] W. Voigt. „Ueber innere Reibung fester Körper, insbesondere der Metalle“. In: *Annalen der Physik* 283.12 (1892), S. 671–693.
- [98] W. Thomson. „Elasticity and Heat“. In: *Encyclopaedia Britannica*. 9. Aufl. Adam und Charles Black. (1887).
- [99] O. E. Meyer. „Theorie der elastischen Nachwirkung“. In: *Annalen der Physik* 227.1 (1874), S. 108–119.
- [100] J. C. Maxwell. „On the dynamical theory of gases“. In: *Philosophical Transactions of the Royal Society of London* 157 (1867), S. 49–88.
- [101] H. F. Brinson und L. C. Brinson. „Nonlinear Viscoelasticity“. In: *Polymer Engineering Science and Viscoelasticity: An Introduction*. Springer US. Boston, MA (2015), S. 339–377.
- [102] O. S. Brüller und H. H. Schmidt. „On the linear viscoelastic limit of polymers - exemplified on poly(methyl methacrylate)“. In: *Polymer Engineering & Science* 19.12 (1979), S. 883–887.

- [103] H. Bertilsson und J.-F. Jansson. „The limits of linear viscoelasticity in poly(methyl methacrylate) and poly(ethyl methacrylate)“. In: *Journal of Applied Polymer Science* 19.7 (1975), S. 1971–1978.
- [104] J. D. Currey. „Strain rate dependence of the mechanical properties of reindeer antler and the cumulative damage model of bone fracture“. In: *Journal of Biomechanics* 22.5 (1989), S. 469–475.
- [105] D. R. Carter und W. C. Hayes. „The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure“. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery* 59.7 (1977).
- [106] R. M. Kulin, F. Jiang und K. S. Vecchio. „Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure“. In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 4.1 (2011), S. 57–75.
- [107] R. K. Nalla, J. J. Kruzic, J. H. Kinney und R. O. Ritchie. „Aspects of in vitro fatigue in human cortical bone: time and cycle dependent crack growth“. In: *Biomaterials* 26.14 (2005), S. 2183–2195.
- [108] T. M. Wright und W. C. Hayes. „The fracture mechanics of fatigue crack propagation in compact bone“. In: *Journal of Biomedical Materials Research* 10.4 (1976), S. 637–648.
- [109] M. A. Biot. „Mechanics of deformation and acoustic propagation in porous media“. In: *Journal of Applied Physics* 33 (1962), S. 1482.
- [110] D. D. Deligianni, A. Maris und Y. F. Missirlis. „Stress relaxation behaviour of trabecular bone specimens“. In: *Journal of Biomechanics* 27.12 (1994), S. 1469–1476.
- [111] R. S. Lakes, J. L. Katz und S. S. Sternstein. „Viscoelastic properties of wet cortical bone - I. Torsional and biaxial studies“. In: *Journal of Biomechanics* 12.9 (1979).
- [112] E. Garner, R. Lakes, T. Lee, C. Swan und R. Brand. „Viscoelastic Dissipation in Compact Bone: Implications for Stress-Induced Fluid Flow in Bone“. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 122.2 (2000), S. 166–172.
- [113] N. Sasaki und A. Enyo. „Viscoelastic properties of bone as a function of water content“. In: *Journal of Biomechanics* 28.7 (1995), S. 809–815.
- [114] H. Zilch, A. Rohlmann, G. Bergmann und R. Kölbl. „Material properties of femoral cancellous bone in axial loading. Part II: Time dependent properties“. In: *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery* 97.4 (1980), S. 257–262.

- [115] C. M. Schoenfeld, E. P. Lautenschlager und P. R. Meyer. „Mechanical properties of human cancellous bone in the femoral head“. In: *Medical and Biological Engineering* 12.3 (1974), S. 313–317.
- [116] R. van Ladeesteijn, H. Leslie, W. A. Manning, J. P. Holland, D. J. Deehan, T. Pandorf und R. M. Aspden. „Mechanical properties of cancellous bone from the acetabulum in relation to acetabular shell fixation and compared with the corresponding femoral head“. In: *Medical Engineering and Physics* 53 (2018), S. 75–81.
- [117] V. Quaglini, V. L. Russa und S. Corneo. „Nonlinear stress relaxation of trabecular bone“. In: *Mechanics Research Communications* 36.3 (2009), S. 275–283.
- [118] K. Manda, R. J. Wallace, S. Xie, F. Levrero-Florencio und P. Pankaj. „Nonlinear viscoelastic characterization of bovine trabecular bone“. In: *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 16.1 (2017), S. 173–189.
- [119] S. M. Bowman, X. E. Guo, D. W. Cheng, T. M. Keaveny, L. J. Gibson, W. C. Hayes und T. A. McMahon. „Creep contributes to the fatigue behavior of bovine trabecular bone“. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 120.5 (1998), S. 647–654.
- [120] E. Yamamoto, R. Paul Crawford, D. D. Chan und T. M. Keaveny. „Development of residual strains in human vertebral trabecular bone after prolonged static and cyclic loading at low load levels“. In: *Journal of Biomechanics* 39.10 (2006), S. 1812–1818.
- [121] S. Xie, K. Manda, R. J. Wallace, F. Levrero-Florencio, A. H. R. Simpson und P. Pankaj. „Time-dependent behaviour of demineralised trabecular bone - Experimental investigation and development of a constitutive model“. In: *Annals of Biomedical Engineering* 45.5 (2017), S. 1219–1226.
- [122] K. Manda, S. Xie, R. J. Wallace, F. Levrero-Florencio und P. Pankaj. „Linear viscoelasticity - bone volume fraction relationships of bovine trabecular bone“. In: *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 15.6 (2016), S. 1631–1640.
- [123] A. N. Natali, E. L. Carniel und P. G. Pavan. „Constitutive modelling of inelastic behaviour of cortical bone“. In: *Medical Engineering and Physics* 30.7 (2008), S. 905–912.
- [124] A. A. Abdel-Wahab, K. Alam und V. V. Silberschmidt. „Analysis of anisotropic viscoelastoplastic properties of cortical bone tissues“. In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 4.5 (2011), S. 807–820.

- [125] N. Sasaki, Y. Nakayama, M. Yoshikawa und A. Enyo. „Stress relaxation function of bone and bone collagen“. In: *Journal of Biomechanics* 26.12 (1993), S. 1369–1376.
- [126] T. Iyo, Y. Maki, N. Sasaki und M. Nakata. „Anisotropic viscoelastic properties of cortical bone“. In: *Journal of Biomechanics* 37.9 (2004), S. 1433–1437.
- [127] T. Iyo, N. Sasaki, Y. Maki und M. Nakata. „Mathematical description of stress relaxation of bovine femoral cortical bone.“ In: *Biorheology* 43.2 (2006), S. 117–132.
- [128] D. E. I. Ramirez, H. J. J. Angeles, C. O. Ruiz, A. V. H. Jacobo und P. A. Ortiz. „Viscoelastic characterization of bovine trabecular bone samples“. In: *International Journal of Mechanical and Mechatronics Engineering* 9.5 (2015).
- [129] R. A. Schapery. „On the characterization of nonlinear viscoelastic materials“. In: *Polymer Engineering & Science* 9.4 (1969), S. 295–310.
- [130] C. Prony, F. Gaspard und R. De Baron. „Essai expérimental et analytique: sur les lois de la dilatabilité de fluides élastique et sur celles de la force expansive de la vapeur de l’alkool, à différentes températures“. In: *Journal de l’École Polytechnique Floréal et Plairial* 1.22 (1795), S. 24–76.
- [131] P. Diehl, M. Haenle, P. Bergschmidt, H. Gollwitzer, J. Schauwecker, R. Bader und W. Mittelmeier. „Zementfreie Hüftendoprothetik: Eine aktuelle Übersicht“. In: *Biomedizinische Technik* 55.5 (2010), S. 251–264.
- [132] H. G. Willert und P. Puls. „Die Reaktion des Knochens auf Knochenzement bei der Allo-Arthroplastik der Hüfte“. In: *Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie* 72.1 (1972), S. 33–71.
- [133] P. Boutin. „Arthroplastie totale de la hanche par prothèse en alumine frittée. Étude expérimentale et premières applications cliniques“. In: *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique* 100.1 (2014), S. 14–21.
- [134] E. W. Morscher, W. Dick und V. Kernen. „Cementless fixation of polyethylene acetabular component in total hip arthroplasty“. In: *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery* 99.4 (1982), S. 223–230.
- [135] E. Morscher, H. Bereiter und C. Lampert. „Cementless press-fit cup. Principles, experimental data, and three-year follow-up study.“ In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 249 (1989), S. 12–20.
- [136] H. Effenberger, M. Imhof, J. Richolt und S. Rehart. „Cement-free hip cups. Current status“. In: *Der Orthopäde* 33.6 (2004), S. 733–50.

- [137] S. J. Breusch, P. R. Aldinger, M. Thomsen, M. Lukoschek und V. Ewerbeck. „Anchoring principles in hip prosthesis implantation. II: Acetabulum components“. In: *Der Unfallchirurg* 103.12 (2000), S. 1017–1031.
- [138] G. Bensmann und A. Piotrowski. „Zementfreie Hüftpfannen - Welcher Werkstoff ist für welches Design geeignet?“ In: *Pressfitpfannen. Grundlagen - Konzepte - Ergebnisse - Qualitätssicherung*. MCU - Medical Corporate University. Linz (2004), S. 3–8.
- [139] DePuy Synthes. „Surgical Techniques PINNACLE® Hip Solutions“ (2020).
- [140] I. R. Spears, M. M. Morlock, M. Pfeiderer, E. Schneider und E. Hille. „The influence of friction and interference on the seating of a hemispherical press-fit cup: A finite element investigation“. In: *Journal of Biomechanics* 32.11 (1999), S. 1183–1189.
- [141] I. R. Spears, M. Pfeiderer, E. Schneider, E. Hille und M. M. Morlock. „The effect of interfacial parameters on cup-bone relative micromotions. A finite element investigation“. In: *Journal of Biomechanics* 34.1 (2001), S. 113–120.
- [142] P. Dold, T. Pandorf, M. Flohr, R. Preuss, M. C. Bone, T. J. Joyce, J. Holland, D. Deehan und Dold P. „Acetabular shell deformation as a function of shell stiffness and bone strength“. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 230.4 (2016), S. 259–264.
- [143] Z. M. Jin, S. Meakins, M. M. Morlock, P. Parsons, C. Hardaker, M. Flett und G. Isaac. „Deformation of press-fitted metallic resurfacing cups. Part 1: Experimental simulation“. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* 220.2 (2006), S. 299–309.
- [144] K. H. Widmer, B. Zurfluh und E. W. Morscher. „Load transfer and fixation mode of press-fit acetabular sockets“. In: *The Journal of Arthroplasty* 17.7 (2002), S. 926–935.
- [145] P. Messer-Hannemann, G. M. Campbell und M. M. Morlock. „Deformation of acetabular press-fit cups: Influence of design and surgical factors“. In: *Clinical Biomechanics* 69 (2019), S. 96–103.
- [146] G. Schmidig, A. Patel, I. Liepins, M. Thakore und D. Markel. „The effects of acetabular shell deformation and liner thickness on frictional torque in ultrahigh-molecular-weight polyethylene acetabular bearings“. In: *The Journal of Arthroplasty* 25.4 (2010), S. 644–653.

- [147] K. Ong, S. Rundell, I. Liepins, R. Laurent, D. Markel und S. Kurtz. „Biomechanical modeling of acetabular component polyethylene stresses, fracture risk, and wear rate following press-fit implantation“. In: *Journal of Orthopaedic Research* 27.11 (2009), S. 1467–1472.
- [148] A. J. Langdown, R. J. Pickard, C. M. Hobbs, H. J. Clarke, D. J. Dalton und M. L. Grover. „Incomplete seating of the liner with the Trident acetabular system: a cause for concern?“ In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 89.3 (2007), S. 291–295.
- [149] P. D. Postak, M. Rosca und A. S. Greenwald. „Do thin acetabular shells increase the disassociation risk of ceramic liners?“ In: *The Journal of Bone and Joint Surgery - Series A* 91.SUPPL. 6 (2009), S. 129–133.
- [150] J. P. McAuley, D. A. Dennis, J. Grostefon und W. G. Hamilton. „Factors affecting modular acetabular ceramic liner insertion: a biomechanical analysis“. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 470.2 (2012), S. 402–409.
- [151] M. Squire, W. L. Griffin, J. B. Mason, R. D. Peindl und S. Odum. „Acetabular component deformation with press-fit fixation“. In: *The Journal of Arthroplasty* 21.6 (2006), S. 72–77.
- [152] W. A. Manning, T. Pandorf, D. J. Deehan und J. Holland. „Early shape change behaviour of an uncemented contemporary hip cup: A cadaveric experiment replicating host bone behaviour through temperature control“. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 232.9 (2018), S. 843–849.
- [153] I. Zivkovic, M. Gonzalez und F. Amirouche. „The effect of under-reaming on the cup/bone interface of a press fit hip replacement“. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 132.4 (2010).
- [154] D. Janssen, R. E. Zwartelé, H. C. Doets und N. Verdonschot. „Computational assessment of press-fit acetabular implant fixation: The effect of implant design, interference fit, bone quality, and frictional properties“. In: *Journal of Engineering in Medicine: Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers* 224.1 (2010), S. 67–75.
- [155] J. T. Hsu, C. H. Chang, H. L. Huang, M. E. Zobitz, W. P. Chen, K. A. Lai und K. N. An. „The number of screws, bone quality, and friction coefficient affect acetabular cup stability“. In: *Medical Engineering and Physics* 29.10 (2007), S. 1089–1095.
- [156] E. Adler, S. A. Stuchin und F. J. Kummer. „Stability of press-fit acetabular cups“. In: *The Journal of Arthroplasty* 7.3 (1992), S. 295–301.

- [157] M. J. Curtis, R. H. Jinnah, V. D. Wilson und D. S. Hungerford. „The initial stability of uncemented acetabular components“. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 74.3 (1992), S. 372–376.
- [158] J. R. MacKenzie, J. J. Callaghan, D. R. Pedersen und T. D. Brown. „Areas of contact and extent of gaps with implantation of oversized acetabular components in total hip arthroplasty.“ In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 298 (1994), S. 127–136.
- [159] L. M. Kwong, D. O. O’Connor, R. C. Sedlacek, R. J. Krushell, W. J. Maloney und W. H. Harris. „A quantitative in vitro assessment of fit and screw fixation on the stability of a cementless hemispherical acetabular component“. In: *The Journal of Arthroplasty* 9.2 (1994), S. 163–170.
- [160] M. D. Ries und M. Harbaugh. „Acetabular strains produced by oversized press fit cups“. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 334 (1997), S. 276–281.
- [161] R. P. Pitto, J. Böhner und V. Hofmeister. „Factors influencing initial stability of uncemented acetabular components. An in-vitro study“. In: *Biomedizinische Technik* 42.12 (1997), S. 363–368.
- [162] H. Bedair, V. Antioch und S. Heaven. „Line-to-Line Reaming of Highly Porous Acetabular Components Improves Position and Reduces Variability of Component Placement“. In: *The Journal of Hip Surgery* 01.04 (2018), S. 180–185.
- [163] D. M. Gaillard-Campbell und T. P. Gross. „Optimizing acetabular component bone ingrowth: The wedge-fit bone preparation method“. In: *Advances in Orthopedics* 2019 (2019), S. 9315104.
- [164] T. R. Hickernell, A. C. Kaidi, R. Davignon, J. A. Geller, H. J. Cooper und R. P. Shah. „Deeper Central Reaming May Enhance Initial Acetabular Shell Fixation“. In: *Arthroplasty Today* 6.3 (2020), S. 343–349.
- [165] S. A. Yoder, R. A. Brand, D. R. Pedersen und T. W. O’Gorman. „Total hip acetabular component position affects component loosening rates“. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 228 (1988), S. 79–87.
- [166] M. O. Heller, J. H. Schröder, G. Matziolis, A. Sharenkov, W. R. Taylor, C. Perka und G. N. Duda. „Muskuloskeletale Belastungsanalysen. Biomechanische Erklärung klinischer Resultate - und mehr?“ In: *Der Orthopäde* 36.3 (2007), S. 188–194.

- [167] G. Bicanic, D. Delimar, M. Delimar und M. Pecina. „Influence of the acetabular cup position on hip load during arthroplasty in hip dysplasia“. In: *International Orthopaedics* 33.2 (2009), S. 397–402.
- [168] A. Terrier, F. Levrero Florencio und H. A. Rüdiger. „Benefit of cup medialization in total hip arthroplasty is associated with femoral anatomy“. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 472.10 (2014), S. 3159–3165.
- [169] M. P. Bonnin, P. H. Archbold, L. Basiglini, T. A. Selmi und D. E. Beverland. „Should the acetabular cup be medialised in total hip arthroplasty?“ In: *HIP International* 21.4 (2011), S. 428–435.
- [170] F. Morosato, L. Cristofolini, F. Castagnini und F. Traina. „Effect of cup medialization on primary stability of press-fit acetabular cups“. In: *Clinical Biomechanics* 80 (2020), S. 105–172.
- [171] S. Berahmani, D. Janssen, S. van Kessel, D. Wolfson, M. de Waal Malefijt, P. Buma und N. Verdonschot. „An experimental study to investigate biomechanical aspects of the initial stability of press-fit implants“. In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 42 (2015), S. 177–185.
- [172] N. Harrison, P. E. McHugh, W. Curtin und P. Mc Donnell. „Micromotion and friction evaluation of a novel surface architecture for improved primary fixation of cementless orthopaedic implants“. In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 21 (2013), S. 37–46.
- [173] N. Damm, M. Morlock und N. Bishop. „Friction coefficient and effective interference at the implant-bone interface“. In: *Journal of Biomechanics* 48.12 (2015), S. 3517–3521.
- [174] S. Le Cann, A. Galland, B. Rosa, T. Le Corroller, M. Pithioux, J. N. Argenson, P. Chabrand und S. Parratte. „Does surface roughness influence the primary stability of acetabular cups? A numerical and experimental biomechanical evaluation“. In: *Medical Engineering and Physics* 36.9 (2014), S. 1185–1190.
- [175] W. C. Head, D. J. Bauk und R. H. J. Emerson. „Titanium as the material of choice for cementless femoral components in total hip arthroplasty“. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 311 (1995), S. 85–90.
- [176] C.-W. Kang und F.-Z. Fang. „State of the art of bioimplants manufacturing: part I“. In: *Advances in Manufacturing* 6.1 (2018), S. 20–40.

- [177] Y. Noyama, T. Miura, T. Ishimoto, T. Itaya, M. Niinomi und T. Nakano. „Bone loss and reduced bone quality of the human femur after total hip arthroplasty under stress-shielding effects by titanium-based implant“. In: *Materials Transactions* 53.3 (2012), S. 565–570.
- [178] R. Huiskes, H. Weinans und B. van Rietbergen. „The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials“. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 274 (1992), S. 124–134.
- [179] J. D. Bobyn, E. Mortimer, A. H. Glassman, C. A. Engh, J. E. Miller und C. E. Brooks. „Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty“. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 274 (1992), S. 79–96.
- [180] M. Niinomi. „Mechanical properties of biomedical titanium alloys“. In: *Materials Science and Engineering* 243.1-2 (1998), S. 231–236.
- [181] A. S. Dickinson, A. C. Taylor und M. Browne. „The influence of acetabular cup material on pelvis cortex surface strains, measured using digital image correlation“. In: *Journal of Biomechanics* 45.4 (2012), S. 719–723.
- [182] D. Vogel, M. Klimek, M. Saemann und R. Bader. „Influence of the Acetabular Cup Material on the Shell Deformation and Strain Distribution in the Adjacent Bone - A Finite Element Analysis“. In: *Materials (Basel)* 13.6 (2020), S. 1372.
- [183] J. B. Meding, S. R. Small, M. E. Jones, M. E. Berend und M. A. Ritter. „Acetabular cup design influences deformational response in total hip arthroplasty“. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 471.2 (2013), S. 403–409.
- [184] C. C. Powers, H. Ho, S. E. Beykirch, C. Huynh, R. H. Hopper, C. A. Engh und C. A. Engh. „A comparison of a second- and a third-generation modular cup design: is new improved?“ In: *The Journal of Arthroplasty* 25.4 (2010), S. 514–521.
- [185] K. Yoshida, K. Fukushima, R. Sakai, K. Uchiyama, N. Takahira und M. Ujihira. „Influence of outer geometry on primary stability for uncemented acetabular shells in developmental dysplasia of the hip“. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 235.1 (2020), S. 65–72.
- [186] M. R. Edwards, M. J. Lutz, O. D. Keast-Butler, B. Escott, E. H. Schemitsch und J. P. Waddell. „Geometric variations of acetabular component design and its effect on radiographic osseointegration“. In: *The Journal of Arthroplasty* 28.2 (2013), S. 342–346.

- [187] C. Fei, P. F. Wang, W. Wei, S. W. Qu, K. Yang, Z. Li, Y. Zhuang, B. F. Zhang und K. Zhang. „Relationship between use of screws and acetabular cup stability in total hip arthroplasty: a meta-analysis“. In: *Journal of International Medical Research* 48.2 (2020), S. 1–11.
- [188] T. Tabata, N. Kaku, K. Hara und H. Tsumura. „Initial stability of cementless acetabular cups: press-fit and screw fixation interaction—an in vitro biomechanical study“. In: *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology* 25.3 (2015), S. 497–502.
- [189] J&J Medical Devices. „PINNACLE Cup Options | CORAIL PINNACLE“ (2021). URL: <https://www.jnjmedicaldevices.com/en-EMEA/corail-pinnacle/pinnacle/cup-options>. (besucht am 27.01.2022).
- [190] Smith & Nephew. „Quick Reference Guide“ (2006). URL: <https://www.smith-nephew.com/documents/nl-reflection-surgicaltechnique.pdf>. (besucht am 27.01.2022).
- [191] DePuy Synthes. „Zementfreie Hüftpfannenprothese - PINNACLE® Hip Solutions“ (2022). URL: <https://www.medicaexpo.de/prod/depuy-synthes/product-79814-693131.html>. (besucht am 27.01.2022).
- [192] Smith & Nephew. „EP FIT PLUS“ (2022). URL: <https://www.smith-nephew.com/france/produits1/chirurgie-orthopedique/hanche/polarstem4/>. (besucht am 27.01.2022).
- [193] A. Michel, R. Bosc, J. P. Meningaud, P. Hernigou und G. Haiat. „Assessing the Acetabular Cup Implant Primary Stability by Impact Analyses: A Cadaveric Study“. In: *PLOS ONE* 11.11 (2016), e0166778.
- [194] J. Rusk und K. Behzadi. „Quantifying impact forces during acetabular hemispherical component insertion“. In: *Orthopaedic Proceedings* 99-B.SUPP\_3 (2017), S. 38.
- [195] A. Fritsche, C. Zietz, S. Teufel, W. Kolp, I. Tokar, C. Mauch, W. Mittelmeier und R. Bader. „In-vitro and in-vivo investigations of the impaction and pull-out behavior of metal-backed acetabular cups“. In: *Orthopaedic Proceedings* 93-B.SUPP\_IV (2011), S. 406.
- [196] M. Preutenborbeck, J. Reuter und E. Ferrari. „Quantitative characterisation of impaction events during femoral broaching in total hip arthroplasty“. In: *Medical Engineering and Physics* 76 (2020), S. 13–19.

- [197] P. Henyš und L. Čapek. „Impact Force, Polar Gap and Modal Parameters Predict Acetabular Cup Fixation: A Study on a Composite Bone“. In: *Annals of Biomedical Engineering* 46.4 (2018), S. 590–604.
- [198] R. Doyle, R. J. van Arkel und J. R. Jeffers. „Effect of impaction energy on dynamic bone strains, fixation strength, and seating of cementless acetabular cups“. In: *Journal of Orthopaedic Research* 37.11 (2019), S. 2367–2375.
- [199] R. Doyle, R. J. van Arkel, S. Muirhead-Allwood und J. R. T. Jeffers. „Impaction technique influences implant stability in low-density bone model“. In: *The Bone and Joint Journal* 9.7 (2020), S. 386–393.
- [200] R. Doyle, R. van Arkel und J. Jeffers. „Over-impaction of acetabular cups can reduce fixation strength in poor quality bone: Surgical technique is critical“. In: *Orthopaedic Proceedings* 102-B.SUPP\_1 (2020), S. 98–98.
- [201] IMT Integral Medizintechnik AG. „The Woodpecker®“. URL: [https://www.imt-medical.com/wp-content/uploads/2021/03/Leaflet\\_The\\_Woodpecker\\_en-1.pdf](https://www.imt-medical.com/wp-content/uploads/2021/03/Leaflet_The_Woodpecker_en-1.pdf). (besucht am 27.06.2022).
- [202] B. J. Bolland, A. M. New, S. P. Madabhushi, R. O. Oreffo und D. G. Dunlop. „Vibration-assisted bone-graft compaction in impaction bone grafting of the femur“. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 89.5 (2007), S. 686–692.
- [203] C. A. Decook. „KINCISE™ Surgical Automated System: Surgical Tips And Pearls For Total Hip Arthroplasty“ (2019).
- [204] DePuy Synthes. „Application of energy in total hip arthroplasty“ (2018). URL: [https://jnjinstitute.com/sites/default/files/2018-10/093648-180710%20KINCISE%20Surgical%20Automated%20System\\_Energy%20Analysis\\_DPS%20FINAL.pdf](https://jnjinstitute.com/sites/default/files/2018-10/093648-180710%20KINCISE%20Surgical%20Automated%20System_Energy%20Analysis_DPS%20FINAL.pdf). (besucht am 10.11.2022).
- [205] R. Bayoglu, L. Storer, Y. Behnam, D. Huff, J. Mason und C. Clary. „Experimental Characterization of Impaction Energy During Hip Broaching: Comparison of Mallet and Powered Impaction“. In: *32nd Annual Congress of the International Society for Technology in Arthroplasty* (2019).
- [206] S. R. Small, M. E. Berend, L. A. Howard, D. Tunç, C. A. Buckley und M. A. Ritter. „Acetabular cup stiffness and implant orientation change acetabular loading patterns“. In: *The Journal of Arthroplasty* 28.2 (2013), S. 359–367.

- [207] S. Finnilä, N. Moritz, E. Svedström, J. J. Alm und H. T. Aro. „Increased migration of uncemented acetabular cups in female total hip arthroplasty patients with low systemic bone mineral density“. In: *Acta Orthopaedica* 87.1 (2016), S. 48–54.
- [208] B. Olory, E. Havet, A. Gabrion, J. Vernois und P. Mertl. „Comparative in vitro assessment of the primary stability of cementless press-fit acetabular cups“. In: *Acta Orthopaedica Belgica* 70.1 (2004), S. 31–37.
- [209] A. Hothan, G. Huber, C. Weiss, N. Hoffmann und M. Morlock. „Deformation characteristics and eigenfrequencies of press-fit acetabular cups“. In: *Clinical Biomechanics* 26.1 (2011), S. 46–51.
- [210] Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry (AOANJRR). *Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2020 Annual Report*. AOA. Adelaide (2020).
- [211] P. Goebel, D. Kluess, J. Wieding, R. Souffrant, H. Heyer, M. Sander und R. Bader. „The influence of head diameter and wall thickness on deformations of metallic acetabular press-fit cups and UHMWPE liners: A finite element analysis“. In: *Journal of Orthopaedic Science* 18.2 (2013), S. 264–270.
- [212] M. Ruhr, J. Baetz, K. Püschel und M. M. Morlock. „Influence of acetabular cup thickness on seating and primary stability in total hip arthroplasty“. In: *Journal of Orthopaedic Research* 40 (2021), S. 2139–2146.
- [213] K. Püschel, A. Heinemann, E. Dietz, O. Hellwinkel, D. Henners und A. Fitzek. „New developments and possibilities in the field of post-mortem medicine mortui vivos docent“. In: *Rechtsmedizin* 30.6 (2020), S. 425–429.
- [214] C. Graeff, W. Timm, T. N. Nickelsen, J. Farrerons, F. Marín, C. Barker und C. C. Glüer. „Monitoring teriparatide-associated changes in vertebral microstructure by high-resolution CT in vivo: results from the EUROFORS study“. In: *Journal of Bone and Mineral Research* 22.9 (2007), S. 1426–1433.
- [215] J. M. Wilkinson, N. F. Peel, R. A. Elson, I. Stockley und R. Eastell. „Measuring bone mineral density of the pelvis and proximal femur after total hip arthroplasty“. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery - Series B* 83.2 (2001), S. 283–288.
- [216] J&J Medical Devices. „PINNACLE Instruments | CORAIL PINNACLE“. URL: <https://www.jnjmedicaldevices.com/en-EMEA/corail-pinnacle/pinnacle/fixation>. (besucht am 06.02.2022).

- [217] N. E. Bishop, J. C. Höhn, S. Rothstock, N. B. Damm und M. M. Morlock. „The influence of bone damage on press-fit mechanics“. In: *Journal of Biomechanics* 47.6 (2014), S. 1472–1478.
- [218] S. Nakasone, M. Takao, T. Nishii, T. Sakai und N. Sugano. „Incidence and natural course of initial polar gaps in Birmingham Hip Resurfacing cups“. In: *The Journal of Arthroplasty* 27.9 (2012), S. 1676–1682.
- [219] T. P. Schmalzried, S. J. Wessinger, G. E. Hill und W. H. Harris. „The Harris-Galante porous acetabular component press-fit without screw fixation. Five-year radiographic analysis of primary cases“. In: *The Journal of Arthroplasty* 9.3 (1994), S. 235–242.
- [220] T. Burgers, J. Mason, M. Squire und H.-L. Ploeg. „Time-dependent fixation and implantation forces for a femoral knee component - An in vitro study“. In: *Medical Engineering and Physics* 32.9 (2010), S. 968–973.
- [221] T. L. Norman, E. S. Ackerman, T. S. Smith, T. A. Gruen, A. J. Yates, J. D. Blaha und V. L. Kish. „Cortical bone viscoelasticity and fixation strength of press-fit femoral stems: an in-vitro model“. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 128.1 (2006), S. 13–17.
- [222] P. Messer-Hannemann, H. Weyer, G. M. Campbell und M. M. Morlock. „Time-dependent Viscoelastic Response of Acetabular Bone and Implant Seating during Dynamic Implantation of Press-fit Cups“. In: *Medical Engineering and Physics* 81 (2020), S. 68–76.
- [223] O. H. Yeoh. „Some forms of the strain energy function for rubber“. In: *Rubber Chemistry and Technology* 66 (1993), S. 754–771.
- [224] B. Kim, S. B. Lee, J. Lee, S. Cho, H. Park, S. Yeom und S. H. Park. „A comparison among Neo-Hookean model, Mooney-Rivlin model, and Ogden model for chloroprene rubber“. In: *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* 13.5 (2012), S. 759–764.
- [225] R. W. Ogden und R. Hill. „Large deformation isotropic elasticity - on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids“. In: *Proceedings of the Royal Society of London. A. Mathematical and Physical Sciences* 326.1567 (1972), S. 565–584.
- [226] Allan F. Bower. „Chapter 3: Constitutive laws - 3.5 Hyperelasticity“. In: *Applied Mechanics of Solids*. (2012).

- [227] M. Dalstra, R. Huiskes, A. Odgaard und L. van Erning. „Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone“. In: *Journal of Biomechanics* 26.4-5 (1993), S. 523–535.
- [228] E. F. Morgan, H. H. Bayraktar und T. M. Keaveny. „Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site.“ In: *Journal of Biomechanics* 36.7 (2003), S. 897–904.
- [229] H. Motallebzadeh, M. Tafazzoli-Shadpour und M. M. Khani. „Dynamic stress distribution in a model of implanted mandible: Numerical analysis of viscoelastic bone“. In: *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 15.04 (2015), S. 1550050.
- [230] PolymerFEM. „Convergence Properties for Different MCalibration Optimization Methods“ (2020). URL: <https://polymerfem.com/convergence-properties-for-different-optimization-methods/>. (besucht am 07.11.2022).
- [231] M. C. Sánchez, D. Z. Lara, M. V. Vázquez, G. R. Castro und L. H. H. Gómez. „Wear Behavior of Bovine and Porcine Bone Versus Biocompatible Synthetic Materials, Case of Knee Prosthesis“. In: *Proceedings of the 9th International Conference on Fracture, Fatigue and Wear* (2022), S. 285–301.
- [232] F. Brickwedde. „Einfluss der acetabulären Kavität auf die Deformation zementfreier Hüftpfannen am humanen Becken - Eine numerische Analyse“ (2021). Technische Universität Hamburg. Masterarbeit. Betreuerin: Miriam Ruhr.
- [233] A. Aamodt, K. A. Kvistad, E. Andersen, J. Lund-Larsen, J. Eine, P. Benum und O. S. Husby. „Determination of Hounsfield value for CT-based design of custom femoral stems.“ In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 81.1 (1999), S. 143–147.
- [234] D. Kluess, R. Souffrant, W. Mittelmeier, A. Wree, K.-P. Schmitz und R. Bader. „A convenient approach for finite-element-analyses of orthopaedic implants in bone contact: modeling and experimental validation.“ In: *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 95.1 (2009), S. 23–30.
- [235] H. S. Hothi, J. J. Busfield und J. C. Shelton. „Deformation of uncemented metal acetabular cups following impaction: Experimental and finite element study“. In: *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 17.11 (2014), S. 1261–1274.
- [236] C. Zannoni, R. Mantovani und M. Viceconti. „Material properties assignment to finite element models of bone structures: a new method.“ In: *Medical Engineering and Physics* 20.10 (1998), S. 735–740.

- [237] F. Taddei, A. Pancanti und M. Viceconti. „An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models.“ In: *Medical Engineering and Physics* 26.1 (2004), S. 61–69.
- [238] F. Taddei, E. Schileo, B. Helgason, L. Cristofolini und M. Viceconti. „The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: An evaluation against experimental measurements“. In: *Medical Engineering and Physics* 29.9 (2007), S. 973–979.
- [239] EfunDA. „Properties of Titanium Alloy Ti-6Al-4V“ (2022). URL: [https://www.efunda.com/materials/alloys/titanium/show\\_titanium.cfm?ID=T18\\_AB&show\\_prop=all&Page\\_Title=Ti-6Al-4V](https://www.efunda.com/materials/alloys/titanium/show_titanium.cfm?ID=T18_AB&show_prop=all&Page_Title=Ti-6Al-4V). (besucht am 23.08.2022).
- [240] E. Schileo, F. Taddei, A. Malandrino, L. Cristofolini und M. Viceconti. „Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones.“ In: *Journal of Biomechanics* 40.13 (2007), S. 2982–2989.
- [241] M. Dalstra, R. Huiskes und L. van Erning. „Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone.“ In: *Journal of Biomechanical Engineering* 117.3 (1995), S. 272–278.
- [242] E. P. Ravera, M. J. Crespo, F. A. Guarnieri und A. A. Braidot. „Stress in Human Pelvis throughout the Gait Cycle: Development, Evaluation and Sensitivity Studies of a Finite Element Model“. In: *VI Latin American Congress on Biomedical Engineering* (2015), S. 246–249.
- [243] W. Lee und I. Jasiuk. „Effects of freeze-thaw and micro-computed tomography irradiation on structure-property relations of porcine trabecular bone.“ In: *Journal of Biomechanics* 47.6 (2014), S. 1495–1498.
- [244] S. M. Zobel. „Die Rolle von Knochenpartikeln für die Verankerung zementfreier Endoprothesen“ (2023). Technische Universität Hamburg. Dissertation.
- [245] N. Kesler und J. Morrison. „Dynamic Simulation of Press-fitting of Acetabular Components in ABAQUS“. In: *55th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society* (2009).
- [246] I. J. Udofia, F. Liu, Z. M. Jin, P. Roberts und P. Grigoris. „The initial stability and contact mechanics of a press-fit resurfacing arthroplasty of the hip“. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 89.4 (2007), S. 549–556.
- [247] S. G. Clarke, A. T. M. Phillips und A. M. J. Bull. „Validation of FE Micromotions and Strains Around a Press-Fit Cup: Introducing a New Micromotion Measuring Technique“. In: *Annals of Biomedical Engineering* 40.7 (2012), S. 1586–1596.

- [248] A. Michel, V.-H. Nguyen, R. Bosc, R. Vayron, P. Hernigou, S. Naili und G. Haiat. „Finite element model of the impaction of a press-fitted acetabular cup“. In: *Medical & Biological Engineering & Computing* 55.5 (2017), S. 781–791.
- [249] H. S. Hothi, J. J. C. Busfield und J. C. Shelton. „Explicit Finite Element Modelling of the Impaction of Metal Press-Fit Acetabular Components“. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 225.3 (2011), S. 303–314.
- [250] Howmedica Osteonics Corp. „ADM® X3® Mobile Bearing Hip® System“ (2021).
- [251] Embody. „H1 Surgical Technique“ (2020).
- [252] J. Gührs. „Sicherheit bei der Implantation keramischer Endoprothesenkomponenten“ (2021). Technische Universität Hamburg. Dissertation.
- [253] J. R. T. Jeffers und W. L. Walter. „Ceramic-on-ceramic bearings in hip arthroplasty: state of the art and the future.“ In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 94.6 (2012), S. 735–745.
- [254] F. Traina, M. De Fine, A. Di Martino und C. Faldini. „Fracture of ceramic bearing surfaces following total hip replacement: a systematic review“. In: *BioMed Research International* 2013 (2013).
- [255] M. M. Morlock, F. Witt, N. Bishop, R. Behn, P. Dalla Pria, R. Barrow und I. Dymond. „Wear of a composite ceramic head caused by liner fracture.“ In: *Orthopedics* 37.7 (2014), S. 653–656.
- [256] S. H. Teoh, W. H. Chan und R. Thampuran. „An elasto-plastic finite element model for polyethylene wear in total hip arthroplasty“. In: *Journal of Biomechanics* 35.3 (2002), S. 323–330.
- [257] A. A. Bhimani, J. M. Rizkalla, K. J. Kitziger, P. C. Peters, R. D. Schubert und B. P. Gladnick. „Surgical automation reduces operating time while maintaining accuracy for direct anterior total hip arthroplasty“. In: *Journal of Orthopaedics* 22 (2020), S. 68–72.
- [258] K. Behzadi und J. Rusk. „Characterization of Acetabular Cup Insertion Forces in Cancellous Bone Proxy for Validation of an Invasive Sensing Model and Development of Automatic Prosthesis Installation Device: A Preliminary Study“. In: *Journal of Medical Devices, Transactions of the ASME* 15.2 (2021).
- [259] M. Ruhr, G. Huber, Y. Niki, L. Lohner, B. Ondruschka und M. M. Morlock. „Impaction procedure influences primary stability of acetabular press-fit components“. In: *The Bone and Joint Journal* 105-B.3 (2023), S. 261–268.

- [260] M. Doube, M. M. Kłosowski, I. Arganda-Carreras, F. P. Cordelières, R. P. Dougherty, J. S. Jackson, B. Schmid, J. R. Hutchinson und S. J. Shefelbine. „BoneJ: Free and extensible bone image analysis in ImageJ“. In: *Bone* 47.6 (2010), S. 1076–1079.
- [261] R. Doyle, O. Boughton, D. Plant, G. Desoutter, J. P. Cobb und J. R. T. Jeffers. „An in vitro model of impaction during hip arthroplasty“. In: *Journal of Biomechanics* 82 (2019), S. 220–227.
- [262] S. M. Alqahtani, M. M. Alzahrani und M. Tanzer. „Adult Reconstructive Surgery: A High-Risk Profession for Work-Related Injuries.“ In: *The Journal of Arthroplasty* 31.6 (2016), S. 1194–1198.
- [263] Zimmer Biomet. „Allofit®/Allofit®-S Alloclassic® Acetabular Cup System“ (2011).
- [264] J. Fiedler. „Korrelation zwischen Dehnung und Deformation an Press-Fit-Hüftpfannenprothesen“ (2021). Technische Universität Hamburg. Studienarbeit. Betreuerin: Miriam Ruhr.
- [265] C. Gebhardt. *Praxisbuch FEM mit ANSYS Workbench: Einführung in die lineare und nichtlineare Mechanik*. 3. Aufl. Hanser. München (2018).
- [266] F. Neumann. „Frequenzabhängiges Fügen zementfreier Hüftpfannen in porcine Acetabula - Einfluss auf Deformation und Primärstabilität“ (2020). Technische Universität Hamburg. Bachelorarbeit. Betreuerin: Miriam Ruhr.



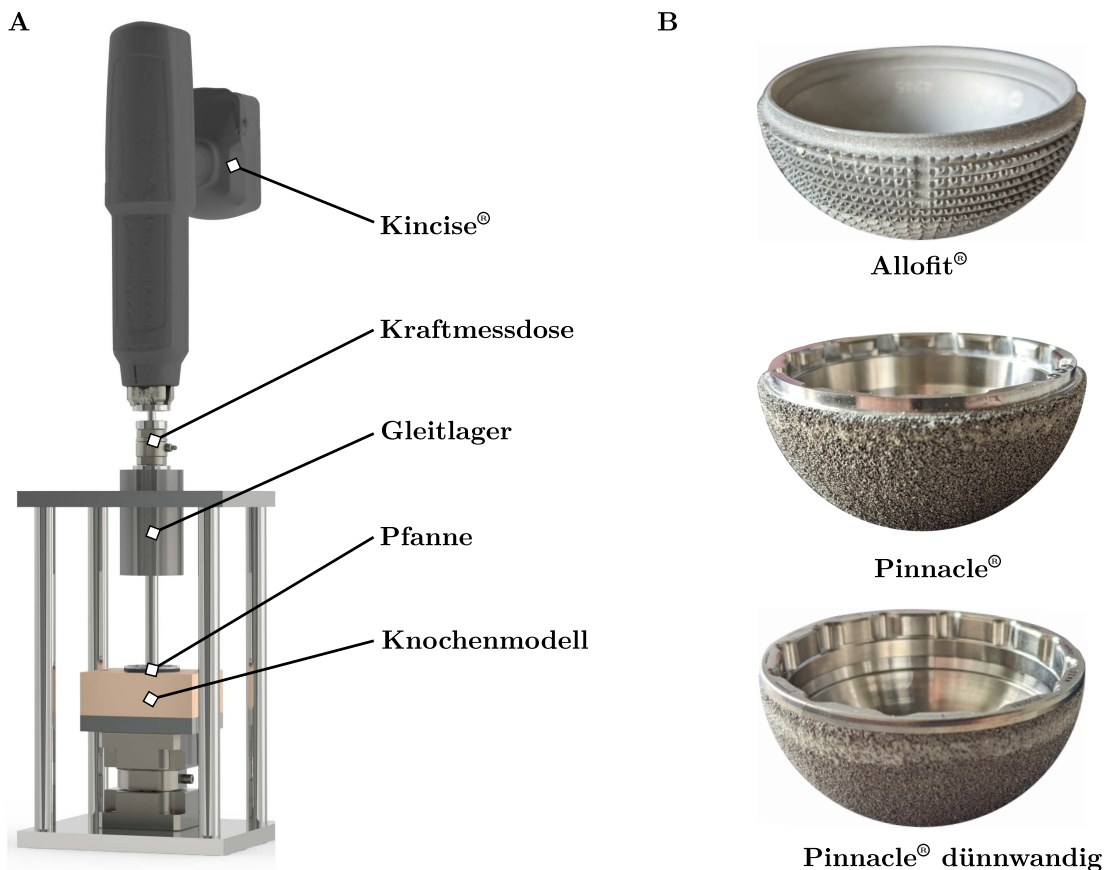
# A Setzverhalten im Acetabulummodell

Das Implantationsverhalten der Pfanne kann das haptische und visuelle Feedback für den Chirurgen und damit die Primärstabilität beeinflussen. Insbesondere das Steifigkeitssystem Knochen-Implantat bestimmt die Implantation und vor allem das Setzverhalten der Pfanne. Ziel der Studie war eine gezielte Analyse des Einflusses unterschiedlicher Pfannensteifigkeiten auf den Setzvorgang und die Primärstabilität. Damit sowohl patientenspezifische als auch chirurgische Einflussfaktoren ausgeschlossen werden, wurde eine kontrollierte Implantation mit einem automatisierten Einschlagsystem und einem Knochenersatzmodell durchgeführt.

## A.1 Material und Methode

Drei verschiedene Pfannenmodelle (je  $n = 6$ ) wurden solange in physiologische Knochenersatzmodelle aus Polyurethan-Schaum (PCF30, Sawbones Europe AB, Malmö, Schweden [143]) eingeschlagen bis weniger als 0,2 mm Setzen pro Schlag erfolgte (ARAMIS 3D-Kamera, GOM, Braunschweig, NS, Deutschland). Die Implantationen erfolgten mit einem automatisierten Einschlagsystem (3,5 J; 1 Hz; Kincise™, Depuy Synthes, Warsaw, IN, USA [203]) unter Verwendung von 52 mm-Pfannen (Abbildung A.1). Zusätzlich zur Pinnacle®-Standardpfanne und dem dünnwandigen Design (Kapitel 3) wurde die Allofit®-Pfanne (Zimmer Biomet, Winterthur, Schweiz) implantiert. Diese hat ein hemisphärisches Design mit abgeflachtem Pol und eine Wandstärke von 3 mm. Ihre Profilstruktur zeichnet sich durch eine präzise und feine Zahngeometrie aus. Die Titanbeschichtung hat eine Dicke von 0,35 mm und eine Porosität von bis zu 50 % [263]. Der nominale Pressfit der Pinnacle®-Standardpfanne wurde mit 1 mm gewählt, während die Implantation des dünnwandigen Designs und der Allofit®-Pfanne aufgrund ihres Designs mit einem abweichenden nominalen Pressfit von 1,5 mm erfolgte. Die Steifigkeitbestimmung der einzelnen

Pfannen erfolgte über ein validiertes FE-Modell (Anhang B). Während der Implantation wurde das Setzverhalten der Pfanne über die Bestimmung des SCCs analysiert (ARAMIS 3D-Kamera, GOM, Braunschweig, NS, Deutschland) und die Implantationskräfte  $F_{Imp}$  gemessen (9333A, Kistler, Sindelfingen, Deutschland). Im Anschluss an die Implantation wurde das Aushebelmoment  $M_A$  als Maß für die Primärstabilität bestimmt (Z010, Zwick Roell, Ulm, Deutschland).

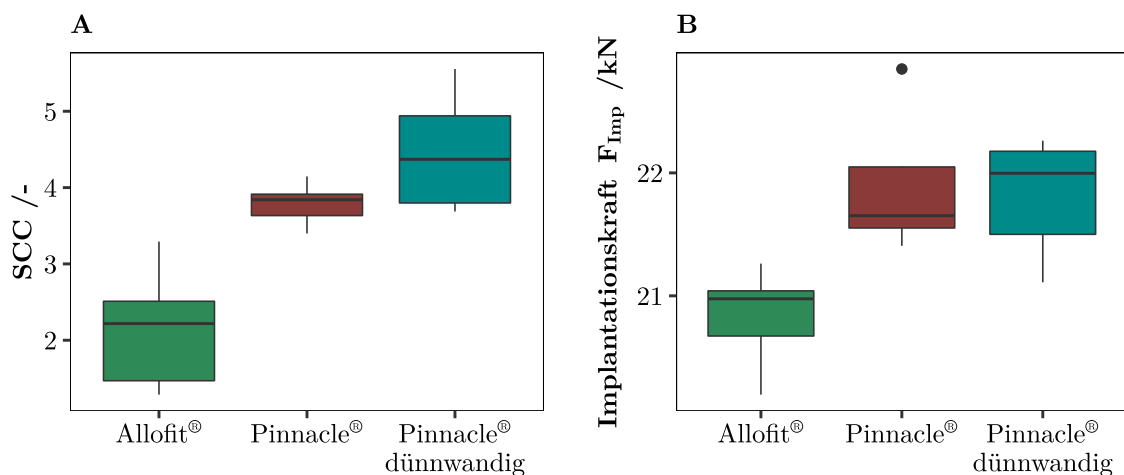


**Abbildung A.1:** Implantation der Hüftpfannen in Knochenersatzmodelle. A: Versuchsaufbau der kontrollierten Implantation. B: Verwendete Hüftpfannenmodelle.

## A.2 Ergebnisse

Die Pinnacle®-Standardpfanne wies mit 4,5 kN/mm die höchste Steifigkeit auf. Die Verringerung der Wandstärke um 1 mm reduzierte die Steifigkeit auf 2,6 kN/mm. Die Allofit®-Pfanne hatte eine mittlere Steifigkeit von 3,8 kN/mm.

Während sich das Setzverhalten der Pinnacle<sup>®</sup>-Standardpfanne nicht von dem der dünnwandigen Pfanne unterschied ( $p = 0,293$ ), wurden für die Allofit<sup>®</sup>-Pfanne niedrigere SCCs beobachtet (Pinnacle<sup>®</sup>:  $p = 0,003$  | dünnwandig:  $p < 0,001$ ). Auch die Implantationskräfte der Allofit<sup>®</sup>-Pfanne waren geringer im Vergleich zu den beiden anderen Pfannen (Pinnacle<sup>®</sup>:  $p = 0,009$  | dünnwandig:  $p = 0,017$ ). Dagegen zeigten beide Pinnacle<sup>®</sup>-Modelle gleiche Implantationskräfte ( $p > 0,999$ ).

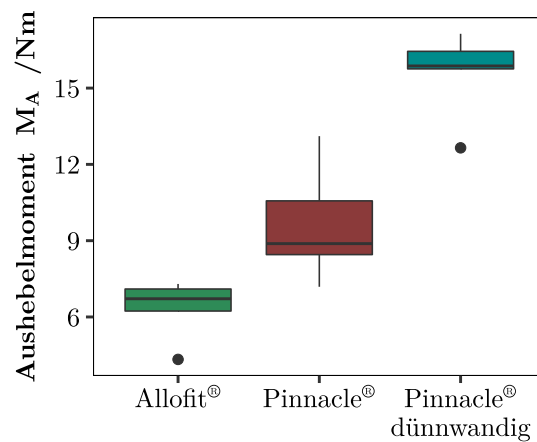


**Abbildung A.2:** Verhalten der Pfannen während der Implantation A: Das Setzverhalten der Allofit<sup>®</sup>-Pfanne unterschied sich von den beiden anderen Pfannen ( $p < 0,003$ ). B: Die Implantationskraft war für die Allofit<sup>®</sup>-Pfanne am geringsten ( $p < 0,017$ ).

Die Allofit<sup>®</sup>-Pfanne erzielte die geringsten Aushebelmomente der drei untersuchten Modelle (Pinnacle<sup>®</sup>:  $p = 0,028$  | dünnwandig:  $p < 0,001$ ). Das dünnwandige Design erhöhte das Aushebelmoment im Vergleich zum Pinnacle<sup>®</sup>-Standarddesign ( $p < 0,001$ ). Das Aushebelmoment der drei Pfannenmodelle wurde weder vom SCC (Allofit<sup>®</sup>:  $p = 0,557$  | Pinnacle<sup>®</sup>:  $p = 0,101$  | dünnwandig:  $p = 0,483$ ) noch von der wirkenden Implantationskraft (Allofit<sup>®</sup>:  $p = 0,623$  | Pinnacle<sup>®</sup>:  $p = 0,265$  | dünnwandig:  $p = 0,312$ ) beeinflusst.

### A.3 Diskussion

Die Allofit<sup>®</sup>-Pfanne wies die geringsten Implantationskräfte auf, was in Einklang mit einem gesteigerten haptischen Feedback für den Chirurgen gebracht werden kann. Insbesondere führt der geringe SCC zu einer klar definierten Trennung zwischen fortschreitendem Setzen der Pfanne und dem Erreichen der finalen Position. Dem positiven Einfluss auf den



**Abbildung A.3:** Die Primärstabilität der dünnwandigen Pfanne war höher als beim Standarddesign ( $p < 0,001$ ) und der Allofit®-Pfanne ( $p < 0,001$ ). Die Aushebelmomente der Allofit®-Pfanne waren geringer als die der Pinnacle®-Standardpfanne ( $p = 0,028$ ).

Implantationsvorgang steht jedoch die geringste Primärstabilität gegenüber. Die Unterschiede zwischen der Allofit®-Pfanne und den Pinnacle®-Modellen lässt sich nicht allein mit den ermittelten Pfannensteifigkeiten erklären. Insbesondere die abweichende Oberflächenstrukturierung der Allofit®-Pfanne kann die Reibkräfte zwischen Knochen und Implantat beeinflussen. Da die Stabilität der Pfanne durch einen Kraft-Reibschluss erzielt wird, fördert eine geringere Reibkraft das Setzen unter gleichzeitiger negativer Auswirkung auf die Primärstabilität.

Die numerisch bestimmte Steifigkeit der Pinnacle®-Pfanne liegt nur leicht über der von Hothan et al. experimentell bestimmten Steifigkeit von 3,6 kN/mm [209]. Die Abweichung lässt sich durch die experimentell verwendete größere Krafteinleitungsfläche erklären. Eine Wandstärkenreduzierung der Pinnacle®-Pfanne um 1 mm führte zu einer Herabsetzung der Pfannensteifigkeit um über 40% und resultierte in einer höheren Primärstabilität. Dies wird durch eine Studie von Messer-Hannemann et al. bestätigt, die zeigt, dass bei dünnwandigen Pfannendesigns geringere Implantationskräfte erforderlich sind, um eine vergleichbare Primärstabilität zu erreichen [145]. Sowohl das Setzverhalten als auch die Implantationskräfte unterschieden sich nicht zwischen beiden Pinnacle®-Modellen. Dies deutet auf eine vergleichbare Steifigkeit im Implantat-Knochen-System hin, welche sich durch den um 0,5 mm höheren nominalen Pressfit des dünnwandigen Modells erklären lässt.

Der unterschiedliche Pressfit stellt eine Limitation der Studie dar, lässt sich jedoch aufgrund des Herstellerdesigns und der verwendbaren Fräsinkremente von 1 mm nicht angleichen. Da geringere Pressfits bei hochporösen Pfannen die Positionierung verbessern und die chirurgische Variabilität verringern können, ohne dass es einen Unterschied bei der Fixierung oder anderen klinischen Ergebnissen gibt [162], bietet sich insbesondere für das dünnwandige Design die Verwendung eines geringeren Pressfits von 0,5 mm an. Neben der Verwendung verschiedener Pressfits stellt die Verwendung eines Knochenersatzmaterials eine weitere Limitation dar. Die viskoelastischen Eigenschaften und die inhomogene Steifigkeitsverteilung des acetabulären Knochens werden hierbei vernachlässigt.



# B Finite-Elemente-Modell der Pfannenverformung

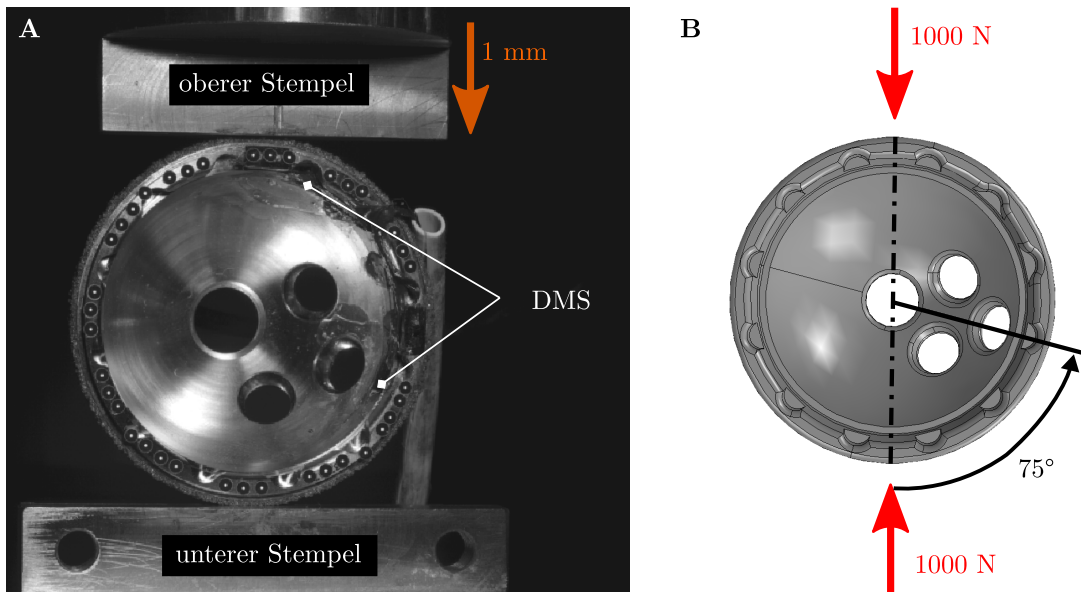
Die Pfannenverformung ist aufgrund ihres Zusammenhangs zur Primärstabilität von besonderem Interesse. Im Rahmen dieser Arbeit wurden zwei Messmethoden genutzt, um das zeitabhängige Verformungsverhalten der Pfanne während und nach der Implantation zu erfassen. Zum einen erfassen DMS – lokal auf das Messgitter begrenzt – die Pfannenverformung über Dehnungsänderungen auf der Oberfläche. Darüber hinaus kann mittels DIC Aufnahmen die Deformation entlang des gesamten Pfannenrandes im Sichtfeld ermittelt werden. Ein numerisches Modell der Pfannenverformung wurde eingesetzt, um beide Messmethoden zu vergleichen und eine mögliche Korrelation bei unterschiedlichen Randbedingungen zu ermitteln. Zusätzlich wurde das Modell verwendet, um die Steifigkeit verschiedener Pfannentypen zu bestimmen.

## B.1 Experimentelle Datengrundlage

Eine dünnwandige 52 mm-Pinnacle<sup>®</sup>-Pfanne (Depuy Synthes, Leeds, UK) wurde unter gleichzeitiger Messung von Dehnung und Deformation verformt (Abbildung B.1A). Das Aufbringen der Radialkräfte erfolgte über zwei Stempel parallel zum Pfannenrand bis zu einer Auslenkung von 1 mm ( $v = 100$  N/s; Z010, Zwick Roell Gruppe, Ulm, Deutschland). Die Dehnung an der Pfannenoberfläche wurde mit zwei DMS (EA-06-062AQA-350/E, Vishay, Malvern, USA) und die Deformation über ein DIC-System (ARAMIS 3D-Kamera, GOM, Braunschweig, Deutschland) analog zu Kapitel 3 ermittelt. Der Korrelationsfaktor zwischen Dehnung und geometrisch übereinstimmender Deformation wurde über fünf Messdurchläufe gemittelt.<sup>1</sup>

---

<sup>1</sup>Die Experimente wurden im Rahmen einer Studienarbeit gemeinsam mit Jakob Fiedler durchgeführt [264].



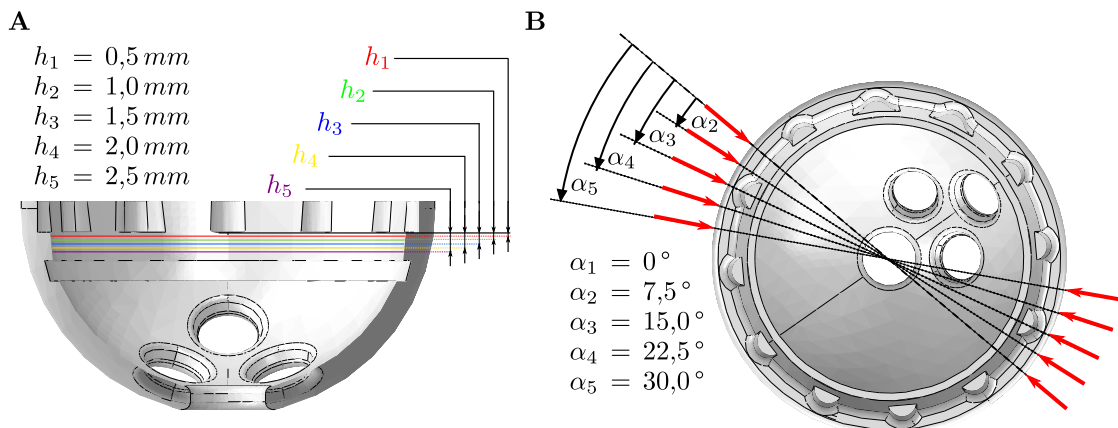
**Abbildung B.1:** Verformung der Hüftpfanne. A: Experimenteller Aufbau in der Universalprüfmaschine. B: Numerische Nachbildung des Experiments.

## B.2 Aufbau und Validierung des FE-Modells

CAD-Modelle aller Pfannen wurden aus Laserscans erstellt (PolyWorks|Inspector 2020, InnovMetric Software Inc., Québec, Kanada; SolidWorks 2018, Dassault Systemes, Vélizy-Villacoublay, Frankreich). In Abaqus (Abaqus/CAE 2019, Dassault Systemes Simulia Corp., Johnston, USA) folgte die Zuweisung der Materialeigenschaften von Ti-6Al-4V zu den Pfannen [239]. Entsprechend den Kräften des experimentellen Druckversuchs wurde jeweils eine Gesamtkraft von 1 000 N auf zwei gegenüberliegende Flächen ( $1 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ ) direkt unter den Rand der Pfanne aufgebracht (Abbildung B.1B). Die Pfanne blieb im Raum fixiert, indem Translation und Rotation der Impaktorverbindung am Pol der Pfanne eingeschränkt wurde. Die Vernetzung erfolgte mit tetraedrischen Elementen und einer Netzgröße von 0,5 mm (Anhang C.1). Die Dehnungsanalyse erfolgte 1,5 mm unterhalb der Einkerbungen für die Inlayfixierung. Die Deformation wurde für den äußersten Pfannenumfang bestimmt. Zur Validierung des numerischen Modells diente der Korrelationsfaktor. Die Abweichung zwischen Experiment und Numerik bei beiden DMS-Positionen auf der Pfanneninnenseite betrug 2,0 % und 4,5 %. Das numerische Modell wurde auf der Grundlage der ermittelten Abweichungen akzeptiert und eine Parameteranalyse durchgeführt.

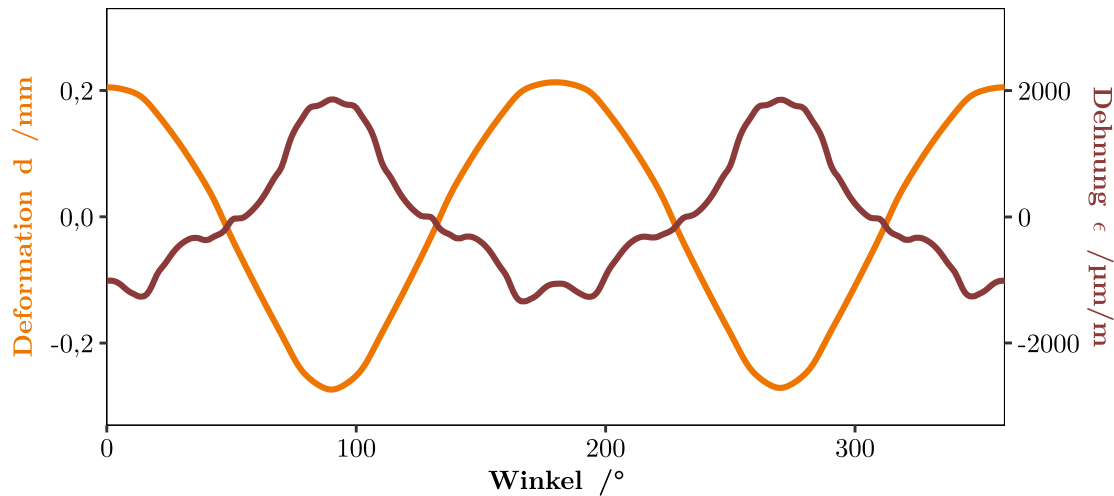
## B.3 Parameteranalyse

Auf der Basis des validierten Grundmodells wurde eine weitere Parameteranalyse durchgeführt. Zunächst wurde eine mögliche Fehlpositionierung des DMS aufgrund des manuellen Klebevorgangs berücksichtigt. Die Verschiebung des DMS entlang des Umfangs der Pfanne war bereits im Grundmodell implementiert, während die Dehnung zusätzlich auf fünf weiteren Höhen bestimmt wurde (Abbildung B.2A). Neben der Positionierung der DMS spielt auch die unterschiedliche Positionierung der Pfanne aufgrund des nicht-rotationssymmetrischen Designs eine Rolle für die Krafteinleitung. Daher wurde die Richtung der Kraft um bis zu  $30^\circ$  gegenüber der ursprünglichen Achse gedreht (Abbildung B.2B). Darüber hinaus wurde eine zusätzliche Kraft in Umfangsrichtung auf die Pfanne ausgeübt. Die Stärke der Kraft in Umfangsrichtung wurde im Bereich von 0–100 % der ursprünglichen Kraft gewählt. Schließlich wurde die Größe der Pfanne von 50–60 mm variiert und die Simulation für alle Größen zusätzlich mit der Pinnacle<sup>®</sup>-Standardpfanne durchgeführt.



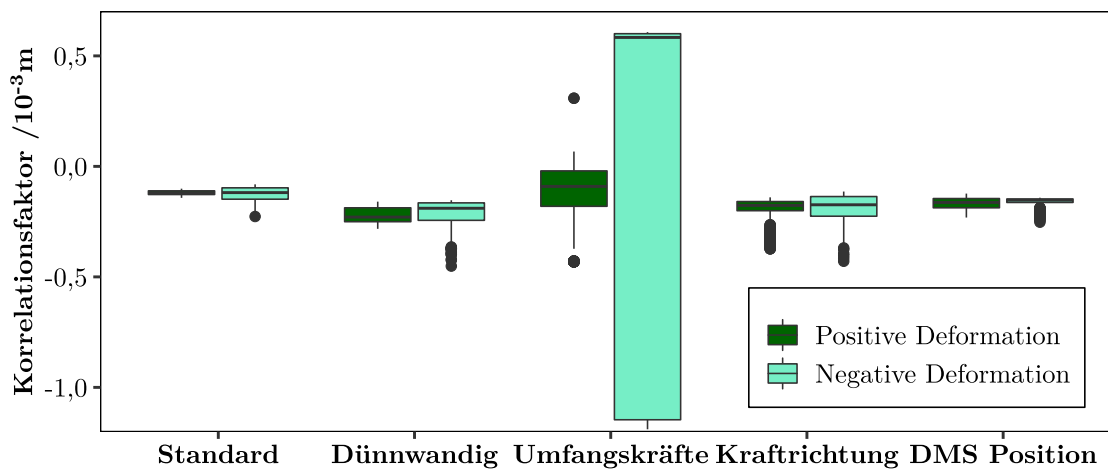
**Abbildung B.2:** Analyzierte Parameter. A: Dehnungsanalyse über fünf Höhen an der Pfanneninnenseite. B: Variation der Krafteinleitungspunkte.

Der Deformationsverlauf über den Pfannenumfang stellt eine homogene elliptische Verformung mit zwei positiven und zwei negativen Peaks dar. Die negative Auslenkung ist dabei ausgeprägter als die positive. Positive Deformationspitzen drücken sich in negativen Dehnungsspitzen aus und umgekehrt. Im Gegensatz zum Deformationsverlauf ist der Dehnungsverlauf jedoch inhomogener und führt zu einem unterschiedlichen Korrelationsfaktor über den Pfannenumfang. Für die weitere Parameteranalyse wurde der Korrelationsfaktor an den positiven und negativen Deformationextrema sowie der Median des Korrelationsfaktors innerhalb von  $\pm 20^\circ$  dieser Spitzenwerte ausgewertet.



**Abbildung B.3:** Numerisch bestimmte Deformation und Dehnung des Grundmodells über den Pfannenumfang.

Der Korrelationsfaktor nimmt zu, je näher der DMS am Pfannenpol positioniert ist. Was die Kraftdrehung betrifft, so wurde der höchste Korrelationsfaktor für die Einführung in der Mitte zwischen zwei Inlaykerben gefunden. Die Anwendung zusätzlicher Kräfte in Umfangsrichtung der Pfanne erhöht den Korrelationsfaktor für die positiven Deformationen, während für die negativen Deformationen eine Abnahme mit einem plötzlichen Anstieg bei etwa 50 % festgestellt wurde. Der Korrelationsfaktor ist bei der Standardpfanne höher als bei der dünnwandigen. Bei beiden Pfannendesigns wurde eine Abnahme des Korrelationsfaktors bei zunehmender Pfannengröße beobachtet, obwohl ein plötzlicher Anstieg zwischen der dünnwandigen 52 mm-Pfanne und der 54 mm-Standardpfanne zu verzeichnen war.



**Abbildung B.4:** Korrelationskoeffizient der Parametervariationen.

## B.4 Diskussion

Sowohl die Dehnung als auch die Deformation erwiesen sich als ein gutes Maß für die Verformung der Pfanne. Die Messung der Deformation bietet den Vorteil einer gleichmäßigeren Verteilung über den Rand der Pfanne, die in ihrer Gesamtheit erfasst werden kann. Außerdem ist die Messung der Deformation im Hinblick auf die Tribologie zwischen Pfanne und Kopf von besonderem Interesse. DMS sind jedoch in Bezug auf die Robustheit bei Experimenten überlegen, können unabhängig vom Sichtfeld verwendet werden und bieten eine hohe Genauigkeit mit der Möglichkeit zu hohen Messfrequenzen. Bei der Verwendung von DMS zur Messung der Pfannenverformung ist die Umrechnung in Deformation jedoch begrenzt. Die durchgeführte numerische Simulation zeigte, dass für eine präzise Rückrechnung viele Parameter berücksichtigt werden müssen. Den größten Einfluss hatte eine zusätzliche Umfangslast. Aufgrund der geringeren Abweichungen im positiven Deformationsbereich sollte der DMS stets hier platziert werden.

Fasst man die Parameter Pfannengröße, Krafrichtung und Dehnungslokalisierung zusammen, variiert der Korrelationsfaktor von  $-0,123$  bis  $-0,373$  m für positive Deformationen im Bereich von  $20^\circ$  um die Spitze und von  $-0,114$  bis  $-0,451$  m für negative Deformationen. Aufgrund der geringeren Streuung innerhalb des Korrelationsfaktors sollten DMS auch hier in den erwarteten positiven Deformationsspitzen bevorzugt positioniert werden. Ein allgemeiner Korrelationsfaktor kann nur angenommen werden, wenn die Umrechnungsgenauigkeit innerhalb der ermittelten Grenze ausreichend ist und hohe Umfangskräfte ausgeschlossen werden können. Da die Standardpfannen höhere Korrelationsfaktoren aufwiesen ( $-0,101$  bis  $-0,142$  m), sollte für verschiedene Pfannentypen eine separate Umrechnung vorgenommen werden. Für eine genaue Umrechnung ist es jedoch zwingend erforderlich, die genauen Versuchsbedingungen zu kennen, sie numerisch abzubilden und den Korrelationsfaktor fallspezifisch zu bestimmen.



# C Netzkonvergenzanalysen

Die FEM ist eine Näherungsmethode, bei der ein Kontinuum bzw. eine komplexe Geometrie in einzelne Elemente einfacher Geometrie diskretisiert wird. Die hinreichend genaue Darstellung einer abgeleiteten Ergebnisgröße, wie z.B. einer Spannung, ist nur möglich, wenn das entsprechende Element klein genug ist. Mit einer Verdichtung des Netzes steigt die Rechengenauigkeit und das Ergebnis nähert sich asymptotisch dem physikalisch korrekten Ergebnis an [265]. Gleichzeitig steigt die Berechnungszeit mit zunehmender Anzahl von Elementen. Zur Bestimmung der notwendigen Netzgröße wurde für alle FE-Modelle eine Netzkonvergenzanalyse unter Berücksichtigung der Berechnungszeit durchgeführt.

## C.1 FEM Pfannenverformung

Für die Netzkonvergenz des FE-Modells zur Pfannenverformung wurden vier konstante Knotenpunkte auf der Pfanne definiert. Zwei Punkte auf dem Pfannenrand im 90°-Winkel wurden zur Bestimmung der Deformation und zwei weitere Punkte auf der Pfanneninnenseite ebenfalls im 90°-Winkel zur Bestimmung der Dehnung über sechs Elementgrößen verwendet. Auf der Grundlage der Konvergenzen (Abbildung C.1) wurde eine Netzgröße von 0,5 mm gewählt.

## C.2 FEM Druckbelastung einer Knochenprobe

Die Netzgröße des FE-Modells für die Druckbelastung der Knochenprobe basierte auf der wirkenden Kraft am Referenzpunkt, die auch für die Materialmodellkalibrierung ausgewertet wurde. Auf der Grundlage der Konvergenzen über sechs Elementgrößen fiel die Wahl auf eine Netzgröße von 0,4 mm (Abbildung C.2) .

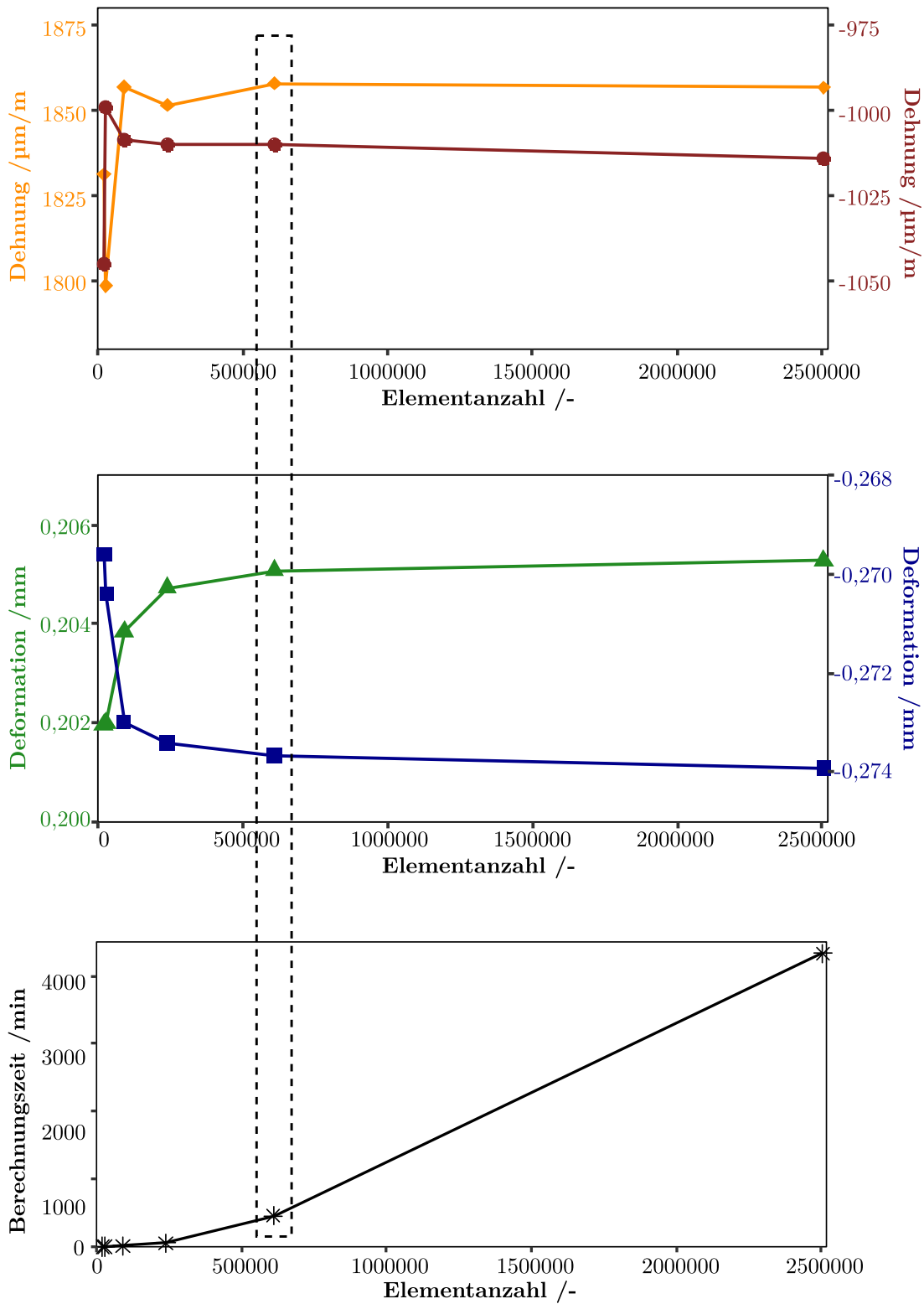
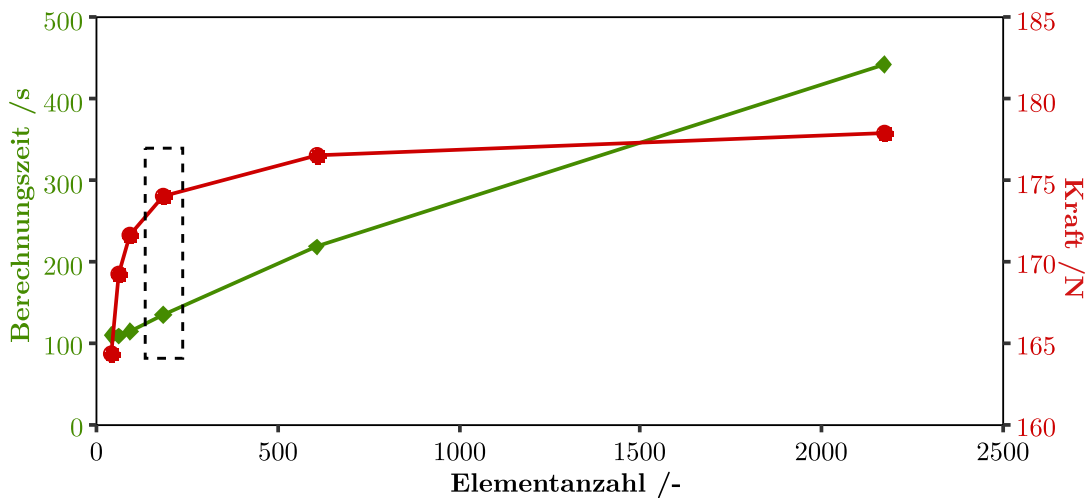


Abbildung C.1: Netzkonvergenzanalyse anhand der Parameter Dehnung und Deformation für die Pfannenverformung. Die verwendete Vernetzung ist markiert.



**Abbildung C.2:** Netzkonvergenzanalyse anhand der Parameter Kraft und Zeit für die zyklische Druckbelastung einer Knochenprobe. Die verwendete Vernetzung ist markiert.

### C.3 FEM Pfannenimplantation in humane Acetabula

Die Netzkonvergenz des FE-Modells für die Implantation einer Pressfit-Pfanne in ein humanes Acetabulum mit viskoelastischen Eigenschaften wurde am reduzierten Modell durchgeführt. Die Implantation der Hüftpfanne erfolgte analog zum endgültigen Modell, die anschließende Relaxation wurde auf 10 Sekunden reduziert und das Aushebeln der Hüftpfanne vernachlässigt. Es wurden fünf Stufen der Vernetzung verwendet, um die Implantationskraft und die Kraft nach 10 Sekunden Relaxation am Referenzpunkt sowie die von Mises-Spannungen an zwei definierten Knotenpunkten zu bestimmen. Auf der Grundlage der Konvergenzen (Abbildung C.3) wurde eine Netzgröße von 1,3 mm gewählt.

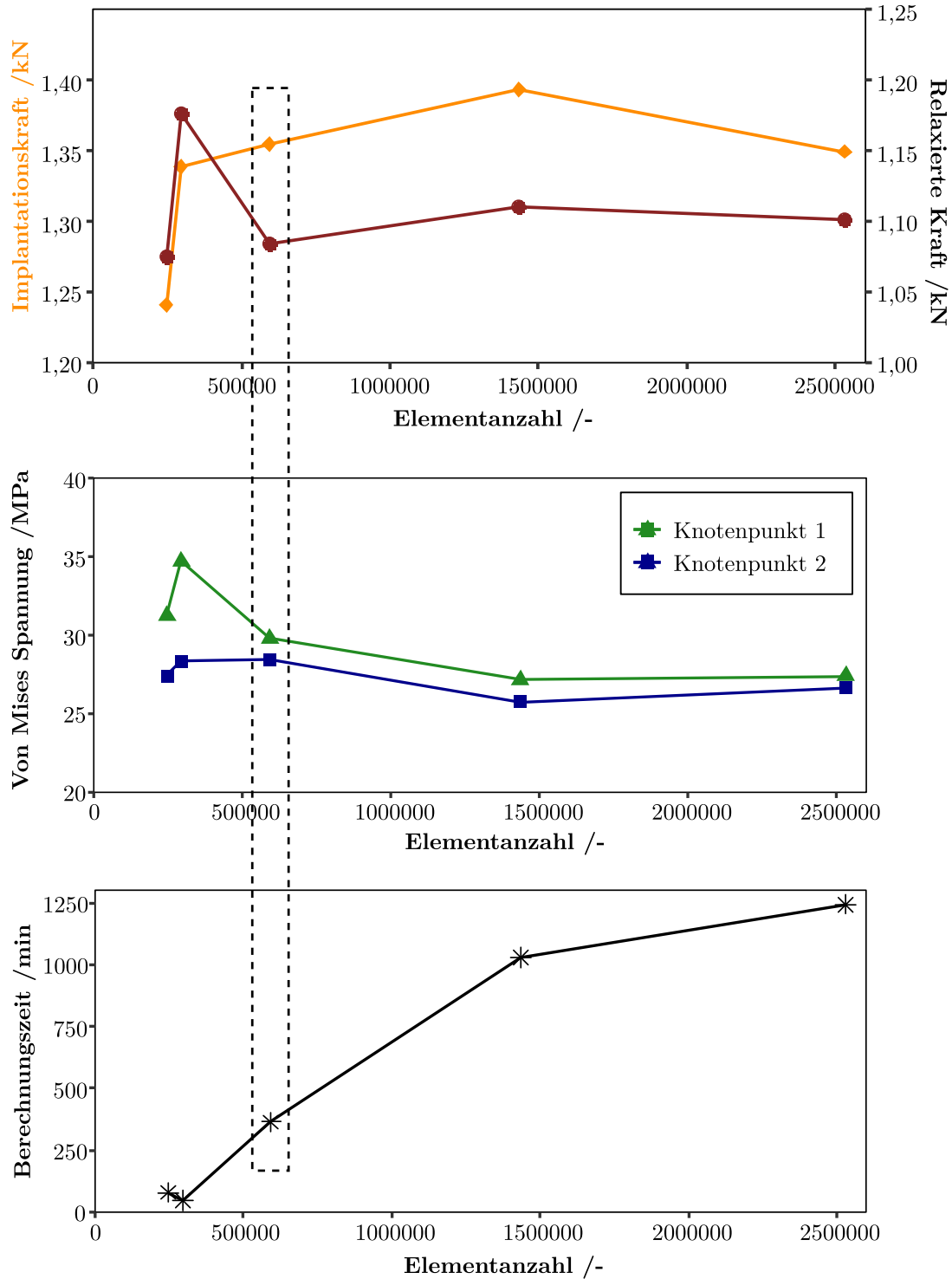


Abbildung C.3: Netzkonvergenzanalyse anhand der Parameter Kraft und Spannung für die Implantation von Pressfit-Pfannen in humane Acetabula. Die verwendete Vernetzung ist markiert.

# D Materialparameter des humanen Beckenknochens

Auf Basis zyklischer Druckversuche wurden vier Materialmodelle kalibriert. Die resultierenden Kennwerte der einzelnen Materialparameter finden sich in Tabelle D.1.

**Tabelle D.1:** Kennwerte der allgemeinen Materialmodelle. Der E-Modul für das Materialmodell 1 wird über die BMD gemäß den Formeln 4.7-4.9 abgeleitet.

		Modell 1	Modell 2	Modell 3	Modell 4
<b>Neo Hook</b>	$C_1$	$E(4 + 4\nu)^{-1}$	$2,24 \cdot BMD$	-	-
	$D_1$	$(6 - 12\nu)E^{-1}$	0,12898	-	-
<b>Yeoh</b>	$C_1$	-	-	$1,12 \cdot BMD$	0,00001
	$C_2$	-	-	0,07360	1,34042
	$C_3$	-	-	-0,05684	$180,72 \cdot BMD$
	$D_1$	-	-	2,37209	0,72407
	$D_2$	-	-	0,02875	0,00313
	$D_3$	-	-	0,00019	0,02978
<b>Prony</b>	$g_1$	0,93254	0,54748	0,66532	-
	$g_2$	0,01339	0,28608	0,05868	-
	$g_3$	0,02992	0,03540	0,15113	-
	$k_1$	0,26573	0,11507	0,23030	-
	$k_2$	0,06189	0,01783	0,23523	-
	$k_3$	0,15126	0,03693	0,11570	-
	$\tau_1$	0,03080	3,60669	0,11350	-
	$\tau_2$	5,90320	9,89884	9,22057	-
$\tau_3$	277,493	223,374	244,066	-	
<b>Power</b>	$q_1$	-	-	-	$0,11 \cdot BMD + 12,7$
	$n_1$	-	-	-	$0,02 \cdot BMD + 2,64$
	$m_1$	-	-	-	-0,49674
	$a_1$	-	-	-	0,04012
	$\dot{\epsilon}_1$	-	-	-	21,1369
	$SR$	-	-	-	0,99208



# E Porcine Studie

## Implantationsmethodik

Die chirurgische Implantationsmethodik lässt eine breite Bandbreite an Variationen während des Einschlagens der Pfanne zu. Zur Voruntersuchung möglicher Einflüsse auf die Primärstabilität wurde eine Vorstudie am porcinen Becken durchgeführt.<sup>1</sup>

### E.1 Material und Methoden

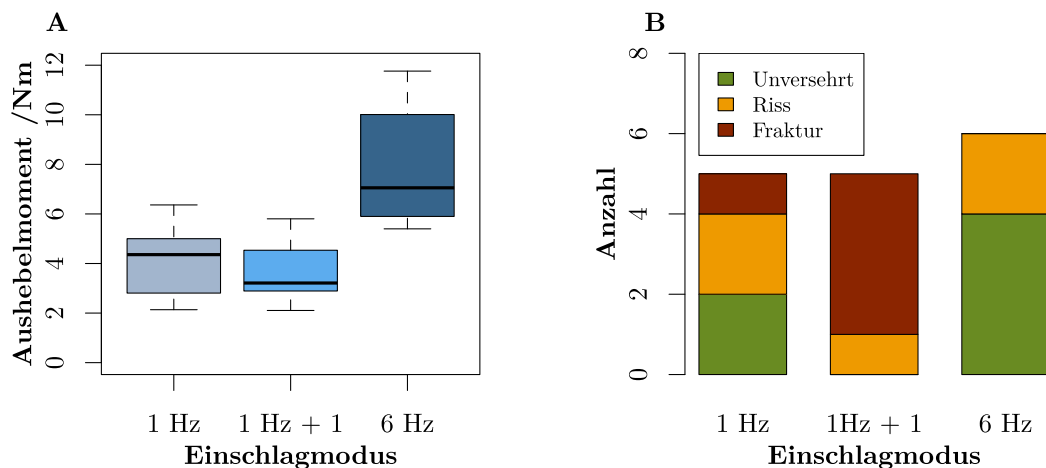
Drei verschiedene Einschlagmodi wurden zur Implantation von dünnwandigen 44 mm-Pinnacle®-Pfannen (DePuy Synthes, Leeds, UK) verwendet (Gruppe 1: 1 Hz ( $n = 5$ ); Gruppe 2: 1 Hz mit zusätzlichem Einzelschlag 20 Sekunden nach Einschlagende ( $n = 5$ ); Gruppe 3: 6 Hz ( $n = 6$ )). Die Pfannen wurden mit einem mechanischen Einschläger (Kin-cise, DePuy Synthes, Leeds, UK) in porcine Acetabula mit einem nominalen Pressfit von 1 mm implantiert. Die Messmethodik aus Kapitel 3.2 wurde für die porcine Acetabula adaptiert. Dabei wurden der Impuls und die Impulsdauer über eine Kraftmessdose im Einschläger (9333A, Kistler, Sindelfingen, Deutschland) gemessen. Mit Dehnmessstreifen an der Pfanneninnenfläche wurde die Pfannenverformung während und 10 Minuten nach der Implantation aufgenommen. Der erreichte Pressfit wurde mittels Laserscans (Handyscan 3D, Creaform, Ametek, Berwyn, PA, US) bestimmt. Die Primärstabilität wurde anhand des Aushebelsmoments ermittelt. Frakturen und Risse in den Acetabula wurden nach der Entfernung der Pfanne visuell identifiziert.

---

<sup>1</sup>Die Studie wurden im Rahmen einer Bachelorarbeit gemeinsam mit Fenna Neumann durchgeführt [266].

## E.2 Ergebnisse

Pfannen, die mit 1 Hz und mit 1 Hz + Zusatzschlag implantiert wurden, zeigten ähnliche Aushebelmomente ( $p = 0,841$ ), während die Pfannen der 6 Hz Implantation höhere Aushebelmomente aufwiesen ( $p < 0,001$ ). Es wurde kein Einfluss der Pfannenverformung auf das Aushebelmoment festgestellt ( $p = 0,383$ ). Alle drei Modi unterschieden sich nicht in Bezug auf die Verformung ( $p = 0,585$ ), die Anzahl der Schläge ( $p = 0,098$ ) und den Pressfit ( $p = 0,139$ ). Die Dehnungsrelaxation zwischen den einzelnen Schlägen war bei den Pfannen der 6 Hz Implantation höher ( $p = 0,039$ ), zudem wurde eine Tendenz zu höheren Impulsen ( $p = 0,059$ ) und kürzeren Impulsdauern beobachtet ( $p = 0,059$ ). Knochenschäden wurden bei allen Acetabula in der Zusatzschlag-Gruppe (4 Frakturen, 1 Riss) und für 3 Acetabula in der 1 Hz-Gruppe (1 Fraktur, 2 Risse) festgestellt. In der 6 Hz-Gruppe traten 2 Risse auf. Das Aushebelmoment in den frakturierten Acetabula war für alle Gruppen im Vergleich zum intakten Knochen um etwa 40 % reduziert ( $p = 0,115$ ).



**Abbildung E.1:** Ergebnisse der porcinen Vorstudie. A: Die Implantation mit 6 Hz erwies sich in Bezug auf die Primärstabilität als überlegen, während der Zusatzschlag nach 20 Sekunden keinen Vorteil brachte. B: Die geringsten Knochenschäden wurden innerhalb der 6 Hz Gruppe beobachtet.

## E.3 Diskussion

Die höhere Schlagfrequenz erwies sich für die Primärstabilität und die entstandene Knochenschädigung als vorteilhaft. Trotz der kürzeren Zeit zwischen den einzelnen Schlägen wurden bei hohen Schlagfrequenzen höhere Knochenrelaxationen festgestellt, was zusammen mit den kürzeren Impulsdauern auf eine erhöhte Systemsteifigkeit hinweist. Ein zusätzlicher Schlag nach 20 s zeigte keinen Nutzen. Die hohe Anzahl der Frakturen in der

Zusatzschlag-Gruppe traten vor dem zusätzlichen Schlag auf und sind nicht auf den Zusatzschlag zurückzuführen. Die Schlagfrequenz scheint eine wichtige Rolle für die Primärstabilität und die Knochenschädigung bei der Implantation zu spielen und wurde daher in einer weiteren Studie am humanen Becken näher untersucht.