



Technische Universität Hamburg
Institut für Biomechanik
Prof. Dr. Sara Checa Esteban

**Einfluss der Schaftgeometrie einer
zementfreien Primärprothese auf
Beanspruchungen am proximalen Femur
während der Implantation
– Eine numerische Analyse**

Masterarbeit

vorgelegt von
Theresa Magdalena Harpeng

Hamburg, den 12. Mai 2025

Erstprüfer: Prof. Dr. habil. Michael M. Morlock
Zweitprüferin: Prof. Dr. Sara Checa Esteban
Betreuerin: Katja Brand (geb. Glismann) M.Sc.

DOI: <https://doi.org/10.15480/882.15773>

ORCID iD: 0009-0008-4643-4564

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig sowie ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet.

Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Arbeit stehen.

Ich versichere an Eides statt, dass ich nach bestem Wissen die reine Wahrheit gesagt und nichts verschwiegen habe.

Vor Aufnahme der obigen Versicherung an Eides statt wurde ich über die Bedeutung der eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unrichtigen oder unvollständigen eidesstattlichen Versicherung belehrt.

Hamburg, den 12. Mai 2025

Unterschrift

Kurzfassung

Mit dem demografischen Wandel und der steigenden Adipositasprävalenz steigt die Coxarthroseinzidenz und damit die Anzahl zementfrei implantierter Hüfttotalendoprothesen (HTEP). Die zementfreie Versorgung ist jedoch mit einem erhöhten Risiko für intraoperative und postoperative periprothetische Femurfrakturen (PPF) verbunden, die in Deutschland 15,8 % der Folgeeingriffe begründen. Die Hauptursache für intraoperative PPF sind dabei erhöhte Dehnungen im proximalen Femur während der Schafimplantation. Um die femoralen Beanspruchungen *in silico* zu untersuchen, wurde in dieser Forschungsarbeit die Implantation bis zu dem *in vitro* ermittelten Frakturzeitpunkt weggesteuert mit impliziter Zeitintegration simuliert. Basierend auf einem quantitativen Computertomographiebild (QCT-Bild) eines humanen Femurs wurden hierfür zwei patient:innenspezifische realitätsnahe, linear-elastische Femurmodelle mit unterschiedlich großen Kavitäten erstellt (mittlere Abweichung: 0,13 mm). Der Vergleich und die Validierung der Simulationen mit zwei Implantatdesigns (mit und ohne medialem Kalkarkragen; CORAIL, Total Hip Systems, Johnson & Johnson Medical Limited, UK) gegen die *in vitro*-Untersuchung erfolgte anhand der Dehnungen des proximalen Femurs und der Implantationskraft.

Im Vergleich zu dem kragenlosen Äquivalent kam es *in silico* bei Kragenprothesen zu einer verstärkten Lastübertragung mit einer axialen Stauchung in den Kalkar-Kragen-Kontaktbereichen. Die axialen Stauchungen an der proximalen medialen Femuroberfläche blieben *in silico* allerdings unterhalb der *in vitro* gemessenen Stauchung von -0,49 %. Die Stauchungen von -0,21 % bei der Implantation in das Femur mit kleinerer Kavität lagen der *in vitro*-Situation am nächsten. Sowohl *in vitro* als auch *in silico* wurde das proximale Femur während der Implantation medial entlang der Ringachse zunächst gestaucht. In dem kalkarnahen Teilbereich traten nur *in vitro* kurz vor der Fraktur mediale Ringdehnungen auf Zug auf (0,69 % zum Frakturzeitpunkt), die allgemein als frakturursächlich angesehen werden. In den Simulationen war dieser Anstieg nicht zu sehen. Die tangentielle Stauchung *in silico* und *in vitro* wird auf die anterior-posteriore Weitung der Kavität zurückgeführt.

Die Simulationen zeigen, dass die zur vorgesehenen Positionierung des Implantats notwendige Implantationskraft sowie die Kraft an der späteren Frakturposition stark von den verwendeten Geometrien abhängt. Durch die laterale Vergrößerung der Femurkavität um bis zu 1,3 mm reduzierte sich die Kraft zum Frakturzeitpunkt um 55 % bei der Verwendung von Implantaten ohne Kragen und um 34 % bei Implantaten mit Kragen. Bei den Kragenprothesen war die Implantationskraft vor dem Kalkar-Kragen-Kontakt durch die Geometrieänderung ähnlich zu der *in vitro*-Situation. Die *in silico*-Implantationskraft stieg bei diesen ab dem Zeitpunkt des Kalkar-Kragen-Kontakts deutlich stärker als bei Implantaten ohne Kragen und als *in vitro*.

Die Simulationsergebnisse demonstrieren, dass die Verwendung einer realitätsnäheren Femurgeometrie mit kleinerer Kavität notwendig ist, um axiale und tangentielle Dehnungen während der *in vitro*-Implantation *in silico* realistischer abzubilden. Durch die Definition von Versagensmechanismen wird in weiterführenden Untersuchungen eine der *in vitro*-Situation nähere Implantationskraft erwartet.

Abstract

The incidence of coxarthrosis and thus the number of cementless total hip arthroplasties (THA) is increasing as a result of demographic change and the rising prevalence of obesity. However, cementless treatment is associated with an increased risk of intraoperative and postoperative periprosthetic femoral fractures (PPF), which account for 15.8 % of follow-up surgeries in Germany. The main cause of intraoperative PPF is seen in increased tangential strains on the proximal femur during stem insertion. In this research work, the displacement-controlled implantation up to the *in vitro* determined fracture point was simulated with the implicit time integration method in order to investigate the femoral strains *in silico*. Based on a quantitative computed tomography image (QCT image) of a human femur, two patient-specific, close-to-reality, linear-elastic femur models with cavities of different sizes were created (mean deviation: 0.13 mm). The comparison and validation of the simulations with two implant designs (with and without medial collar; CORAIL, Total Hip Systems, Johnson & Johnson Medical Limited, UK) against the *in vitro* study was based on the strains of the proximal femur and the implantation force.

In silico, collared stems resulted in increased load transfer with axial compression in the calcar-collar contact areas compared to the collarless equivalent. However, the axial compression at the proximal medial femoral surface *in silico* remained below the compression of -0.49 % measured *in vitro*. The compression of -0.21 % during stem insertion into the femur with a smaller cavity was closest to the *in vitro* situation. Both *in vitro* and *in silico* the proximal medial femur was initially compressed along the hoop axis during implantation. In the medial region close to the calcar, tensile hoop strains occurred only *in vitro* shortly before the fracture (0.69 % at the time of fracture), where they are generally considered to be the cause of the fracture. This increase was not seen in the simulations. The tangential compression *in silico* and *in vitro* is attributed to the anterior-posterior expansion of the cavity.

The simulations show that the implantation force required to reach the intended positioning of the implant and the force at the subsequent fracture position are highly dependent on the geometries used. Due to the lateral widening of the femoral cavity by up to 1.3 mm, the implantation force at the time of fracture was reduced by 55 % when collarless stems were used and by 34 % when collared stems were used. For collared stems, the implantation force prior to the calcar-collar contact was similar to the *in vitro* situation based on the changed geometry. As soon as calcar-collar contact was achieved, the *in silico* implantation force increased considerably more for collared stems than for collarless stems, and also compared to the *in vitro* situation.

The simulation results demonstrate that the use of a femoral geometry closer to reality with a smaller cavity is necessary in order to more realistically reproduce the axial and tangential strain distribution of an *in vitro* implantation *in silico*. By defining failure mechanisms in further studies, an implantation force closer to the *in vitro* situation is expected.

Inhaltsverzeichnis

Eidesstattliche Erklärung	ii
Kurzfassung	iii
Abstract	iv
Abbildungsverzeichnis	vii
Tabellenverzeichnis	xi
Glossar	xiii
Abkürzungs- und Symbolverzeichnis	xv
Abkürzungen	xv
Symbole	xvi
1 Einleitung	1
2 Grundlagen	5
2.1 Anatomie und Kinetik des Hüftgelenks und des Femurs	5
2.1.1 Anatomie des Hüftgelenks und des Femurs	5
2.1.2 Belastung und Beanspruchung des Femurs	7
2.1.3 Exkurs: Physikalische Grundlagen	8
2.2 Behandlung von Coxarthrose durch eine HTEP	11
2.2.1 Implantationskraft und Knochenbeanspruchungen	11
2.2.2 Frakturentstehung im kortikalen Knochen	16
2.2.3 Einflussfaktoren auf intraoperative PPF	20
2.2.4 Früh postoperativ: Primärstabilität	21
2.3 Finite-Elemente-Methode	22
2.3.1 Oberflächendiskretisierung	23
2.3.2 Belastungs- und Kontaktsituationen	26
2.4 Erstellung der Knochengeometrie für ein FE-Modell	28
3 Material und Methoden	31
3.1 Phase I: Vorbereitung	32
3.1.1 Auswertung der <i>in vitro</i> -Untersuchung	32
3.1.2 Bildrekonstruktion	36
3.1.3 Ausrichtung des Implantats und Ermittlung des lokalen Koordinatensystems	37
3.1.4 Nachbearbeitung der Oberflächenmodelle	39

3.2	Phase II: Simulation auf Basis experimenteller Daten	42
3.2.1	Vernetzen und Zuweisung von Materialeigenschaften	42
3.2.2	Modellaufbau in Abaqus.....	46
3.3	Phase III: Auswertung und Anpassungen	53
3.3.1	Ausgabevariablen	53
3.3.2	Parametervariation.....	53
3.3.3	Maßnahmen zur Senkung der Kraft.....	56
3.3.4	Ermitteln geometrischer Unterschiede zwischen den Modellen	57
4	Ergebnisse	59
4.1	Analyse der Verschiebungen und Rotationen.....	59
4.2	Einflussanalyse der Abaqus-Parameter	61
4.2.1	Knochen-Implantat-Kontakt.....	61
4.2.2	Nebenbedingungen und Randbedingungen	64
4.3	Analyse der Geometrieveränderung zur Senkung der Implantationskraft	66
4.4	Analyse der proximalen Dehnungen	75
5	Diskussion	85
5.1	Analyse des Simulationsaufbaus	85
5.2	Berechnete Implantationskraft und Einflussanalyse	86
5.2.1	Unterschiede zwischen den verwendeten Geometrien	86
5.2.2	Parameterveränderung	88
5.2.3	Kontaktdruck	89
5.3	Einfluss auf die Dehnungen	90
5.3.1	Mediale Oberflächendehnungen in axialer Richtung	90
5.3.2	Mediale Oberflächendehnungen entlang der Ringachse.....	91
5.3.3	Dehnungen entlang der Ringachse und in radialer Richtung in der Kavität und an der Femuroberfläche	94
5.4	Limitationen und Ausblick.....	95
6	Fazit	98
	Literatur	101
A.	Aufbau der FE-Simulationen	118
B.	Matlab-Code zur Bestimmung der Rotation	119
C.	Bonemat- Kalibrierungsparameter	120
D.	Python-Code zur Skalierung der Materialeigenschaften	122
E.	Amplituden für Randbedingungen in Abaqus	123
F.	Ausblick: Kraftgesteuerte Belastung	124

Abbildungsverzeichnis

1.1:	Komponenten einer zementfreien HTEP-Versorgung mit dem Corail-Schaft (CORAIL® Total Hip Systems, DePuy Synthes, Leeds, UK) und dem Femurkopf (12/14 BIOLOX®delta Femoral Heads, DePuy Synthes, Leeds, UK) (Darstellung in Anlehnung an [13, 14]).....	1
2.1:	Aufbau des humanen Femurs (Darstellung basierend auf [55]).....	6
2.2:	AP-Röntgenaufnahme von Pelvis und Femora mit Abduktorkraft F_{abd} , Bodenreaktionskraft F_{Boden} , Gelenkreaktionskraft F_{Gelenk} , Hebelarm des Abduktors r , Hebelarm des Körpergewichts R [53, 60] sowie femorales Offset FO und acetabuläres Offset FO (Darstellung basierend auf [51]).....	7
2.3:	a Zug- und Druckbeanspruchung des proximalen Femurs mit Abduktorkraft F_{abd} und Gelenkreaktionskraft F_{Gelenk} , b Femurtrajektorien (Darstellung basierend auf [53]).....	8
2.4:	Feder (Hooke-Element) als Modell für lineare Elastizität [67].....	10
2.5:	CCD-Winkel und Offset des Standard-Corail-Schafts mit medialem Kalkarkragen (Darstellung basierend auf [76]).....	11
2.6:	a Implantation in das Femur unter Aufbringung der Implantationskraft F_I (Darstellung basierend auf [81]). b Vereinfachtes Freikörperbild (schematisch) in Ruhe mit den an der gesamten Kontaktfläche wirkenden Kräften F_N (Normalkraft), F_K (Normalkraft des Knochens) und F_R, sta (statische Reibungskraft).....	12
2.7:	Klassisches isotropes Coulombsches Reibungsmodell (Eigene Darstellung in Anlehnung an [82]).....	13
2.8:	Radiologische Grundlage für die präoperative HTEP-Planung (links) und schematische Darstellung der Transversalebene (rechts) mit der Belastung und Beanspruchung des Femurs bei der Schaftimplantation: In der Kavität treten kleine radiale Druckspannungen und große Ringspannungen auf, während an der Knochenoberfläche ausschließlich Ringspannungen existieren (eigene Darstellung basierend auf [28]).....	15
2.9:	Makroskopischer und mikroskopischer Aufbau des Femurs (Darstellung in Anlehnung an [87]). Bei der axialen Rissinitiierung (grünes Element) sind die Osteone parallel zur Rissrichtung ausgerichtet (mechanischer Pfad (axial) koplanar zu mikrostrukturellem Pfad (axial)), bei der tangentialen Rissinitiierung (orangefes Element) liegen die Osteone senkrecht zur Rissrichtung (mechanischer Pfad (tangential) orthogonal zum mikrostrukturellen Pfad (axial)) [86] (Darstellung in Anlehnung an [88]).....	17

2.10:	Risswiderstandskurven von Modus-I-Bruchtests in axialer Richtung in humanen Humeri (drei Altersgruppen) (Darstellung basierend auf [89]).	18
2.11:	Spannungs-Dehnungs-Kurven bei unterschiedlichen Dehnraten für humanen kortikalen Knochen im Zugversuch. Der elastische Bereich gefolgt von einem bei geringeren Dehnraten ausgeprägteren plastischen Bereich sind erkenntlich (Darstellung basierend auf [66]).	19
2.12:	Lokale Knotennummerierung in einem Dreieck [105].	24
2.13:	Einfache Verschiebungssteuerung für zwei Kraftkomponenten F_y und F_z (Darstellung in Anlehnung an [67]).	26
2.14:	Normalverhalten: <i>Pressure-overclosure</i> -Beziehung <i>hard contact</i> mit <i>constraint enforcement</i> Methode a <i>Direct</i> und b <i>Penalty</i> . Mit Abstand (<i>clearance</i>) c zwischen den Kontaktflächen ($c > 0$), Überschneidung (<i>penetration/overclosure</i>) h der Oberflächen ($h > 0$ bzw. $c < 0$) und Kontaktdruck P (eigene Darstellung in Anlehnung an [108]).	27
2.15:	Vergleich von linearer Kontaktsteifigkeit K_{lin} und nichtlinearer Kontaktsteifigkeit K_f bei Verwendung der <i>Pressure-overclosure</i> -Beziehung „ <i>hard</i> “ <i>contact</i> mit der <i>constraint enforcement</i> -Methode <i>Penalty</i> (eigene Darstellung in Anlehnung an [108]).	28
3.1:	Wesentliche Schritte des Aufbaus der Implantationssimulation.	32
3.2:	GOM Correlate: a Gesamtfläche der Dehnungsmessung (rot) und über den gesamten Versuchszeitraum identifizierbarer Flächenbereich bestehend aus fünf Messpunkten (blaue Teilfläche); b Mediale Fraktur zum Zeitpunkt $t = 160,6$ s.	34
3.3:	GOM Correlate: Rotationen um x-, y- und z-Achse.	34
3.4:	GOM Correlate: Punkte zur Bestimmung von Abständen und Verschiebungen im Knochen-KOS (unteres KOS).	35
3.5:	Polyworks: Lokales Koordinatensystem auf dem Implantat mit Kragen.	38
3.6:	Meshmixer: Beispiele für separat bearbeitete/geglättete Bereiche (orange markiert): a distale vertikale Schaftrillen und b proximale mediale Rillen.	39
3.7:	Meshmixer: Beispiel für separat bearbeiteten Bereich (orange markierter Kalkarkragen): a vor und b nach der Glättung von Imp-mK B.	40
3.8:	Polyworks und VXelements: Erstellung des Implantats ohne Kragen der Simulation A (Imp-oK A).	41
3.9:	Abaqus: Simulation B1: a+b Partitioniertes Implantat- und Femurmodell und c vernetztes Femur-Implantat-System.	43
3.10:	Abaqus: Kavitätoberfläche (rot) des Femurs B.	47
3.11:	Abaqus: Schematische Darstellung der definierten Neben- und Randbedingungen während des Analyseschritts.	50
3.12:	GOM Correlate und Abaqus: Gesamt- und Teilfläche an der Femuroberfläche zur Dehnungsauswertung.	52

3.13: Polyworks: Überschneidungen (negative Werte) zwischen dem Ausgangsimplantat mit Kragen und dem Ausgangsfemur.	55
3.14: Abaqus: Kontaktdruck P (CPRESS) in der lateralen Femurkavität bei Simulation A1 ($t = 100 s$).	56
4.1: GOM Correlate: Vergleich der Methoden zur Bestimmung der Implantatverschiebung in z-Richtung mit dem Standardweg der Zwick-Prüfmaschine.	59
4.2: GOM Correlate: Vergleich der Methoden zur Bestimmung der Implantatverschiebung in x-, y- und z-Richtung.	60
4.3: GOM Correlate: Implantatrotationen um die x-, y- und z-Achse.	61
4.4: Abaqus: Gesamtverformung des Femurs A abhängig von Kontakteinstellungen ($t = 160,5 s$, U1 frei, U2 = 0, U3 = 1, UR1 frei, UR2 frei, UR3 = 1, Imp-RP (0 0 10), Imp-mK A).	62
4.5: Abaqus: Gesamtverformung des Femurs A abhängig von der Interferenz ($t = 160,5 s$, U1 frei, U2 = 0, U3 = 1, UR1 = UR2 = 0, UR3 = 1, Imp-RP (0 0 10), $\mu = 0,01$, Dämpfungsfaktor = 0,01, Imp-mK A).	63
4.6: Abaqus: Implantationskraft-Zeit-Diagramm für unterschiedliche Referenzpunkte der vier Simulationen.	64
4.7: Abaqus: Vergleich der Gesamtverformung des Femurs abhängig von FHGs ($t = 160,5 s$, Imp-RP (0 0 10), $\mu = 0,1$, keine künstliche Dämpfung).	65
4.8: Polyworks: Vergleiche der Femora: Negative Werte: Referenzobjekt ist größer als Vergleichsobjekt (d. h. Kavität ist kleiner) und vice versa.	66
4.9: Polyworks: Vergleich der Implantate: a+b Imp-mK B – Imp-mK A; c+d Imp-oK B – Imp-oK A. Positive Werte: Vergleichsobjekt (A) ist größer als Referenzobjekt (B) und vice versa.	67
4.10: Bonemat: Vergleich der Implantate mit Kragen: Bei Imp-mK B (lila) ist der kragennahe mediale Bereich näher an der realen Ausgangsgeometrie des Implantats mit Kragen (blau) als bei Imp-mK A (gelb).	68
4.11: Bonemat: Vergleich der Implantate mit Kragen: a Proximaler trapezförmiger Querschnitt und b distaler rechteckiger Querschnitt mit Schaftrillen.	68
4.12: Abaqus: Kontaktfläche in der Femurkavität (grau) (ventrale Femurhälfte, Schnitt entlang der x-z-Ebene) ($t = 160,5 s$).	69
4.13: Abaqus: Kontaktdruck in der Femurkavität (ventrale Femurhälfte, Schnitt entlang der x-z-Ebene) ($t = 160,5 s$).	70
4.14: Abaqus: Abstand zwischen dem Implantat und dem Femur (blau) im proximalen medialen Bereich bei Simulation A1 (ventrale Femurhälfte, Schnitt entlang der x-z-Ebene) ($t = 160,5 s$)...	71
4.15: Abaqus: Kontaktdruck P zum Zeitpunkt $t = 135 s$ an der Kragen-Kalkar-Berührungsfläche bei den Simulationen A1 und B1.	71

4.16: Abaqus: Kontaktdruck P an der Kragen-Kalkar-Berührungsfläche bei den Simulationen A1 und B1.	72
4.17: Abaqus und GOM: Implantationskraft-Zeit-Kurven der experimentellen Untersuchung und der Simulationen ($t = 160,5 s$).	73
4.18: Abaqus: Gesamtverformung des Femurs A bei Simulation A1.	74
4.19: Abaqus: Gesamtverformung der Femora in den Simulationen ($t = 160,5 s$).	74
4.20: GOM Correlate und Abaqus: Proximale mediale Oberflächendehnungen ε_y (LE22) in Tangentialrichtung des <i>in vitro</i> -Versuchs und der Simulationen. Grau gekennzeichnete Bereiche weisen Dehnungen $\varepsilon_y > 0,5 \%$ auf.	76
4.21: GOM Correlate und Abaqus: Zeitliche Verläufe der gemittelten proximalen medialen Oberflächendehnungen ε_y (LE22, Tangentialdehnungen) in der Gesamtfläche.	77
4.22: GOM Correlate und Abaqus: Zeitliche Verläufe der gemittelten proximalen medialen Oberflächendehnungen ε_y (LE22, Tangentialdehnungen) in der Teilfläche.	77
4.23: GOM Correlate und Abaqus: Proximale mediale Oberflächendehnungen ε_z (LE33) in Axialrichtung der <i>in vitro</i> -Untersuchung und der Simulationen.	79
4.24: GOM Correlate und Abaqus: Zeitliche Verläufe der gemittelten proximalen medialen Oberflächendehnungen ε_z (LE33, Axialdehnungen) in der Gesamtfläche.	80
4.25: GOM Correlate und Abaqus: Zeitliche Verläufe der gemittelten proximalen medialen Oberflächendehnungen ε_z (LE33, Axialdehnungen) in der Teilfläche.	80
4.26: Abaqus: Dehnungen in x-Richtung ($t = 160,5 s$) der vier Simulationen proximal (links) und ventrale Femurhälfte im Schnitt (rechts).	82
4.27: Abaqus: Dehnungen in y-Richtung ($t = 160,5 s$) der vier Simulationen proximal (links) und ventrale Femurhälfte im Schnitt (rechts).	83
4.28: Abaqus: Dehnungen in z-Richtung (axial) ($t = 160,5 s$) der vier Simulationen proximal (links) und ventrale Femurhälfte im Schnitt (rechts).	84
5.1: Schematische Darstellungen der Transversalebene (links) und des proximalen Femurs mit Implantat (rechts) mit der Belastung und Beanspruchung des Femurs bei Implantation eines doppel-keilförmigen Schafts (eigene Darstellung basierend auf Abbildung 2.8 und [28]).	92
5.2: Isotropes Reibungsmodell mit der maximalen, kritischen Scherspannung $\tau_{max} = \tau_{crit}$ (Eigene Darstellung in Anlehnung an [82, 184]).	96
A.1: Workflow-Diagramm des Aufbaus und der Validierung der FE-Simulationen. Erstellt mit der Software Visio (Microsoft Visio Professional 2021, USA).	118
B.1: Matlab-Code zur Bestimmung der Rotation des lokalen KOS gegenüber des globalen KOS.	119
D.1: Python-Code für die Skalierung der Materialeigenschaften in Abaqus.	122

Tabellenverzeichnis

2.1:	Vergleich von Ingenieurdehnungen und logarithmischen (wahren) Dehnungen [67].....	9
2.2:	Vergleich von Ingenieurspannungen und wahren Spannungen [67].....	10
2.3:	Mechanische Eigenschaften des humanen kortikalen Knochens bei Testung parallel bzw. orthogonal zur Längsachse des Knochens ([66] sofern nicht anders angegeben).	20
3.1:	GOM Correlate: Ermittelte Abstände und Verschiebungen	35
3.2:	Kombination der verwendeten Modelle der vier Simulationen.	39
3.3:	Meshmixer: Glättungseinstellungen.....	40
3.4:	Vergleich der Netzdicht vor und nach der Bearbeitung.	41
3.5:	Netzgrößen der mit C3D10M-Elementen vernetzten Geometrien.....	44
3.6:	Einstellungen für die nichtlineare Kontaktsteifigkeit K_f [108].	49
3.7:	Abaqus: Ausgabevariablen.....	53
3.8:	Festgelegte Ausgabefrequenz in Abhängigkeit von der Simulationszeit.....	53
3.9:	Freiheitsgrade in den verwendeten Simulationen und in Vorversuchen.	54
3.10:	Vorversuche mit unterschiedlichen Kontakteinstellungen basierend auf Simulation A1 mit dem Implantat-RP (0 0 10) und den FHGs in Tabelle 3.9).	57
3.11:	Amplitude des <i>Interference Fits</i>	57
4.1:	Vergleich der Vorversuche bezüglich der Implantationskraft FI ($t = 160,5$ s).....	63
4.2:	Vergleich zwischen dem unbearbeiteten Femur (Ausgangsfemur) (direkt nach Segmentierung, ohne Oberflächenbearbeitung), dem in den Simulationen A und dem in den Simulationen B verwendeten Femur (ca. proximale Hälfte).....	66
4.3:	Vergleich zwischen den unbearbeiteten Implantaten (Ausgangsimplantate) und den Implantaten mit Kragen (-mK) und ohne Kragen (-oK).....	67
4.4:	Vergleich der Implantationskraft FI zwischen dem <i>in vitro</i> -Versuch und den Simulationen zu fünf Zeitpunkten.	72
5.1:	Vergleich der medialen Oberflächendehnungen ε_y (LE22, in %) entlang der Ringachse in der Teilfläche (vgl. Abbildung 4.22) mit experimentellen Studien. ^a Medial bis anterior. ^b Precise-fit: Raspel und Implantat in gleicher Größe.	93

C.1: Vergleich Bonemat-Kalibrierungsparameter mit Einstellungen wie in Kapitel 3.2.1 beschrieben.	120
E.1: In Abaqus eingestellte Amplituden der Implantatverschiebung und -rotation nach GOM-Daten zur Festlegung von Randbedingungen.	123
F.1: In Abaqus eingestellte Amplituden Punktlast CF3 nach <i>in vitro</i> -Kraftmessung.	124

Glossar

Begriff	Definition
Acetabulum	Gelenkpfanne des Hüftgelenks
anterior	Anatomische Lagebezeichnung: Weiter vorne gelegen
anteromedial	Anatomische Lagebezeichnung: Zusammensetzung aus anterior und medial; weiter vorne und zur Mitte hin
axial	Entlang der Achse der Gliedmaßen verlaufend
Caput femoris	Femurkopf
Coxarthrose	Degenerative Gelenkerkrankung des Hüftgelenks, Osteoarthritis der Hüfte
Diaphyse	Schaft des Röhrenknochens
Dorr-Typ	Femurmorphologie bezüglich der Markkanalform
distal	Anatomische Lagebezeichnung: Weiter von der Körpermitte entfernt liegend
dorsal	Anatomische Lagebezeichnung: Zum Rücken hin gelegen
Femur	Oberschenkelknochen
Fraktur	Knochenbruch
intraoperativ	Während der Operation
<i>in silico</i>	Durch eine numerische Simulation
<i>in situ</i>	In der natürlichen Umgebung eines Organismus; an der gegebenen anatomischen Position
<i>in vitro</i>	Außerhalb eines lebenden Organismus, z. B. isolierte Gewebestrukturen
<i>in vivo</i>	Innerhalb eines lebenden Organismus
Isthmus	Region mit dem kleinsten Durchmesser des Markraums
Kortikalis (Kortex)	Außenliegender kompakter Knochen mit dichten Knochenlamellen
lateral	Anatomische Lagebezeichnung: seitlich gelegen, von der Körpermitte weg orientiert
medial	Anatomische Lagebezeichnung: zur Körpermitte orientiert
Metaphyse	Übergangsbereich zwischen den Gelenkenden und dem Schaft des Röhrenknochens
Offset	Versatz des Femurs oder des Hüftimplantats
Osseointegration	Stabile Verankerung des Implantats im Knochen durch die Bildung von Knochengewebe, ohne dass sich dabei faseriges Gewebe an der Knochen-Implantat-Grenzfläche bildet
Osteoporose	Knochenschwund
Osteotomie	Durchtrennung von Knochen, Knochenschnitt
Pelvis	Becken
periprotetisch	In der Nähe einer Prothese
physiologisch	Natürlich, gesund, den normalen Lebensvorgängen entsprechend
posterior	Anatomische Lagebezeichnung: Weiter hinten gelegen

postoperativ	Nach dem operativen Eingriff
präoperativ	Vor dem operativen Eingriff
proximal	Anatomische Lagebezeichnung: Näher an der Körpermitte gelegen
Press-Fit	Implantat ist 0,5 mm größer als die Raspel
Precise-Fit	Implantat ist gleich groß wie die Raspel
Loose-Fit	Implantat ist 0,5 mm kleiner als die Raspel
Resektion	Operative Entfernung von Organen oder Organteilen
Revision	Operation zur Behandlung von Komplikationen, Wechseloperation
Spongiosa	Innenliegender schwammartiger Knochen umgeben von kortikalem Knochen
tangential	Quer verlaufend
Trabekel	Knochenbälkchen
Transversalebene	Anatomische Ebene: Horizontale Körperebene
Trochanter major	Großer Rollhügel; kräftiger Knochenvorsprung des Femurs
Trochanter minor	Kleiner Rollhügel; medial-dorsaler Knochenvorsprung des Femurs
ventral	Zur Vorderseite des Körpers
Strain Shielding	Knochenabbau und -umbau aufgrund der Übertragung der Belastung auf das auf das Implantat anstatt auf das umgebende Knochengewebe

Abkürzungs- und Symbolverzeichnis

Abkürzungen

Abkürzung	Definition
AO	Acetabuläres Offset
BMD	Knochenmineraldichte (engl. <i>bone mineral density</i>)
CCD-Winkel	Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel
CC-Verhältnis	Anteil des Isthmus des intramedullären Kanals an der Abmessung des Isthmus des Kalkars (engl. <i>canal to calcar isthmus ratio</i> , CCR)
CI	Kortikalisindex (engl. <i>cortical index</i>) $\frac{\text{Durchmesser Femurdiaphyse} - \text{Durchmesser intramedullärer Kanal}}{\text{Durchmesser Femurdiaphyse}}$
CCR/CI	Kortikalis-Kanal-Form (engl. <i>cortical-canal shape</i>)
DIC	Digitale Bildkorrelation (engl. <i>digital image correlation</i>)
DMS	Dehnungsmessstreifen
DVC	Digitale Volumenkorrelation (engl. <i>digital volume correlation</i>)
EPRD	Endoprothesenregister Deutschland
FEA	Finite-Elemente-Analyse
FEM	Finite-Elemente-Methode
FO	Femorales Offset
Gl.	Gleichung
GO	Globales Offset
HA	Hydroxylapatit; chemische Zusammensetzung: $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$
HTEP	Hüfttotalendoprothese
OECD-Staaten	Mitgliedstaaten der Organisation für wirtschaftliche Zusammenarbeit und Entwicklung (engl. Organisation for Economic Cooperation and Development)
PPF	Periprothetische Fraktur
THA	Totale Hüftarthroplastik (engl. <i>Total Hip Arthroplasty</i>)

Symbole

Symbol	Einheit	Definition
A	m^2	Fläche
Δa	m	Rissgröße
B		Objektsegment (Knochen)
\bar{B}		Hintergrundsegment (kein Knochen)
c	m	Abstand zwischen den Oberflächen
D		Dämpfungsfaktor
d		Dimension des Gleichungssystems
E	GPa	Elastizitätsmodul (E-Modul)
F	N	Kraft
F_{Boden}	N	Bodenreaktionskraft
F_{Gelenk}	N	Gelenkreaktionskraft
F_I	N	Implantationskraft
F_K	N	Normalkraft des Knochens
F_N	N	Normalkraft
F_R	N	Reibungskraft
$F_{R,dyn}$	N	dynamische Reibungskraft
$F_{R,sta}$	N	statische Reibungskraft
\mathbf{f}		Lastvektor Hier: Kraftvektor (Knotenpunktkräfte)
\mathbf{I}		Einheitsmatrix
$I(p)$		Intensität des Pixels p
\mathbf{K}		$(N \times N)$ -Steifigkeitsmatrix
K_c	$MPa\sqrt{m}$	kritischer Spannungsintensitätsfaktor bzw. Bruchzähigkeit
K_{Ic}	$MPa\sqrt{m}$	kritischer Spannungsintensitätsfaktor bzw. Bruchzähigkeit bei einer reinen Dehnung (Modus I); Werkstoffkennwert bei der eine Rissausbreitung einsetzt; Widerstandsfähigkeit eines Werkstoffs gegen instabiles Risswachstum
k		Federsteifigkeit
l_0	m	Ursprüngliche Länge
Δl	m	Längenänderung
P	$Pa = \frac{N}{m^2}$	Kontaktdruck
$P_i^{(r)}$		Knoten mit der lokalen Nummer i im Element mit der Nummer r
R_e	MPa	Streckgrenze
R_m	MPa	Zugfestigkeit
r	m	Radius
r_a	m	Außenradius

r_i	m	Innenradius
T		Schwellenwert
$T^{(r)}$		Element (Nummer r) der Vernetzung
\dot{u}		Verschiebungsgeschwindigkeit
\mathbf{u}		Lösungsvektor des FE-Gleichungssystems Hier: Verschiebungsvektor (Knotenpunktverschiebungen)
ε	/	Dehnung
ε^{GL}	/	Green-Lagrange-Dehnung
ε^{Hencky}	/	Hencky-Dehnung
ε^{Ing}	/	Technische Dehnung
ε^{log}	/	Logarithmische (wahre) Dehnungen
ε_h	/	Dehnung entlang der Ringachse, Ringdehnung
ε_q	/	Querkontraktion (negative Dehnung)
ε_x	/	Dehnung entlang der x-Achse (in tangentielle Richtung)
ε_y	/	Dehnung entlang der y-Achse (in tangentielle Richtung)
ε_z	/	Dehnung entlang der z-Achse (in axiale Richtung)
μ	/	Reibungskoeffizient
μ_{dyn}	/	Gleitreibungskoeffizient
μ_{sta}	/	Haftungskoeffizient
ν	/	Querkontraktionszahl, Poissonzahl, Querdehnungszahl
σ	$\frac{N}{m^2}$	Spannung
σ^{Ing}	$\frac{N}{m^2}$	Ingenieurspannung
σ^{wahr}	$\frac{N}{m^2}$	wahre Spannung
σ_h	$\frac{N}{m^2}$	Spannung entlang der Ringachse, Ringspannung
σ_r	$\frac{N}{m^2}$	Radiale Druckspannung
τ	$\frac{N}{m^2}$	Scherspannung
τ_{crit}	$\frac{N}{m^2}$	Kritische Scherspannung
τ_{eq}	$\frac{N}{m^2}$	Äquivalente Scherspannung mit den orthogonalen Scherspannungskomponenten τ_1 und τ_2

1 Einleitung

Die Implantation eines Hüftgelenkersatzes ist ein weit verbreiteter chirurgischer Eingriff in Europa, wobei Deutschland eine der höchsten Inzidenzraten innerhalb der OECD-Staaten¹ aufweist [1]. Die häufigste Indikation für eine Hüfttotalendoprothese (HTEP) in Deutschland ist dabei die Coxarthrose (73,4 %) [2], der fortschreitende Verschleiß des Hüftknorpels [3]. Die Coxarthrose ist eine degenerative Gelenkerkrankung und führt zu einer Schädigung des Hüftgelenks [4, 5] und damit zu Schmerzen und Funktionseinschränkungen [3, 5-8]. Die totale Hüftarthroplastik (THA), bei der das geschädigte Hüftgelenk durch eine HTEP (Abbildung 1.1) ersetzt wird [9], ist eine effektive Möglichkeit, die Schmerzen und Funktionseinschränkungen zu behandeln [6] und die Lebensqualität der Patient:innen wieder zu erhöhen [1, 9, 10]. In den letzten Jahrzehnten stieg die Anzahl durchgeführter Hüftoperationen kontinuierlich. Hauptfaktoren hierfür sowie für den prognostizierten weiteren Anstieg sind die alternde Bevölkerung und die zunehmende Prävalenz von Adipositas, die beide zu einer steigenden Arthroseinzidenz führen [1, 11, 12]. Angesichts dieser Entwicklungen ist die Auseinandersetzung mit der Hüftendoprothetik von hoher Relevanz.

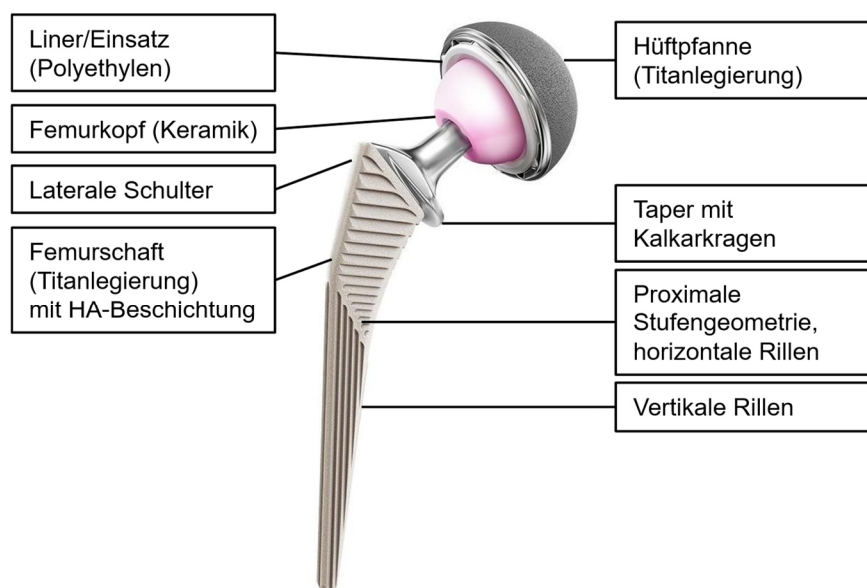


Abbildung 1.1: Komponenten einer zementfreien HTEP-Versorgung mit dem Corail-Schaft (CORAIL® Total Hip Systems, DePuy Synthes, Leeds, UK) und dem Femurkopf (12/14 BIOLOX®delta Femoral Heads, DePuy Synthes, Leeds, UK) (Darstellung in Anlehnung an [13, 14]).

¹ OECD-Staaten: Mitgliedstaaten der Organisation für wirtschaftliche Zusammenarbeit und Entwicklung (engl. Organisation for Economic Cooperation and Development)

Obwohl die Ausfallwahrscheinlichkeit von 5 % neun Jahre nach der primären THA bei elektiven HTEP mit zementfreier Standardschaft gering ist [2], bestehen weiterhin zentrale Herausforderungen in der zementfreien Verankerung. Wird der metallische Implantatschaft der HTEP in der Femurkavität zementfrei verankert, treten sowohl intraoperativ (0,31-27,8 %) als auch postoperativ häufiger periprotetische Frakturen (PPF) auf als bei der zementierten Verankerung [15-24]. Die Inzidenz postoperativer PPF bei einer zementfreien primären HTEP liegt bei 0,34 % (1 180 von 337 647 primären THA, United Kingdom National Joint Registry (NJR) in 2003-2016), wovon 44 % (520 von 1 180) innerhalb der ersten 90 Tage nach der Operation auftreten [25]. Die Ursache für PPFs innerhalb dieses Zeitbereichs wird in intraoperativ entstandenen, unbemerkten Rissen oder Fissuren vermutet, welche sich in der Rehabilitationsphase zu klinisch relevanten Frakturen vergrößern [26-28]. Neben postoperativen PPF ist die aseptische Lockerung ebenfalls eine mögliche Folge einer unbemerkten intraoperativen PPF [29], da diese die Osseointegration im Frakturbereich stören [30] und die Stabilität des Implantatschafts im Femur stark reduzieren kann [27, 29].

Revisionsoperationen sind insgesamt häufiger durch die aseptische Lockerung (22,1 %) als durch postoperative PPF (15,8 %) indiziert [2]. Folgeeingriffe weisen, hauptsächlich aufgrund der schlechteren Knochenqualität [28], des hohen Alters und der Komorbiditäten der Patient:innen [31, 32], hohe postoperative Komplikationen von 18 % bis 23 % auf [32]. Die Mortalität ein Jahr nach der Revisionsoperation beträgt, abhängig von Alter und Geschlecht, 1,2 % bis 9,8 % [32]. Daher ist es zentral, den Entstehungsmechanismus intraoperativer PPF zu verstehen, um durch die Vermeidung intraoperativer PPF das postoperative Komplikations- und Mortalitätsrisiko zu senken [28].

Ein wesentlicher Faktor für die Entstehung intraoperativer PPF sind hohe Knochenbeanspruchungen, insbesondere proximale mediale Ringdehnungen [27-29]. Im Fall der zementfreien Press-Fit-Verankerung entstehen PPF dadurch, dass der Implantatschaft unter Kraftaufwendung in die zuvor erzeugte Femurkavität eingebracht wird, um die initiale mechanische Stabilität zu erreichen [27, 33]. Um die während der Implantation entstehenden Dehnungen experimentell zu ermitteln, werden Dehnungsmessstreifen (DMS) [27, 29] oder die digitale Bildkorrelation (Digital Image Correlation, DIC) [34, 35] genutzt. Mit ersterem bestimmen Jasty et al. (1993) und Elias et al. (2000) die maximalen Ringdehnungen während der Implantation [27, 29]. In einer vorangegangenen Arbeit am Institut für Biomechanik wurde die proximale Beanspruchung des porcinen Femurs während des kompletten Implantationszeitraums bis zu einer provozierten Fraktur untersucht [34]. Dabei wurden sowohl axiale Dehnungen als auch Dehnungen entlang der Ringachse (tangentielle Dehnungen) ausgewertet. Um ein besseres Verständnis über die Natur und die Mechanismen der entstehenden Dehnungen während der Implantation zu erlangen, werden in der vorliegenden Arbeit FE-Simulationen aufgebaut. Ziel dabei ist es, die in einer institutsintern durchgeführten *in vitro*-Untersuchung auftretenden Dehnungen *in silico* nachzubilden. Diese *in vitro*-Verformung des proximalen medialen Femurs wurde dabei durch das GOM/Aramis-Kamerasystem (ARAMIS 3D Camera, Carl Zeiss GOM Metrology GmbH, Deutschland) aufgezeichnet und die Dehnungen in der zugehörigen Software GOM Correlate (GOM Software 2018 Hotfix 2, Rev. 113294, Carl Zeiss GOM Metrology GmbH, Deutschland) ermittelt.

In vielzähligen FE-Studien wird eine implantierte HTEP belastet, um die Mikrobewegungen [4, 36-38], die Schaftabsenkung [36] und die Knochenbeanspruchung [39] während des Gehens zu untersuchen.

Weitere FE-Studien betrachten die Veränderung der Knochenbeanspruchung durch die HTEP-Implantation [4, 26, 36, 40, 41]. Wenige Studien simulieren hingegen die Implantationsphase [36, 42]. Um die Implantationssimulation zu analysieren, wird in der vorliegenden Arbeit die implizite Zeitintegration verwendet. Dabei soll die Frage geklärt werden:

- (1) *Welche Herangehensweisen sind bei der Verwendung realitätsnaher Geometrien (Femur und Implantat) bei der impliziten Implantationssimulation zielführend?*

Meist werden vereinfachte Geometrien verwendet, um die Implantation zu simulieren. In vergleichbaren Studien wird die Femurkavität generiert, indem die Implantatgeometrie von der aus einem CT-Bild segmentierten Femurgeometrie subtrahiert wird [36]. Hieraus ergeben sich jedoch Kontaktbedingungen, welche nicht die reale Situation nach dem Raspeln widerspiegeln. Zudem wird die Knochenverdichtung infolge des Raspelns ignoriert. Die realitätsnahe Abbildung der Geometrien soll diese Aspekte berücksichtigen. Die Femurgeometrie wird dafür aus dem CT-Bild eines Femurs nach dem Raspeln mittels Bildsegmentierung generiert. Da bislang nicht geklärt ist, welche Relevanz die Abbildungsgenauigkeit der Geometrien in Implantationssimulationen hat, ergibt sich die Frage:

- (2) *Welche Auswirkung haben geringe Modifizierungen der Femur- und der Implantatgeometrien auf die Implantationskraft und die Dehnungen?*

Zur Beantwortung dieser Frage werden vier Simulationen aufgebaut, welche unterschiedliche Femur- und Implantatgeometrien nutzen. Dabei werden Implantate des Typs Corail (CORAIL® Total Hip Systems, Johnson & Johnson Medical Limited, UK) mit und ohne Kragen verwendet. Die Verwendung von Implantatschäften mit Kragen verhindert *in situ* und *in vitro* das zu tiefe Einbringen des Schafts in die Kavität [29, 43, 44]. Während der früh postoperativen Phase wird dadurch die initiale Stabilität verbessert und die auf das Implantat wirkende Kraft wird über den Kragen gleichmäßiger verteilt [45]. In der dieser Arbeit vorangegangenen Projektarbeit wird der Einfluss des medialen Kalkarkragens basierend auf Studien und durchgeführten Experimenten umfassend dargestellt und diskutiert. In den experimentellen Implantationsuntersuchungen mit porcinen Femora werden dabei Beanspruchungsunterschiede zwischen Implantaten mit und ohne Kragen ermittelt [34]. Auftretende Beanspruchungen hängen jedoch nicht nur von dem Implantatdesign ab [17, 22, 40, 45-47], sondern auch von der Femuranatomie [48, 49]. Um den Einfluss des Kragens bei gleicher Femurgeometrie zu evaluieren, wird im Rahmen dieser Arbeit die Forschungsfrage

- (3) *Welche Unterschiede zeigen sich *in silico* in der Implantationskraft und in auftretenden Dehnungen bei der Verwendung der Corail-Implantate mit und ohne medialem Kalkarkragen?*

beantwortet. Die Verwendung der FEM gegenüber der *in vitro*-Untersuchung bietet dabei den Vorteil, dass durch die Zerlegung eines Körpers in eine Vielzahl kleiner Elemente Spannungen und Verformungen innerhalb der gesamten Struktur berechnet werden können [50].

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Beantwortung dieser drei Forschungsfragen durch die Entwicklung von vier FE-Simulationen und den Vergleich dieser mit der *in vitro*-Untersuchung. Im Anschluss an die Einleitung werden in Kapitel zwei die physiologische Anatomie und Kinetik des Hüftgelenks, die Entstehung intraoperativer PPF sowie die Grundlagen der FEM erläutert. Die Entwicklung der Simulationen wird in Kapitel drei anhand der verwendeten Materialien und Methoden beschrieben und gliedert sich in die Vorbereitungs-, die Simulations- und die Auswertungsphase. Die Ergebnisse werden in Kapitel vier vorgestellt und in Kapitel fünf kritisch analysiert und diskutiert. Dabei werden Ansätze für weiterführende Studien dargelegt. Die Arbeit schließt mit einer ganzheitlichen Betrachtung der *in vitro* und *in silico* ermittelten Implantationskräfte und Dehnungen und identifiziert Potenziale zukünftiger Forschungen.

2 Grundlagen

2.1 Anatomie und Kinetik des Hüftgelenks und des Femurs

2.1.1 Anatomie des Hüftgelenks und des Femurs

Das Hüftgelenk überträgt das Körpergewicht auf die untere Extremität und ermöglicht große Bewegungen in der Sagittalebene (Flexion und Extension), der Frontalebene (Abduktion und Adduktion) sowie der Transversalebene (Innen- und Außenrotation). Das sagittale Bewegungsfeld bietet dabei die größte passive Bewegungsfreiheit [51]. Diese Beweglichkeit ist elementar für grundlegende Aktivitäten wie Gehen und Laufen [3]. Es handelt sich um ein synoviales Kugelgelenk, bei dem der kugelförmige Femurkopf in dem schalenartigen Acetabulum (Hüftpfanne) der Pelvis (Becken) gelenkig gelagert ist [3, 52]. Die Oberflächen des Femurkopfs und des Acetabulums sind größtenteils mit hyalinem Gelenkknorpel bedeckt [8]. Die Stabilität des Hüftgelenks resultiert aus der Kugelgelenkkonfiguration, der starken Gelenkkapsel, dem Labrum acetabuli (Ring aus Faserknorpel), dem kräftigen Bandapparat und den umgebenden großen, starken Muskeln [8, 53]. Die Linea aspera auf der dorsalen Femurseite dient dem Gluteus maximus sowie den Adduktoren magnus, brevis und longus als Ansatz [54] und verstärkt das Femur [52]. Die Abduktoren setzen am Trochanter major (großer Rollhügel) auf der lateralen Femurseite an [3]. Das Femur, der längste [52] Knochen im menschlichen Körper, ist in Kopf, Schenkelhals, Schaft und distale Kondylen unterteilt [8] (Abbildung 2.1). Der poröse spongiöse Knochen ist von dem dichten kortikalen Knochen umgeben [8].

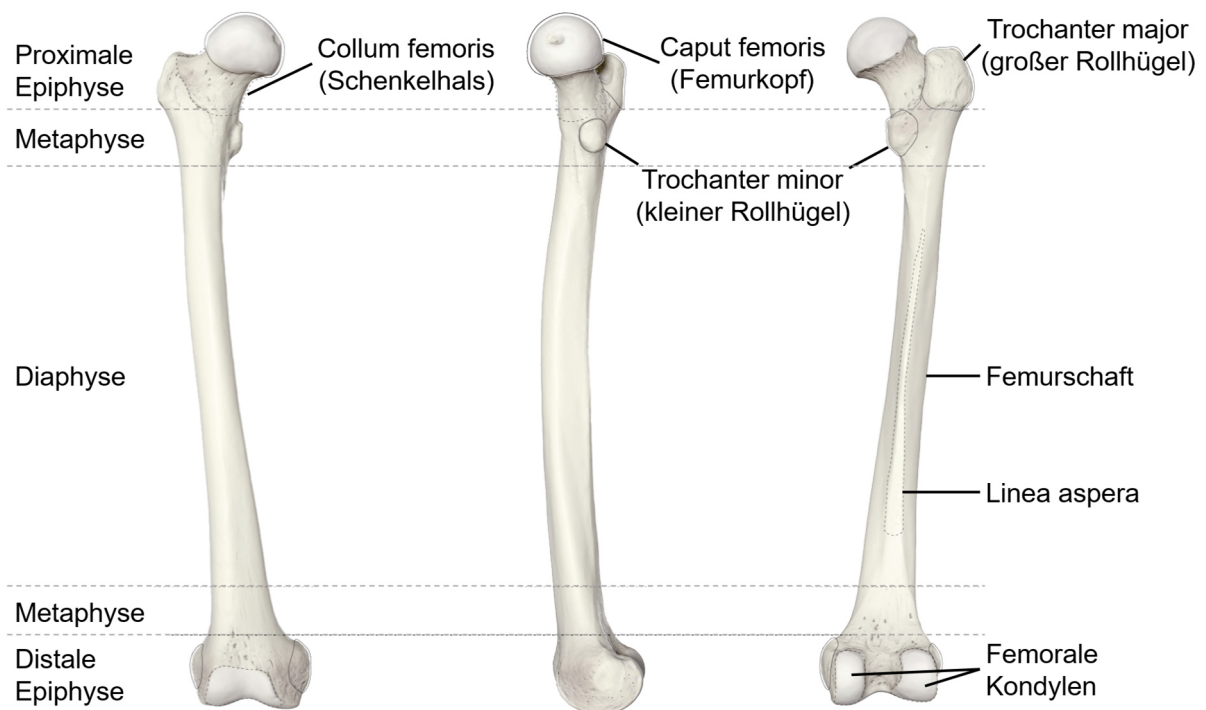


Abbildung 2.1: Aufbau des humanen Femurs (Darstellung basierend auf [55]).

Das Dorr-Klassifizierungssystem teilt die Knochenqualität des proximalen Femurs basierend auf antero-posterioren (AP) Röntgenaufnahmen in drei Typen ein. Ein Femur des Dorr-Typs A zeichnet sich durch eine dicke Kortikalis und einen schmalen intramedullären Kanal aus, wohingegen das trichterförmige Typ-B-Femur eine geringere Kortikalisdicke sowie die höchste Kortikalisporosität aufweist. Die sehr dünne Kortikalis, der breite Markkanal sowie der höchste Kanal-Kalkar-Quotient (CC-Verhältnis) und der geringste Kortikalisindex (CI) kennzeichnen ein Typ-C-Femur [56].

Der in Abbildung 2.2 ersichtliche horizontale Abstand zwischen dem Rotationszentrum des Hüftkopfs und der vertikalen Linie durch die Köhler-Tränenfigur wird als acetabuläres Offset (AO) bezeichnet [57]. Das femorale Offset (FO) ist definiert als der orthogonale Abstand zwischen dem Rotationszentrum des Hüftkopfs und der Längsachse des Femurs und ist vom Schenkelhalswinkel (Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel, CCD-Winkel) und dem Antetorsionswinkel abhängig [57, 58]. Der CCD-Winkel wird in der Frontalebene durch die Femurschaftachse und die Schenkelhalsachse aufgespannt und beträgt bei einer erwachsenen Person näherungsweise 125° [3, 8, 52, 59]. Der Schenkelhals steht zur Achse der posterioren femoralen Kondylen um $12-14^\circ$ antevertiert [3, 52].

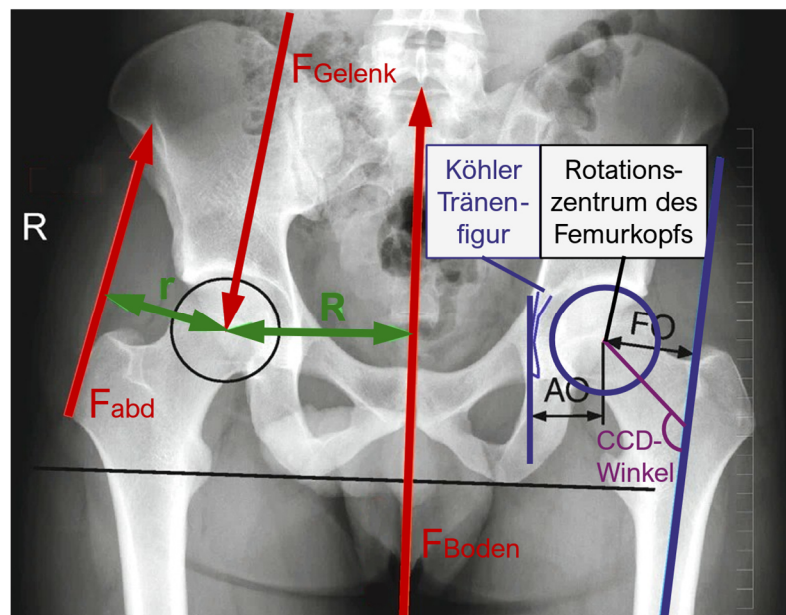


Abbildung 2.2: AP-Röntgenaufnahme von Pelvis und Femora mit Abduktorkraft F_{abd} , Bodenreaktionskraft F_{Boden} , Gelenkreaktionskraft F_{Gelenk} , Hebelarm des Abduktors r , Hebelarm des Körpergewichts R [53, 60] sowie femorales Offset FO und acetabuläres Offset FO (Darstellung basierend auf [51]).

2.1.2 Belastung und Beanspruchung des Femurs

Das Hüftgelenk muss große Kräfte ableiten und verteilen [8]. Die Gelenkreaktionskraft, F_{Gelenk} in Abbildung 2.2, ist dabei die Reaktion auf alle auf das Gelenk wirkenden Kräfte [61, 62], darunter Bodenreaktionskraft und Muskelkräfte [3, 51]. Da der Hebelarm der Abduktoren (r) kürzer als der des Körpergewichts (R) ist, muss die Abduktorkraft ein Vielfaches des Körpergewichts betragen, um das Becken in einer waagerechten Position zu halten [51, 58]. Der Großteil der Abduktorkraft der pelvitrochantären Muskulatur wird vom Musculus gluteus medius aufgebracht, weshalb dieser besonders relevant für die Stabilisierung des Beckens ist [8, 63]. Die Gelenkreaktionskräfte betragen, je nach Intensivität der Belastung, zwischen dem 1,3- und 8-Fachen des Körpergewichts [3, 51].

Im proximalen Femur führt die Belastung des Femurkopfs, wie in Abbildung 2.3a ersichtlich, zu Druckbeanspruchungen auf der medialen und zu Zugbeanspruchungen auf der lateralen Femurseite [53, 58]. Bavi et al. (2024) stellen diese Beanspruchungen mittels Finite-Elemente-Analyse (FEA) dar, wobei über den gesamten Gangzyklus hinweg am medialen Kortex Druckbeanspruchungen wirken, während der laterale Femurkortex Zugbeanspruchungen erfährt [49]. Große und repetitive Druckbelastungen werden durch die durch elastische Trabekel und hohe Porosität gekennzeichnete Spongiosa im Femur verteilt [8]. Die Trabekel des Kalkars bilden ein dreidimensionales Netzwerk und sind dem Verlauf und den Arten der Beanspruchungen folgend angeordnet (Abbildung 2.3b) [8]. Dies verleiht dem proximalen Femur eine erhöhte Festigkeit [3]. Kortikaler Knochen, der die Spongiosa umgibt, weist im Vergleich dazu eine hohe Dichte auf, durch die er steifer wird, wodurch er vor dem Versagen hohen Belastungen

widerstehen kann [8]. Der Elastizitätsmodul der Kortikalis liegt deshalb mit 7-30 GPa wesentlich über dem der Spongiosa (0,1-1 GPa) [64]. Auch die Zugfestigkeit des kortikalen Knochens beträgt ein Vielfaches des spongiösen Knochens (50-150 MPa vs. 1,3-3 MPa) [64]. Mikroskopisch betrachtet sorgt der mineralische Teil des Knochens (60-70 wt%, insb. sprödes Calciumphosphat, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) für seine Härte und Steifigkeit, während ihm die Proteine (20-30 wt%), insbesondere Kollagen Typ I, Dehnbarkeit und Zähigkeit verleihen [65, 66].

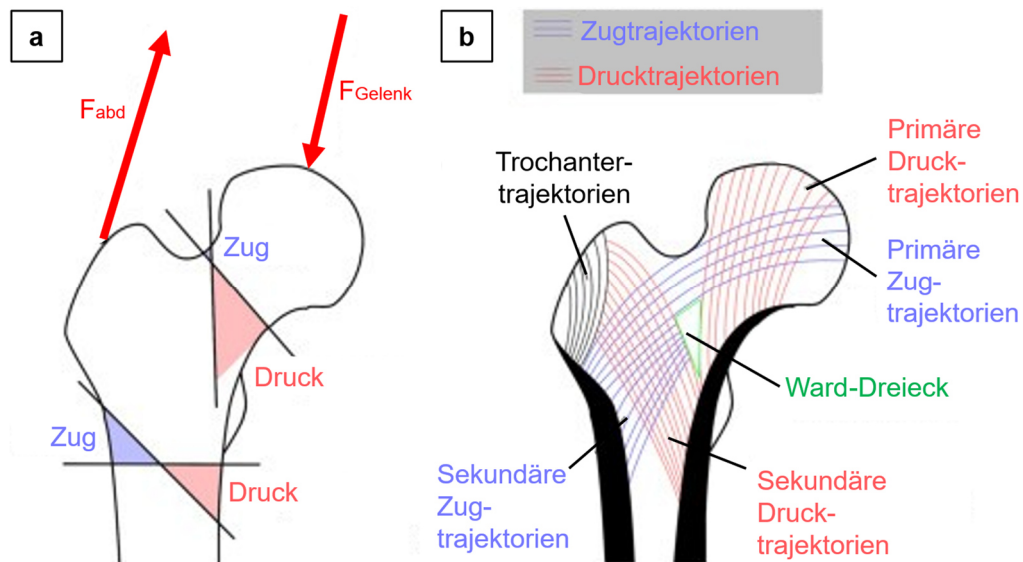


Abbildung 2.3: **a** Zug- und Druckbeanspruchung des proximalen Femurs mit Abduktorkraft F_{abd} und Gelenkreaktionskraft F_{Gelenk} , **b** Femurtrajektorien (Darstellung basierend auf [53]).

2.1.3 Exkurs: Physikalische Grundlagen

Dehnungen können nicht direkt gemessen, sondern nur bspw. über Dehnungsmessstreifen anhand der Längenänderungen ermittelt werden. Bei der Dehnungsberechnung wird zwischen der Ingenieurdehnung ε^{Ing} (technische Dehnung), der logarithmischen (wahren) Dehnung ε^{log} und der Green-Lagrange-Dehnung ε^{GL} unterschieden (Tabelle 2.1). Während die Ingenieurdehnungen ε^{Ing} aus der Längenänderung Δl im Verhältnis zur ursprünglichen Länge l_0 bestimmt werden (2.1), wird beim zweiten Fall (ε^{log}) in infinitesimal kleinen Inkrementen die jeweils aktuelle Länge l zur Bestimmung der logarithmischen Dehnungen verwendet (2.2). Da bereits ab einer Dehnung von ca. 5 % deutliche Abweichungen zwischen ε^{Ing} und ε^{log} sichtbar werden, wird insbesondere bei großen Verzerrungen die genauere logarithmische Dehnung verwendet. Um große Rotationen in der Dehnungsgleichung (2.2) zu berücksichtigen, werden in Gleichung (2.3) die Green-Lagrange-Dehnungen verwendet. Mit der Einheitsmatrix I werden so im dreidimensionalen Raum die logarithmischen Dehnungen (2.6), Hencky-Dehnungen ε^{Hencky} genannt, definiert. In der Kontinuumsmechanik und bei zwei- oder dreidimensionalen Spannungs- und Verzerrungsanalysen wird die Dehnung durch die partielle Ableitung der Verschiebung \mathbf{u} beschrieben ((2.4) und (2.5)), da hierdurch mögliche Verformungen in anderen Richtungen (wie y oder

z) berücksichtigt werden können. Zudem eignet sich diese Formulierung für die lokal linearisierte und infinitesimale Betrachtung in der FEM [67].

Tabelle 2.1: Vergleich von Ingenieurdehnungen und logarithmischen (wahren) Dehnungen [67].

Ingenieurdehnungen	Logarithmische (wahre) Dehnungen
Eindimensional: $\varepsilon^{Ing} = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (2.1)$	Eindimensional: $\varepsilon^{log} = \ln \left(\frac{l}{l_0} \right) = \ln \left(1 + \frac{\Delta l}{l_0} \right) \quad (2.2)$ $= \ln (1 + \varepsilon^{Ing})$ $\varepsilon^{log} = \frac{1}{2} \ln(1 + 2\varepsilon^{GL}) \quad (2.3)$
Eindimensional in Symbolen der Kontinuumsmechanik, hier in x-Richtung: $\varepsilon_x^{Ing} = \frac{\partial u_x}{\partial x} \quad (2.4)$	Eindimensional in Symbolen der Kontinuumsmechanik, hier in x-Richtung: $\varepsilon_x^{log} = \ln \left(1 + \frac{\partial u_x}{\partial x} \right) \quad (2.5)$
	Mehrdimensional in Symbolen der Kontinuumsmechanik: $\boldsymbol{\varepsilon}^{Hencky} = \frac{1}{2} \ln(\mathbf{I} + 2\boldsymbol{\varepsilon}^{GL}) \quad (2.6)$

Die auf eine Fläche wirkende Kraft F ruft im Material Spannungen σ hervor. Zugkräfte führen zu Zugspannungen ($\sigma > 0$), Druckkräfte zu Druckspannungen ($\sigma < 0$). Wirkt die Kraft orthogonal zur Fläche werden die hervorgerufenen Spannungen als Normalspannungen bezeichnet [68]. Für die Berechnung der eindimensionalen Ingenieurspannung σ^{Ing} wird die Ausgangsfläche A_0 verwendet (2.7), während sich die sogenannte wahre Spannung σ^{wahr} , in Relation zu den logarithmischen Dehnungen, auf die verformte Fläche A bezieht (2.8). Analog zu den Dehnungsmaßen werden ab einer Dehnung von 5 % Unterschiede zwischen den Spannungsmaßen deutlich [67].

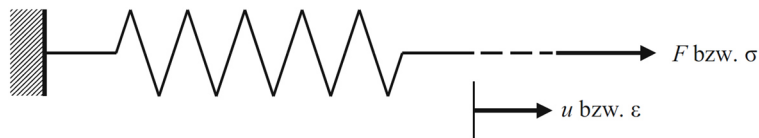
Tabelle 2.2: Vergleich von Ingenieurspannungen und wahren Spannungen [67].

Ingenieurspannungen	Wahre Spannungen
Eindimensional: $\sigma^{Ing} = \frac{F}{A_0} \quad (2.7)$	Eindimensional: $\sigma^{wahr} = \frac{F}{A} \quad (2.8)$
	Eindimensional, hier in x-Richtung: $\sigma^{wahr} = \frac{F}{A} = \frac{F}{A_0} \left(1 + \frac{\partial u_x}{\partial x}\right)^{-2\nu} = \sigma^{Ing} (1 + \varepsilon_x^{Ing}) \quad (2.9)$ mit Querkontraktionszahl ν

Materialmodelle beschreiben die Beziehung zwischen den Spannungen σ und den Dehnungen ε . Für die lineare Elastizität wird die Spannung σ anhand der Dehnung ε und dem Elastizitätsmodul (E-Modul) E durch das Hookesche Gesetz (2.10) beschrieben. Zur Beschreibung der nichtlinearen Elastizität wird die Definition einer nichtlinearen Funktion anstelle der Gl. (2.10) notwendig. Analog zum linearen Spannungs-Dehnungs-Verhalten wird das Kraft-Weg-Verhalten mit der Kraft F , der Federsteifigkeit k und der Verschiebung u (2.11) beschrieben. Das Hookesche Federmodell in Abbildung 2.4 bildet dabei das Grundelement für die Beschreibung der linearen Elastizität [67].

$$\sigma = E\varepsilon \quad (2.10)$$

$$F = ku \quad (2.11)$$

**Abbildung 2.4:** Feder (Hooke-Element) als Modell für lineare Elastizität [67].

Die Querkontraktionszahl ν (Poissonzahl, Querdehnungszahl) ist eine Materialkonstante und beschreibt die Längen- und Querschnittsänderungen eines Materials infolge einwirkender Normalspannungen durch das dimensionslose Verhältnis von Querkontraktion (negative Dehnung) ε_q zu Verlängerung (positive Dehnung) ε^{Ing} (2.12) [69].

$$\nu = - \frac{\varepsilon_q}{\varepsilon^{Ing}} \quad \text{mit} \quad \varepsilon_q = \frac{\Delta d}{d_0} = \frac{\text{Durchmesseränderung}}{\text{Anfangsdurchmesser}} \quad (2.12)$$

2.2 Behandlung von Coxarthrose durch eine HTEP

Um durch die Implantation einer HTEP die native Biomechanik wiederherzustellen [51, 57, 70, 71] und so eine bestmögliche Funktion des Gelenks zu erreichen [70], sollen der postoperative CCD-Winkel und globale Offset (Summe aus AO und FO) der präexistenten Anatomie entsprechen [51, 70]. Da eine HTEP das komplette Hüftgelenk ersetzt (Abbildung 1.1), erfolgt intraoperativ zunächst die Resektion des Schenkelhalses und des Hüftkopfs. Der Markraum des Femurs wird mit einem Kastenmeißel und einer Universalraspel eröffnet [70] und daraufhin unter Verwendung von Schafraspeln ansteigender Größen stückweise geweitet [70, 72]. Im Fall der zementfreien Press-Fit-Verankerung wird der metallische Implantatschaft, dessen Umfang 0,5 mm größer ist als die zuletzt verwendete Raspel [29, 30], in die Femurkavität eingesetzt und durch das Aufbringen einer axialen Kraft F_l vollständig in die erzeugte Femurkavität eingebracht [27, 29], um den festen Sitz in der Kavität (Primärstabilität) zu erreichen [27, 33, 36]. Die Implantatvarianten unterscheiden sich anhand der Charakteristika Größe (Schaftlänge und Umfang), Halslänge, CCD-Winkel, Offset (Abbildung 2.5) [70], Form, Beschichtung [73] sowie durch das Vorhandensein eines medialen Kalkarkragens [25, 45, 74]. Ein medialer Kalkarkragen verhindert dabei die zu tiefe Einbringung des Schafts in den Femurkanal [29, 75].



Abbildung 2.5: CCD-Winkel und Offset des Standard-Corail-Schafts mit medialischem Kalkarkragen (Darstellung basierend auf [76]).

2.2.1 Implantationskraft und Knochenbeanspruchungen

Da die Bewegung des rauen Implantats in den Femurschaft durch die Dimensionierung der Kavität und durch die vorhandene Haftreibungskraft ($F_{R,sta}$) verhindert wird, befindet sich das Implantat initial in Ruhe. In diesem in Abbildung 2.6 dargestellten Ruhezustand sind die an der Adaptervertiefung

angreifende axiale Implantationskraft F_I [27] und die ihr entgegenwirkende Haftreibungskraft (statische Reibungskraft $F_{R,sta}$) gleich groß und es gilt die Haftbedingung (2.13) [77]. $F_{R,sta}$ ergibt sich in der vereinfachten Betrachtung aus der Normalkraft F_N , mit der die Implantatoberfläche orthogonal gegen die Kavitätsoberfläche drückt, und dem oberflächenabhängigen Haftungskoeffizienten μ_{sta} [77-79]. Sobald die Implantationskraft F_I die Haftreibungskraft $F_{R,sta}$ übersteigt, befindet sich das System im Bereich der Gleitreibung und das Implantat bewegt sich in die Kavität hinein [77, 78]. Die bei der Bewegung auftretende dynamische Reibungskraft $F_{R,dyn}$ wird durch das Reibungsgesetz (2.14) mit dem Gleitreibungskoeffizient μ_{dyn} beschrieben. Die in dieser vereinfachten Betrachtung angewandten Gleichungen (2.13) und (2.14) sind bekannt als *Coulombsche Reibungsgesetze*. In der allgemeinen Formulierung ergibt sich damit mit der tangential zur Berührungsfläche A wirkenden Reibungskraft F_R und der orthogonal wirkenden Normalkraft F_N die Gleichung (2.15) [79, 80].

$$F_{R,sta} \leq \mu_{sta} F_N \quad (2.13)$$

$$F_{R,dyn} = \mu_{dyn} F_N \quad (2.14)$$

$$F_R = \mu F_N \quad (2.15)$$

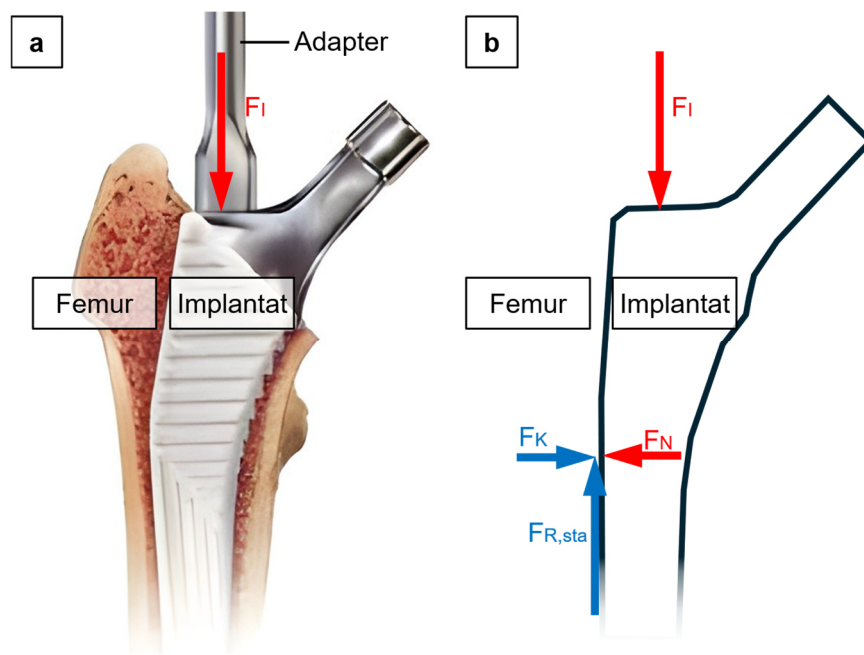


Abbildung 2.6: **a** Implantation in das Femur unter Aufbringung der Implantationskraft F_I (Darstellung basierend auf [81]). **b** Vereinfachtes Freikörperbild (schematisch) in Ruhe mit den an der gesamten Kontaktfläche wirkenden Kräften F_N (Normalkraft), F_K (Normalkraft des Knochens) und $F_{R,sta}$ (statische Reibungskraft).

Diese Reibungskraft F_R ruft im Knochenmaterial Scherspannungen τ hervor (2.17) [78]. Da das Implantat bei der Einbringung in die Kavität einen zur Femuraußenseite gerichteten Druck P (2.16) auf den

umgebenden Knochen ausübt [78], ergibt sich bei Einsetzen von (2.17) und (2.16) in die allgemeine Formulierung (2.15) die in Abaqus verwendete Definition der Scherspannung τ durch die Gleichung (2.18) [68, 78, 82].

$$P = \frac{F_N}{A} \Leftrightarrow F_N = PA \quad (2.16)$$

$$\tau = \frac{F_R}{A} \Leftrightarrow F_R = \tau A \quad (2.17)$$

$$\begin{aligned} F_R &= \mu F_N \\ \tau A &= \mu PA \\ \tau &= \mu P \end{aligned} \quad (2.18)$$

Analog zu der Beschreibung der Haftung (2.13) und Reibung (2.14) wird in Abaqus im klassischen isotropen Coulombschen Reibungsmodell der Kontaktstatus nach Gleichung (2.18) als haftend beschrieben, solange die Scherspannung den Grenzwert, kritische Scherspannung τ_{crit} genannt, nicht überschreitet [82]. Wie in Abbildung 2.7 ersichtlich, können bei höherem Kontaktdruck proportional dazu höhere äquivalente Scherspannungen τ_{eq} (mit den orthogonalen Scherspannungskomponenten τ_1 und τ_2) (2.19) aufgelöst werden, bevor Gleiten auftritt [82].

$$\tau_{eq} = \sqrt{\tau_1^2 + \tau_2^2} \quad (2.19)$$

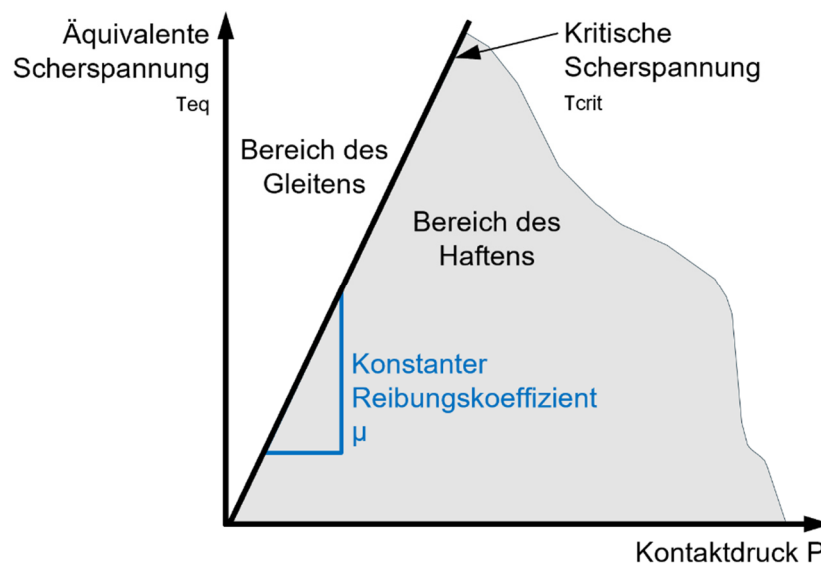


Abbildung 2.7: Klassisches isotropes Coulombsches Reibungsmodell (Eigene Darstellung in Anlehnung an [82]).

Die Schaftimplantation führt zu einer medialen Druckbeanspruchung sowie zu einer lateralen Zugbeanspruchung entlang der Längsachse des Femurs (Abbildung 2.8). Qualitativ entspricht dies der Beanspruchung eines intakten Femurs (Abbildung 2.3) [4, 29]. Zudem führt die von der Implantatoberfläche radial in Richtung der Knochenoberfläche wirkende Kraft F_N im Knochenmaterial zu radialen Druckspannungen σ_r in Richtung des Radius r nach außen, wodurch sich das Innere des Knochens verformt. Sie sind an der Knochen-Implantat-Kontaktfläche ($r = r_i$, Innenradius r_i) am größten und nehmen mit der Entfernung nach außen bis auf null an der Knochenoberfläche ($r = r_a$, Außenradius r_a) ab, wie Gl. (2.20) und Abbildung 2.8 zeigen [28]. Die radiale Ausdehnung des Knochens infolge der radialen Druckspannungen ruft Zugspannungen hervor [28], die zirkumferentiell (ringförmig) um die Längsachse des Femurs entlang der sogenannten Ringachse verlaufen [27, 28]. Diese Ringspannung σ_h an der Knochenoberfläche ($r = r_a$) wird unter Verwendung des Kontaktdrucks P sowie der inneren und äußeren Radii r_i und r_a mit Gl. (2.21) bestimmt [28].

$$\sigma_r = \frac{r_i^2 P}{r_a^2 - r_i^2} \left(1 - \frac{r_a^2}{r^2} \right) \quad (2.20)$$

$$\sigma_h = \frac{r_i^2 P}{r_a^2 - r_i^2} \left(1 + \frac{r_a^2}{r^2} \right) \quad (2.21)$$

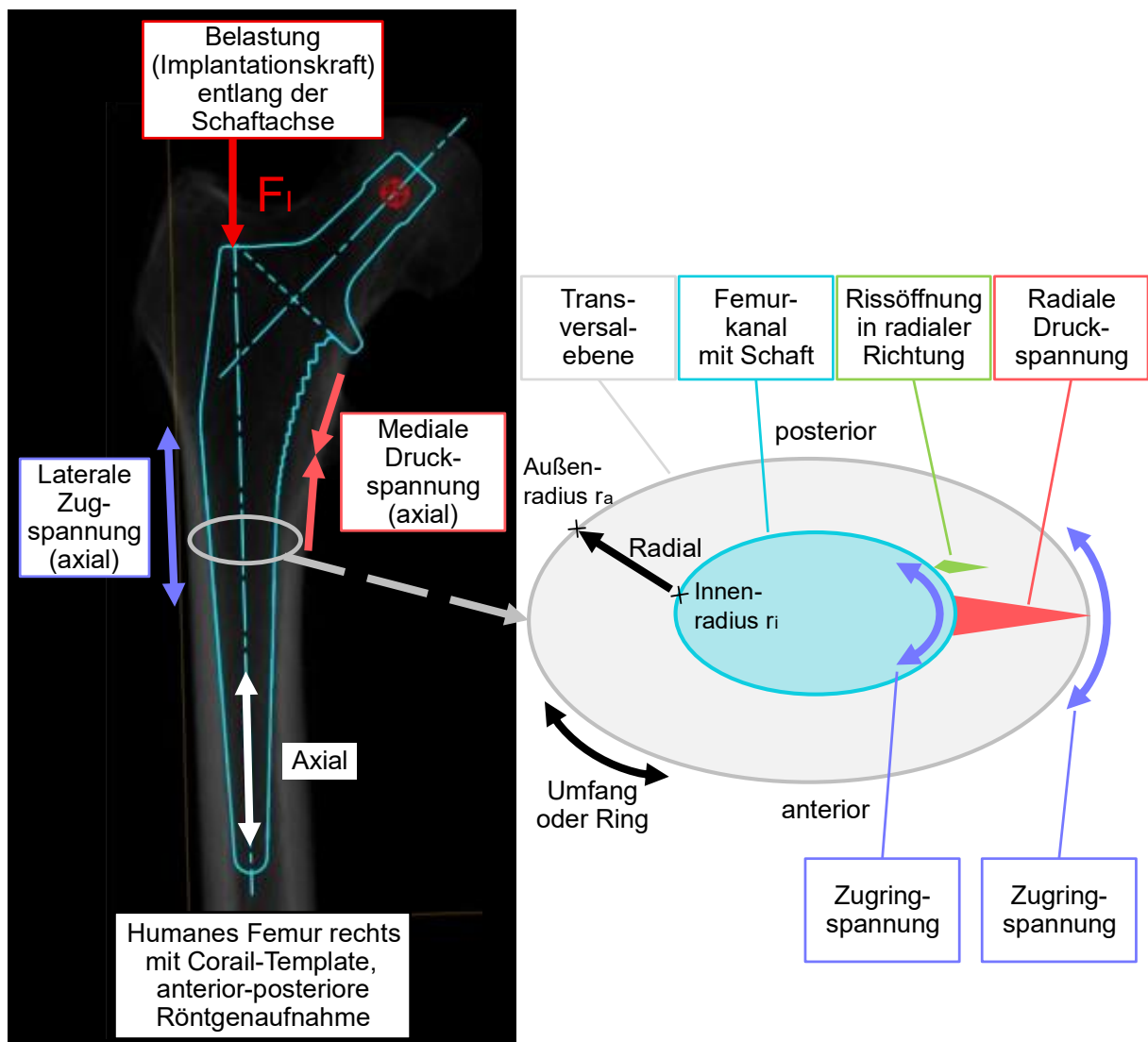


Abbildung 2.8: Radiologische Grundlage für die präoperative HTEP-Planung (**links**) und schematische Darstellung der Transversalebene (**rechts**) mit der Belastung und Beanspruchung des Femurs bei der Schaftimplantation: In der Kavität treten kleine radiale Druckspannungen und große Ringspannungen auf, während an der Knochenoberfläche ausschließlich Ringspannungen existieren (eigene Darstellung basierend auf [28]).

Aufgrund der Ringspannung dehnt sich die Knochenstruktur in Umfangsrichtung (Ringdehnung). Mithilfe des Hookeschen Gesetzes (2.10) werden die radiale Dehnung ε_r und die axiale Dehnung ε_z (2.22) sowie die Ringdehnung ε_h (2.23) berechnet [28].

$$\varepsilon_r = \varepsilon_z = -\nu \frac{\sigma_h}{E} \quad (2.22)$$

$$\varepsilon_h = \frac{\sigma_h}{E} \quad (2.23)$$

Diese intraoperativ auftretenden Dehnungen werden bei den im Folgenden genannten Studien mittels DMS bestimmt [27-29]. Die höchsten Dehnungen verlaufen entlang der Ringachse und treten meist im proximalen Femurdrittel im medialen Bereich [27, 29] knapp unterhalb des Trochanters minor auf [29]. Bei Press-Fit-Implantationen treten entlang der Ringachse im proximalen Femurkortex maximale Zugdehnungen von $\varepsilon_h = 0,07\%$ bis $0,27\%$ auf [27, 29]. Es wird vermutet, dass sowohl die radialen Druckspannungen als auch die Zugspannungen entlang der Ringachse in der Kavität höher als an der Femuroberfläche sind [28]. Da davon ausgegangen wird, dass hohe Ringdehnungen der kritische Faktor für die Entstehung proximaler femoraler Frakturen sind [27-29, 83], wird der Ursprung sichtbarer PPF in nicht erkennbaren Mikrofrakturen [27, 28, 30, 84] ausgehend von der nicht sichtbaren Kavitätsoberfläche vermutet (Abbildung 2.8) [27, 28]. Die Frakturen infolge erhöhter Ringspannungen im proximalen Femur propagieren meist axial in Richtung des distalen Femurs [29] und spalten damit den Knochen [27]. Intraoperative PPF, insbesondere nichtverschobene, gerade Frakturen (Vancouver Subtyp B2) [18, 85] sowie Mikrofrakturen [26, 28, 29], werden intraoperativ häufig nicht bemerkt [18, 26, 29, 85].

2.2.2 Frakturentstehung im kortikalen Knochen

Um die Frakturentstehung und -ausbreitung verstehen zu können, muss die mikroskopische Ebene betrachtet werden. Der kortikale Knochen ist wie ein unidirektional faserverstärktes Komposit aufgebaut, wobei die in Abbildung 2.9 ersichtlichen Osteone, die axial entlang der Längsachse des Knochens ausgerichtet sind [86], die starken Fasern und die interstitiellen Lamellen die schwache Matrix bilden [65, 66]. Mikrofrakturen treten in der Knochenmatrix entlang der Osteongrenzen (Zementlinien) auf [28, 29], da der Weg des geringsten mikrostrukturellen Widerstands axial entlang dieser Osteongrenzen verläuft [86]. Die Mikrofrakturen werden durch die radialen Druckspannungen und die Ringspannungen weiter in radiale Richtung geöffnet (Abbildung 2.8) [28]. Sie führen zur Schwächung des Knochens und machen ihn damit anfälliger für klinisch relevante Frakturen [29].

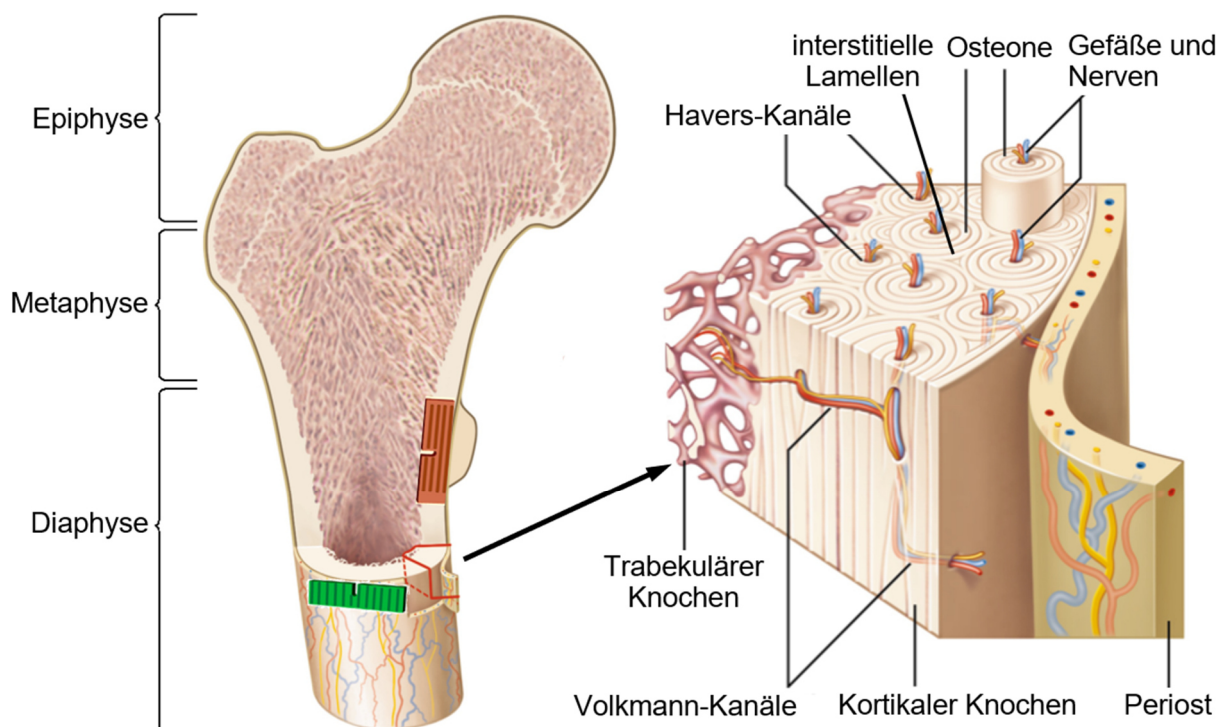


Abbildung 2.9: Makroskopischer und mikroskopischer Aufbau des Femurs (Darstellung in Anlehnung an [87]). Bei der **axialen Rissinitiierung (grünes Element)** sind die Osteone parallel zur Rissrichtung ausgerichtet (mechanischer Pfad (axial) koplanar zu mikrostrukturellem Pfad (axial)), bei der **tangentialen Rissinitiierung (orangefarbenes Element)** liegen die Osteone senkrecht zur Rissrichtung (mechanischer Pfad (tangential) orthogonal zum mikrostrukturellen Pfad (axial)) [86] (Darstellung in Anlehnung an [88]).

Je größer die Abweichung zwischen dem Pfad des geringsten mikrostrukturellen Widerstands (axial entlang der Osteongrenzen) und dem mechanischen Pfad der maximalen Rissausbreitungskraft (axial und tangential) ist, desto größere Rissablenkungen und -drehungen an den Zementlinien treten auf und desto höher ist die Energiedissipation [65, 83, 88]. Aufgrund dieser und weiterer Verfestigungsmechanismen nimmt die Widerstandsfähigkeit des Knochens gegen Risswachstum (K_c in $MPa\sqrt{m}$) mit dem Fortschreiten des Risses (Rissausbreitung Δa in mm) in den meisten Fällen zu [65, 66, 83, 88]. Die Risswiderstandskurve in Abbildung 2.10 zeigt anhand humaner Humeri, dass die Verfestigungsmechanismen und damit der Widerstand gegen Rissausbreitung mit steigendem Alter abnehmen [89]. Die Bruchmechanik unterscheidet bei aus dem kortikalen Knochen entnommenen Versuchsproben (*compact-tension*-Proben mit eingebrachter Rissinitiierungskerbe) (orangefarbenes und grünes Element in Abbildung 2.9) nach der Art der Rissöffnung (Modus I Dehnung, Modus II Scherung, Modus III gemischt) und nach der Ausbreitungsrichtung. Bei einer reinen Dehnung (Modus I) ist die Bruchzähigkeit bzw. der kritische Spannungsintensitätsfaktor K_{Ic} (in $MPa\sqrt{m}$) des Knochens bei einem tangential initiierten Riss (orangefarbenes Element in Abbildung 2.9) um 80 % höher als die eines axial initiierten Risses (grünes Element in Abbildung 2.9) [88]. Bei Scherung (Modus II) ist der Knochen hingegen in axialer Richtung stärker als in tangentialer Richtung [86].

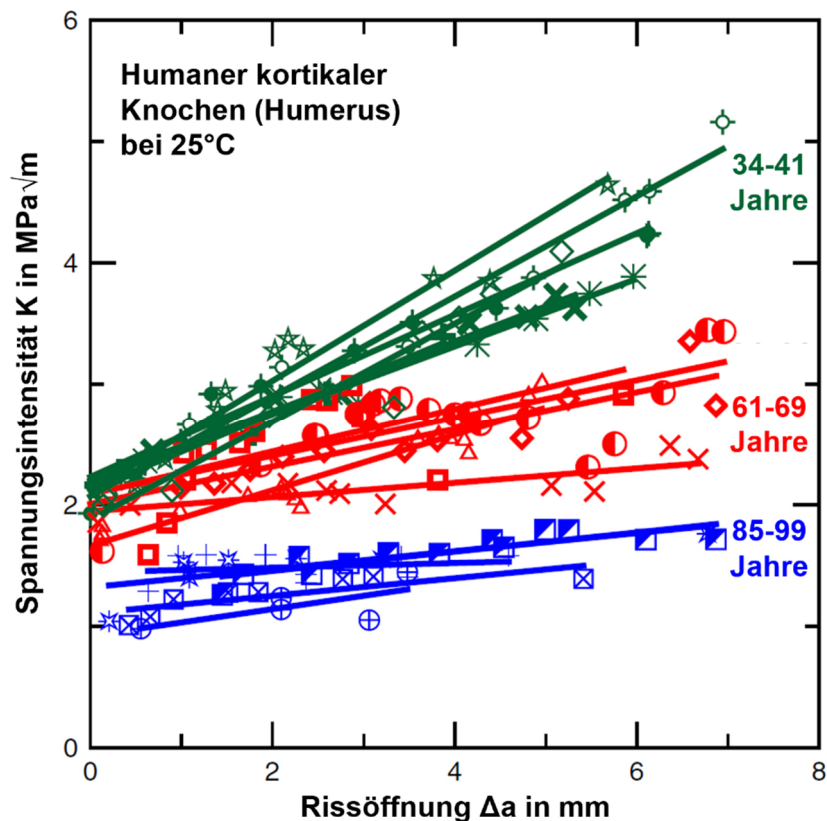


Abbildung 2.10: Risswiderstandskurven von Modus-I-Bruchtests in axialer Richtung in humanen Humeri (drei Altersgruppen) (Darstellung basierend auf [89]).

Der kortikale Knochen zeigt bis zur Streckgrenze linear-elastisches [28, 65, 66] gefolgt von nichtlinear-elastischem Werkstoffverhalten [28, 83]. Wenn die Beanspruchung jedoch die Streckgrenze überschreitet, treten plastische Verformungen [28, 65, 66] und schließlich Frakturen im Knochen auf [29, 65, 90].

Aufgrund seiner inhomogenen, anisotropen Kompositstruktur sind nicht nur die Bruchvorgänge und die Bruchzähigkeit [65, 83, 86, 88], sondern auch die in Tabelle 2.3 gelisteten weiteren mechanischen Eigenschaften des kortikalen Knochens von der Richtung (axial oder tangential) und der Art der aufgebrachtten Last (Zug oder Druck) abhängig [66, 91]. Der Knochen weist bei Druckbeanspruchung eine höhere Festigkeit als bei Zugbeanspruchung auf [66]. Sowohl im Zug- als auch im Druckversuch ist die axiale Festigkeit höher als die tangentielle Festigkeit [29, 66]. Der E-Modul der Metaphyse sowie die Dehnung an der Streckgrenze R_e sind in axialer Richtung fast doppelt so hoch ($E = 9,7$ GPa bzw. $\epsilon = 0,7$ %) wie in tangentialer Richtung ($E = 5,5$ GPa bzw. $\epsilon = 0,4$ %) [66, 91]. Die Dehnung bei vollständigem Versagen infolge von Zugspannung ist in axialer Richtung mit 1,41-3,1 % wesentlich höher als in tangentialer Richtung (0,7-0,8 %) [66]. Diese anisotropen mechanischen Eigenschaften begründen, weshalb die zirkumferentiellen Spannungen in der Transversalebene besonders kritisch für die Frakturentstehung sind [29].

In dem Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Abbildung 2.11 wird deutlich, dass das Materialverhalten des Knochens dehnungsabhängig ist [66, 83, 91]. Bei niedrigen Dehnraten verhält sich der kortikale

Knochen zäh und bei hohen Dehnraten spröde [66], weshalb bei einer hohen Dehnrates die Zugfestigkeit höher und die Bruchdehnung kleiner als bei einer niedrigen Dehnrates sind [66, 91]. Folglich kann ein gesunder Knochen bei langsameren Beanspruchungsrates nach Überschreiten der Dehngrenze vor dem Versagen ein gewisses Maß an plastischer, duktiler Verformung aufweisen. In diesem Bereich tritt hauptsächlich der Mechanismus der Mikrorissbildung zur Erhöhung der Bruchzähigkeit auf [28, 65, 66, 83].

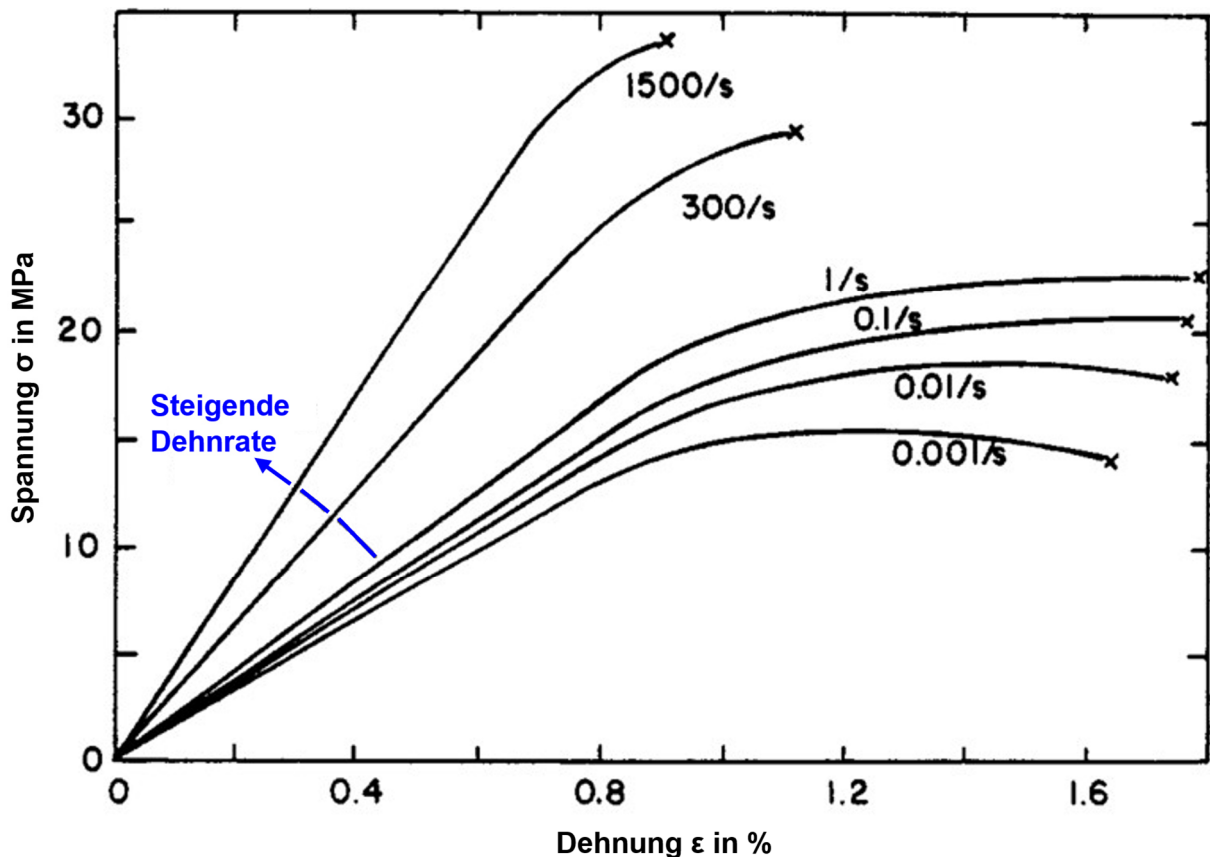


Abbildung 2.11: Spannungs-Dehnungs-Kurven bei unterschiedlichen Dehnrates für humanen kortikalen Knochen im Zugversuch. Der elastische Bereich gefolgt von einem bei geringeren Dehnrates ausgeprägteren plastischen Bereich sind erkenntlich (Darstellung basierend auf [66]).

Darüber hinaus unterscheiden sich die Knocheneigenschaften abhängig von seinem Feuchtigkeitsgehalt [66, 91] sowie seiner Dichte, Porosität und Mineralisierung [66]. Bei einer geringen Knochendichte sind sowohl die Druckfestigkeit als auch der E-Modul reduziert. Je höher die Knochenmineralisierung, desto höher sind die Steifigkeit und Knochenfestigkeit und desto niedriger ist die Bruchdehnung. Mit steigendem Alter nehmen sowohl die Festigkeit als auch das Volumen des Knochens stark ab [66].

Tabelle 2.3: Mechanische Eigenschaften des humanen kortikalen Knochens bei Testung parallel bzw. orthogonal zur Längsachse des Knochens ([66] sofern nicht anders angegeben).

Größe	Einheit	Axial	Tangential
E-Modul in der metaphysären Kortikalis [91]	<i>GPa</i>	9,7	5,5
E-Modul in der diaphysären Kortikalis [91]	<i>GPa</i>	17,0	11,5
Zugfestigkeit R_m im Zugversuch	<i>MPa</i>	124-174	49
Zugfestigkeit R_m im Druckversuch	<i>MPa</i>	170-193	133
Zugdehnung (positive Dehnung) an der Streckgrenze R_e im Zugversuch	%	0,7-0,8	0,4
Stauchung (negative Dehnung) an der Streckgrenze R_e im Druckversuch	%	1,0	1,1
Dehnung bei Zugfestigkeit R_m im Zugversuch	%	1,41-3,1 (bei Dehnrate von 1500/s: ca. 1,0)	0,7
Stauchung bei Zugfestigkeit R_m im Druckversuch	%	1,85-2,6	2,8
Kritischer Spannungsintensitätsfaktor (Bruchzähigkeit) K_c	<i>MPa\sqrt{m}</i>	2-12 (Messrichtung nicht spezifiziert)	

2.2.3 Einflussfaktoren auf intraoperative PPF

Nicht nur das Einpressen des Implantats in die vorhandene Femurkavität [29, 36] führt zu Knochenbeanspruchungen, sondern auch die vorangegangene Kanalpräparation [27, 29, 84], wobei die Dehnungen während der Raspeleinbringung wesentlich geringer als während der Schaftimplantation sind [27, 29]. Die Entstehung intraoperativer PPF wird dabei von verschiedenen Faktoren beeinflusst.

Sowohl die Raspelart [92] als auch der Raspelgriff [84] haben einen Einfluss auf die resultierenden Beanspruchungen und damit auf die Entstehung intraoperativer PPF. So ruft das Verdichten des Knochens mit glatten Instrumenten höhere Ringspannungen hervor als das Raspeln, da ersteres durch das schnelle Einsinken zu plötzlicheren und größeren Spannungssteigerungen führt [92]. Zudem unterscheiden sich abhängig von der Form des Raspelgriffs die auf die Raspel und damit den Knochen übertragenen Kräfte. Ein größerer Offset des Raspelgriffs führt zu höheren nicht-axialen Kräften und ausgeprägteren Raspelrotationen (Grad pro mm vertikale Verschiebung). Dies führt im Femur zu höheren Dehnungen und höheren von-Mises-Spannungen sowie zu einer ungleichmäßigeren Spannungsverteilung im proximalen Femur mit einer Spannungskonzentration im medialen und lateralen proximalen Bereich des Femurs und damit zu einem höheren Risiko für intraoperative PPF [84].

Ein medialer Kalkarkragen dient sowohl intraoperativ als auch früh postoperativ dazu, das zu tiefe Einsinken des Schafts in die Femurkavität verhindern [29, 43, 44] und die Last gleichmäßig auf den Kalkar zu übertragen [45]. Für Letztgenanntes ist es notwendig, dass ein homogener Kalkar-Kragen-Kontakt intraoperativ erreicht wird [45], damit die auf den Kalkar wirkende axiale Druckspannung gleichmäßig

verteilt wird [44, 45]. Ursächlich für einen inhomogenen Kontakt sind bspw. die unzureichende Glättung der Resektionsebene [45] und die Varus-Positionierung des Schafts [93]. In der Folge wirkt eine erhöhte Kontaktspannung in einem zu kleinen Bereich auf den Kalkar, wodurch das Frakturrisiko erhöht wird [45]. Welche Schaftlängen, -formen, -materialien und -beschichtungen das Risiko für eine PPF erhöhen oder verringern ist abhängig von diversen Faktoren [17, 26, 27, 46, 94] und Gegenstand von Registerstudien [15, 17, 22, 25, 95], experimentellen Untersuchungen [34, 45] und FE-Studien [40, 47]. Meist wird mit anatomischen Schäften (Typ-6) ein geringeres Risiko intraoperativer Frakturen als mit Typ-2-Schäften verbunden [17, 22, 46].

Das Verhältnis der Raspelgröße zur Implantatgröße beschreibt die Art der zementfreien Verankerung (Press-Fit, Precise-Fit und Loose-Fit) [29, 30, 74] und stellt einen besonders relevanten Einflussfaktor für intraoperative PPF dar [29, 30, 33]. Bei einem stärkeren Press-Fit, d. h. kleinerem Quotient, ist eine höhere Implantationskraft erforderlich [9, 36]. Dies führt zu höheren induzierten Radial- und Ringspannungen, wodurch der Knochen gesteigerten Zugringdehnungen ausgesetzt ist [33, 36]. Dies zeigt die von Ovesy und Zysset (2023) durchgeführte FE-Studie, in welcher die Einbringung sowie die Primärstabilität einer zementfreien HTEP simuliert werden, wobei die simulierten Raspel-Implantat-Quotienten höher als typische klinische Gegebenheiten sind. Bei extremem Press-Fit, bei dem die Kavität in alle Richtungen 1,92 mm kleiner als das verwendete Implantat ist, ist die Implantationskraft höher (Maximalwert 23,7 kN) als bei hohem Press-Fit mit einer Kavität, die in alle Richtungen 0,96 mm kleiner als das verwendete Implantat ist (Maximalwert 19,5 kN) [36]. Am Ende der Implantationsphase sind in beiden Fällen die Spannungen im medialen und im distalen Femurbereich am höchsten [36].

Osteoporose ist nicht nur mit einer höheren Wahrscheinlichkeit für eine postoperative aseptische Prothesenlockerung assoziiert, sondern auch mit einer erhöhten Rate an intra- und postoperativen PPF [96]. Bei Frauen (insb. nach der Menopause) und älteren Personen ist, hauptsächlich aufgrund der verringerten Knochendichte (engl. *bone mineral density*, BMD), das Risiko einer PPF erhöht [18, 51, 97].

2.2.4 Früh postoperativ: Primärstabilität

Die Primärstabilität beschreibt die initiale Stabilität des Implantats im Knochen in der frühen postoperativen Phase, wohingegen die spätere Sekundärstabilität durch die Osseointegration definiert wird [26, 36]. Die initiale Stabilität wird bei press-fit-verankerten Implantaten durch den während der Implantation entstandenen und nach der Implantation aufrechterhaltenen Kontaktdruck zwischen Knochen und Implantat erreicht (Press-Fit-Mechanismus) [4, 9, 29]. Das für den Erfolg einer zementfreien Prothese essenzielle hohe Maß an Primärstabilität [26, 36] ist durch wenig Schaftabsenkung [36, 98] und geringe relative Mikrobewegungen zwischen Knochen und Implantat gekennzeichnet, um eine adäquate Osseointegration zu erreichen [36, 99]. Hierdurch sowie durch den Erhalt der physiologischen Knochenbeanspruchung [40, 100, 101], eine breit verteilte, homogene Lastübertragung vom Implantat auf den Knochen [40] und damit eine möglichst gleichmäßige Beanspruchungsverteilung [4, 26] wird Strain Shielding verringert [99] und das Risiko der aseptischen Lockerung reduziert [99]. Strain Shielding ist radiologisch durch eine höhere Strahlendurchlässigkeit (dunklere Bereiche) erkennbar [99] und zeigt

sich in FE-Modellen durch eine lokal verringerte Knochendichte [4, 102], durch reduzierte von-Mises-Spannungen (in MPa) [26, 41], durch reduzierte Dehnungen an der Knochenoberfläche [40] sowie durch reduzierte Dehnungsenergien (in N.mm) [41, 103]. Je höher die Implantatsteifigkeit ist, desto geringer sind die von-Mises-Spannungen an der Knochen-Implantat-Grenzfläche [41, 103] und desto kleiner sind die Dehnungsenergien, wie Oshkour et al. (2013) anhand einer FE-Analyse mit Implantaten mit graduell variierender Steifigkeit darlegen [41]. Die simulierte Gangbelastung in der frühen postoperativen Phase (vor Osseointegration) zeigt im Vergleich zum intakten Femur reduzierte Oberflächendehnungen im proximalen medialen Femurbereich in Folge der Implantation eines geraden (Typ 2) oder anatomischen (Typ 6) Schafts. Die FE-Studie deutet darauf hin, dass das daraus resultierende proximale Strain Shielding durch die Verwendung eines anatomisch gekrümmten Schafts mit Rillen und reduzierter Steifigkeit verringert werden kann [40]. Die von-Mises-Spannungsverteilung in einem Femur mit anatomischem Schaft (Kurzschafft oder Typ 6) ist ähnlich zu der Spannungsverteilung im nativen Knochen [26]. Bei einem doppel-keilförmigen Geradschaft (Typ 2) mit Rippen oder Rillen, wie dem Corail-Schaft, zeigt sich hingegen eine inhomogene Lastübertragung mit Belastungskonzentrationen [40] und folglich eine inhomogene von-Mises-Spannungsverteilung im Femur [26]. Durch eine proximale Fixierung in der Metaphyse wird erreicht, dass die Beanspruchung über die Länge des Femurs weiter verteilt ist [4, 40].

2.3 Finite-Elemente-Methode

Experimentelle Versuche sind nicht nur platz-, zeit- und kostenintensiv [9, 104], sondern hängen auch stark von variierenden Parametern wie der Umgebungstemperatur ab [104]. Da physikalische Prozesse häufig durch Differentialgleichungen beschrieben werden können [50, 104-107], kann beispielsweise die Deformation von Bauteilen in Folge aufgebrachtener Belastungen [50, 105, 106] auf mathematischem Weg vorhergesagt werden. Die Bestimmung der unbekanntenen Größen, wie beispielsweise die Verschiebung, erfolgt dabei durch die Lösung der aufgestellten Gleichgewichtsgleichungen [105]. Während einfache Gleichungen simpler oder stark idealisierter Probleme auf analytischem Weg gelöst werden können, ist für die näherungsweise Lösung komplexer Probleme aufgrund der umfangreichen Berechnungen [107] die Verwendung computergestützter, numerischer Berechnungsverfahren notwendig [104-108]. In diesem Kontext stellt die Finite-Elemente-Methode (FEM) das am weitesten verbreitete numerische Verfahren dar [50, 104, 105], um das Verhalten komplexer Systeme unter vorgegebener Belastung zu simulieren und abzuschätzen [107, 109]. Dadurch kann der Einfluss spezifischer Parameter unter konstanten Bedingungen [104] in hoher Detailliertheit [104, 108] untersucht werden. Durch die FEM können sowohl lineare als auch nicht-lineare Probleme näherungsweise gelöst werden [104-106] ohne dass Einschränkungen bezüglich der Geometrien in den betrachteten Gebieten bestehen [104, 105]. Die Methode ist sowohl für Verformungs- und Spannungsanalysen im linear-elastischen Bereich als auch für Analysen in der linearen Elastodynamik und der Stabilitätstheorie geeignet [106]. Die bei der FEM durchgeführte Diskretisierung der Oberfläche in endlich viele Elemente ermöglicht eine präzise Abschätzung der Last- und Verformungsverteilung sowie die Berechnung von Spannungs- und Dehnungsanalysen mithilfe von Gleichungen des statischen Gleichgewichts [50].

In Bezug auf Anwendungen in der Medizin wird das Verhalten biologischer Gewebe und Strukturen aus physikalischen Gesetzmäßigkeiten abgeleitet, um deren Reaktion auf Belastungen vorhersagen zu können [50]. Die Modellierung biologischer Gewebe erfordert aufgrund der komplexen Geometrien und Materialeigenschaften viele Daten und hohe Zeitressourcen, weshalb Annahmen und Idealisierungen vorgenommen werden müssen [50]. Die Abbildung der realen Situation mit ausreichend hoher Genauigkeit und Auflösung muss verifiziert [50, 110] und die adäquate Vorhersage der Variablen durch das FE-Modell anhand experimenteller Daten validiert werden [110], um belastbare Aussagen über die reale Situation treffen zu können [36, 110]. In der orthopädischen Biomechanik befassen sich auf die totale Hüftarthroplastik bezogene Studien mit physiologischen und pathologischen Gegebenheiten ohne Operation [26], mit der intraoperativen Schaftimplantation [36, 84] sowie mit den postoperativen Veränderungen nach dem Einsetzen eines Implantats [4, 26, 36, 40, 41]. Besondere Relevanz haben dabei die Ermittlung von Spannungen [26, 36, 41, 84] und Dehnungen [4, 40, 84] im Gewebe, welche *in vivo* nicht oder nicht genau gemessen werden können [49].

In vielzähligen Studien werden Veränderungen der Knochenbeanspruchung durch die Kanalpräparation mittels Schafttraspel [84] und durch Implantation einer Prothese [4, 26, 36, 40, 41] mittels FE-Simulationen untersucht. Informationen zu Strain Shielding liefern dabei Studien, welche die postoperative Knochenbeanspruchung (bspw. von-Mises-Spannungen [26, 41, 111], Dehnungen [4, 40], Dehnungsenergien [41]), die Lastübertragung [4, 40, 41] und die Knochendichteveränderung [4] betrachten.

Computergestützte Simulationen ermöglichen zudem die Analyse geometrischer [26, 40] und materialtechnischer [40, 41] Prothesenvariationen unter statischer, quasistatischer oder dynamischer Belastung [26, 41]. Zur Bewertung orthopädischer Implantate werden dabei Faktoren wie Knochenbeanspruchung [4, 26, 40, 41, 84], Dehnungsenergie [41, 112], Lastübertragung [4, 37, 40], Strain Shielding [4, 26, 37, 40, 41, 112], Frakturrisiko [26] und Implantatbeanspruchung [4, 41] herangezogen. Anhand dieser Faktoren sowie der Implantationskraft und -arbeit [36] wird der Einfluss der Knochenqualität [26, 112], der Verankerung [36], der Implantatpositionierung [38, 39, 112] und der Femurgeometrie [42, 112] auf die endoprothetische Versorgung analysiert.

2.3.1 Oberflächendiskretisierung

Die FEM basiert auf dem Ritz-Galerkin-Verfahren, bei dem die Lösung eines Randwertproblems gesucht wird [105]. Die Grundidee der FEM besteht in der virtuellen Zerlegung des Festkörpermodells in eine endliche Anzahl kleiner Elemente $T^{(r)}$ (Abbildung 2.12) [105, 106], deren Geometrie und physikalische Eigenschaften [50] sowie deren mechanisches Verhalten näherungsweise oder exakt bekannt sind [106]. Die Eckpunkte dieser finiten Elemente $T^{(r)}$ sowie ggf. weitere Punkte (auf den Kanten, den Flächen und im Inneren von $T^{(r)}$) werden als Knoten $P_i^{(r)}$ bezeichnet [105]. Da die Elemente über gemeinsame Knoten miteinander verbunden sind, werden auftretende Beanspruchungen und Verschiebungen über die gesamte Struktur hinweg übertragen [50]. Dieser Diskretisierungsprozess ermöglicht die Definition der Unbekannten an diskreten Punkten auf der Struktur anstatt durch kontinuierliche

Funktionen, wodurch aus den Differentialgleichungen des Feldproblems ein endlichdimensionales Ersatzproblem entsteht, das durch lineare Gleichungssysteme gelöst wird [105, 106].

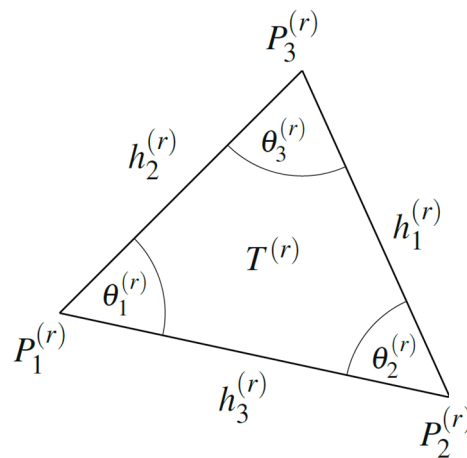


Abbildung 2.12: Lokale Knotennummerierung in einem Dreieck [105].

Die geometrisch lineare Berechnung basiert auf folgenden Voraussetzungen [67]:

- Gleichgewicht wird im unverformten Zustand des Systems betrachtet
- Kleine Rotationen
- Kleine Dehnungen, welche als Längenänderungen relativ zur Ausgangslänge l_0 definiert werden

Wenn die Verschiebungen und Verformungen eines Systems infolge einer Belastung klein sind, können ihre Auswirkungen vernachlässigt werden [113]. Bei großen Verschiebungen und Verformungen, die die Geometrie der Struktur signifikant ändern, treten jedoch geometrische Nichtlinearitäten auf, da die Annahmen der linearen Elastizität (kleine Verformungen und kleine Verschiebungen) nicht mehr gelten [106, 113]. Neben geometrischen Nichtlinearitäten sind auch Nichtlinearitäten bezogen auf den Werkstoff (u. a. Plastizität und Kriechen) und den Kontakt bei der Lösung des Problems zu berücksichtigen. Kontaktprobleme sind inhärent nichtlinear, da sie davon abhängen, ob Bauteile während der Verformung miteinander in Kontakt sind oder nicht. Nichtlineare Probleme werden häufig als lineare Randwertprobleme idealisiert [105, 106].

Bei der Verschiebungsmethode werden die Verschiebungen an jedem Knoten berechnet [104, 106, 107]. Dies erfolgt häufig durch die Galerkin-Methode [107]. Die Gleichung jedes Elements enthält eine lokale Steifigkeitsmatrix, die mithilfe von Formfunktionen bestimmt wird [104, 107]. Diese wird auf der Basis der Beziehungen zwischen Spannungen und Dehnungen (Hookesches Gesetz (2.10)) gebildet und berücksichtigt die Materialeigenschaften sowie die Geometrie des Elements (z. B. Tetraeder) [107]. Die Gleichungen jedes Elements werden im globalen Gleichungssystem (2.24) entsprechend ihrer Knotenverbindungen zusammengeführt [106, 107]. Anschließend wird dieses auf Kraft-Verschiebungs-

beziehungen bezogene Ritz-Galerkin-Gleichungssystem (2.24) mit der globalen ($N \times N$)-Steifigkeitsmatrix \mathbf{K} und dem Vektor der äußeren Kräfte (Lastvektor) \mathbf{f} gelöst, um den unbekanntem Verschiebungsvektor (Lösungsvektor) \mathbf{u} zu bestimmen [105, 106]. Die Unbekannten sind dabei die Freiheitsgrade des Modells [104, 106]. Die vorgegebenen Randbedingungen (z. B. feste Einspannung) werden durch eine geeignete Modifikation der globalen Steifigkeitsmatrix \mathbf{K} berücksichtigt [107]. Während \mathbf{K} bei linearen Problemen konstant ist, muss die Steifigkeitsmatrix bei auftretenden Nichtlinearitäten (geometrische Nichtlinearität, Kontakt-Nichtlinearität und Material-Nichtlinearität) während des Lösungsprozesses regelmäßig angepasst werden. Aufgrund der Abhängigkeit der Steifigkeitsmatrix von der Lösung selbst muss das großdimensionierte, nichtlineare Gleichungssystem mittels iterativer statt direkter Verfahren gelöst werden [67, 105, 108]. Direkte Auflösungsverfahren sind Algorithmen, die zur Lösung des linearen Gleichungssystems (2.24) verwendet werden und den Lösungsvektor \mathbf{u} in endlich vielen Schritten liefern. Bei Iterationsverfahren hingegen wird der Lösungsvektor \mathbf{u} bestimmt, indem ausgehend von einer Startnäherung $\mathbf{u}^{(0)}$ eine Folge von Näherungslösungen $\mathbf{u}^{(k)}$ mit $k = 0, 1, \dots$ erzeugt wird bis ein Konvergenzkriterium erreicht ist [105]. Die Lösungsalgorithmen unterscheiden sich hinsichtlich des Aufwands arithmetischer Operationen sowie des Speicherplatzbedarfs in Abhängigkeit der Dimension des FE-Gleichungssystems [105].

$$\mathbf{K}\mathbf{u} = \mathbf{f} \quad (2.24)$$

Bei einer numerischen Kontaktinstabilität bietet das Hinzufügen eines Dämpfungsfaktors eine Möglichkeit, das System zu stabilisieren. In der eindimensionalen Formulierung ergibt sich damit (2.25) mit dem Dämpfungsfaktor D und der Verschiebungsgeschwindigkeit \dot{u} [108].

$$D\dot{u} + \mathbf{K}\mathbf{u} = \mathbf{f} \quad (2.25)$$

Die Elementkantenlänge und damit Elementgröße wird anhand der Diskretisierungsschrittweite h definiert [105, 114]. Wenn im d -dimensionalen Gebiet die Netzdichte erhöht wird, indem die Diskretisierungsschrittweite h reduziert wird, wächst die Dimension N des großdimensionierten Gleichungssystems mit h^{-d} aufgrund der steigenden Anzahl der Freiheitsgrade (FHG). Wird bei Randwertproblemen in dreidimensionalen ($d = 3$) Gebieten das Netz verfeinert, indem h halbiert wird, so verachtfacht sich demnach die Anzahl der Unbekannten [105]. Folglich erhöht sich der Rechenaufwand und damit die benötigte Rechenzeit [50]. Dem gegenüber steht, dass ein feineres Netz zu einer genaueren Lösung führt [50, 104], da die von Element zu Element variierenden Beanspruchungen besser erfasst werden können und so die Abbildung komplexer Spannungs- und Verformungszustände möglich wird [50]. Eine höhere Elementanzahl und damit eine erhöhte Anzahl der FHG resultiert zudem in einer detaillierteren Abbildung insbesondere gebogener Geometrien [104] sowie in verbessertem Kontaktverhalten. Jedoch verhalten sich die Elemente eines dichteren Meshs steifer, was zu Konvergenzproblemen führen kann [108]. Bei der numerischen Simulation muss die Näherungslösung (FE-Approximation) des Verschiebungsverlaufs durch Netzverfeinerung gegen die analytische starke exakte Lösung konvergieren sofern diese existiert [49, 104]. Dabei wird die Netzkonvergenzanalyse eingesetzt, um das optimale Gleichgewicht zwischen der Genauigkeit mechanischer Variablen und der Rechenzeit zu finden und um zu gewährleisten, dass die Genauigkeit der Ergebnisse nicht durch die Netzgröße beeinflusst wird [49]. Die

Verfeinerung des Netzes wird beendet, sobald eine weitere Erhöhung der Elementanzahl keine signifikante Änderung der Ergebnisse mehr bewirkt [4].

Die Art der Diskretisierung ist abhängig von der Geometrie des Bauteils, der gewünschten Genauigkeit der Näherungslösung, den Interaktionen zwischen Bauteilen (bspw. Kontakt) sowie den auftretenden Beanspruchungen [104, 105]. Bei FE-Diskretisierungen in dreidimensionalen Gebieten werden für $T^{(r)}$ Hexaeder, Tetraeder oder dreiseitige Prismen verwendet. Für komplexe Gebiete, wie beispielsweise die Femurgeometrie, wird die Geometrie häufig in Tetraeder zerlegt [105]. Die charakteristische Bezeichnung des Elementtyps setzt sich aus den gewählten Elementparametern zusammen. Hierzu gehören die Elementfamilie, die geometrische Ordnung (linear oder quadratisch) und die Knotenanzahl [115].

2.3.2 Belastungs- und Kontaktsituationen

Die Lastinkrementierung in der FEM erfolgt kraft- oder verschiebungsgesteuert [67, 108]. Falls die durch Kraftaufbringung hervorgerufene Beanspruchung des Materials durch eine festgelegte Verschiebung ersetzt werden kann [67], können mit der Verschiebungssteuerung Konvergenzprobleme reduziert und die Stabilität der numerischen Analyse verbessert werden [67, 108]. Bei dieser auf Einzellasten beschränkten Verschiebungssteuerung wird ein lokales Koordinatensystem anhand der ermittelten Resultierenden F_{Res} erstellt und so, wie in Abbildung 2.13 dargestellt, die Belastung durch die Reaktionskraft F_R bestimmt [67].

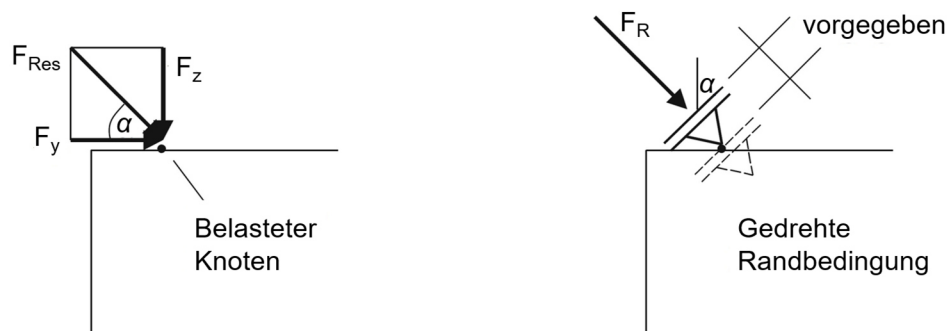


Abbildung 2.13: Einfache Verschiebungssteuerung für zwei Kraftkomponenten F_y und F_z (Darstellung in Anlehnung an [67]).

Bei einer ausreichend langsamen Bewegung bzw. ausreichend langsamer Belastung können dynamische Effekte vernachlässigt werden [116, 117]. Zu diesen gehören Trägheitseffekte [116-118], Dämpfungseffekte [117] und die Dehnrates [118]. In der FEM werden quasistatische Bedingungen häufig nicht nur bei vernachlässigbaren, sondern auch bei unklaren dynamischen Effekten angenommen [118].

In FE-Simulationen werden grundsätzlich drei Kontaktsituationen unterschieden [67, 119]:

- Beim Selbstkontakt berühren sich verschiedene Bereiche desselben Körpers.
- Ein deformierbarer Körper wird durch die Berührung eines Starrkörpers deformiert.
- Zwei Körper deformieren sich durch die Berührung gegenseitig.

Bei einem „harten“ Kontakt im FE-Programm wird nur dann Kontaktdruck zwischen den Oberflächen übertragen, wenn Knoten der Sekundär- die Hauptoberfläche berühren (Abstand zwischen den Oberflächen $c = c_0 = 0$) oder wenn sich die Oberflächen überschneiden ($c < 0$), wobei kein oberes Limit für die Höhe des transmittierten Kontaktdrucks P festgelegt wurde [120]. Ist der Abstand $c > c_0$, wird kein Kontaktdruck übertragen [120] [108]. Durch die *contact constraint enforcement*-Methode *Direct* wird die eingestellte *pressure-overclosure*-Beziehung „hard“ erzwungen, wodurch nur dann Kontaktdruck zwischen den Oberflächen übertragen wird, wenn Knoten der Sekundär- die Hauptoberfläche berühren ($c = c_0 = 0$), und wodurch die Überschneidung der Kontaktflächen verhindert wird (Abbildung 2.14a) [121]. Die *constraint enforcement*-Methode *Penalty* (Abbildung 2.14b) ist die steife Approximation des direkten harten Kontakts (Abbildung 2.14a). Sie erlaubt eine geringe Überschneidung der Kontaktflächen [108] [122] und überträgt dabei Kontaktdruck ($c \leq c_0 = 0$) [121].

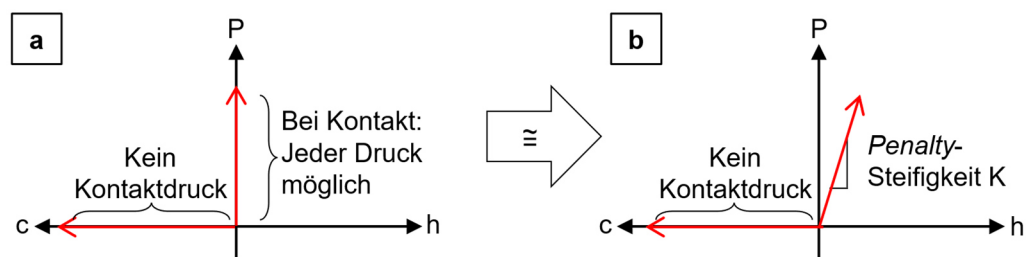


Abbildung 2.14: Normalverhalten: *Pressure-overclosure*-Beziehung *hard contact* mit *constraint enforcement* Methode **a** *Direct* und **b** *Penalty*. Mit Abstand (*clearance*) c zwischen den Kontaktflächen ($c > 0$), Überschneidung (*penetration/overclosure*) h der Oberflächen ($h > 0$ bzw. $c < 0$) und Kontaktdruck P (eigene Darstellung in Anlehnung an [108]).

Insbesondere bei einer verschiebungsgesteuerten Belastung mit groben Netzen trägt die lineare Kontaktsteifigkeit zu Spannungsungenauigkeiten bei. In Abbildung 2.15 wird das lineare Verhalten mit nichtlinearem Verhalten schematisch verglichen. Durch die Verwendung des nichtlinearen *Penalty*-Normalkontakts kann durch eine im Vergleich zum linearen *Penalty*-Kontakt niedrigere initiale Kontaktsteifigkeit K_i eine bessere Konvergenz und Stabilität erreicht werden. Des Weiteren führt die höhere finale Kontaktsteifigkeit K_f auch bei hohem Kontaktdruck P zu einer akzeptablen Oberflächenüberschneidung h (Abbildung 2.14a, b) [108, 122].

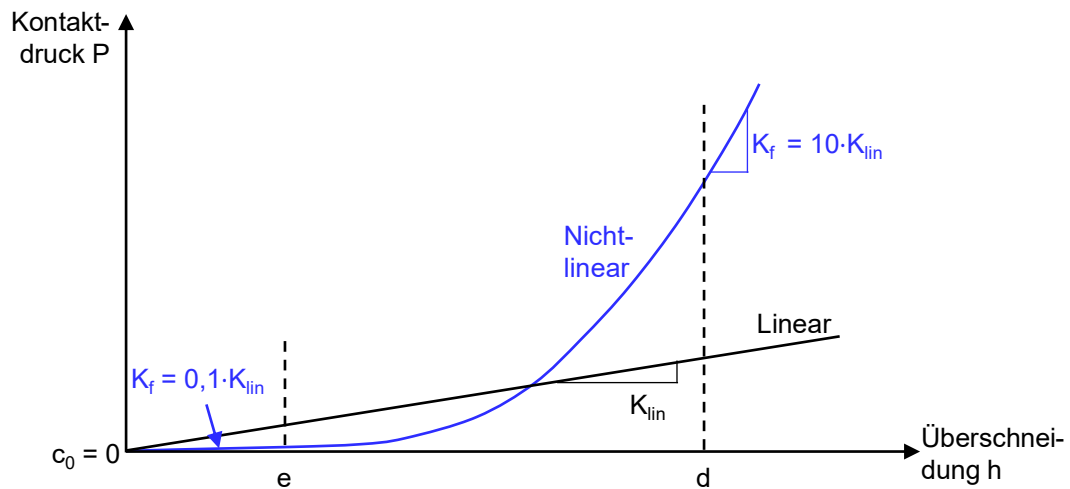


Abbildung 2.15: Vergleich von linearer Kontaktsteifigkeit K_{lin} und nichtlinearer Kontaktsteifigkeit K_f bei Verwendung der *Pressure-overclosure*-Beziehung „hard“ contact mit der *constraint enforcement*-Methode *Penalty* (eigene Darstellung in Anlehnung an [108]).

2.4 Erstellung der Knochengeometrie für ein FE-Modell

Für die Darstellung knöcherner Strukturen und die Erstellung eines realitätsnahen dreidimensionalen Knochenmodells wird meist die Computertomographie (CT) angewandt [4, 36, 41, 49, 102, 123-127]. Die CT-Schnittbilder bilden dabei die materialabhängige Röntgenstrahlabschwächung in Graustufen ab [50, 128, 129]. Ein Bildelement repräsentiert dabei ein Gewebeelement (Voxel, Volumenelement), dessen Volumen durch die CT-Parameter der Schichtdicke, der Matrixgröße und des Scanfelddurchmessers festgelegt ist. Für die Skalierung der Dichte der Gewebeelemente wird das CT-Gerät anhand der Dichtewerte der Luft mit -1000 Hounsfield-Einheiten (Hounsfield Units, HU) und des Wassers mit 0 HU kalibriert. Die Festlegung dieser Referenzpunkte gewährleistet, dass die Dichtewerte unabhängig von der Röhrenspannung bestimmt werden können [128]. Die CT-Zahl (in HU) errechnet sich damit abhängig von den Schwächungskoeffizienten (in cm^{-1}) des Wassers (μ_{Wasser}), der Luft (μ_{Luft}) und dem betrachteten Material ($\mu_{Material}$, bspw. Gewebe) (2.26) [129].

$$CT\text{-Zahl} = \frac{\mu_{Material} - \mu_{Wasser}}{\mu_{Wasser} - \mu_{Luft}} \cdot 1000 \text{ HU} \quad (2.26)$$

Die Dichte variiert je nach Gewebeart, was eine Differenzierung, Filterung und Segmentierung der Gewebetypen ermöglicht [50]. Da die Knochendichte mit dem lokalen Elastizitätsmodul korreliert, können in einem späteren Schritt den Elementen des vernetzten Knochenmodells nicht nur die Dichte, sondern auch die E-Moduln zugewiesen werden [128, 130].

Die Qualität der CT-Aufnahme ist abhängig von der räumlichen Auflösung [50, 131, 132], der Schichtdicke und dem Schichtintervall [123]. Zudem können Bewegungsartefakte [123, 131, 132], metallische Artefakte, Strahlaufhärtung und Bildrauschen zu Inhomogenitäten in den Grauwerten führen [123]. Der Partialvolumeneffekt (PVE) beschreibt dabei, dass aufgrund der limitierten räumlichen Auflösung der CT-Bildgebung [131, 132] manche Voxel mehrere unterschiedliche Gewebearten statt einer einzigen beinhalten [123, 128]. Dies führt zu unscharfen Grenzen zwischen den einzelnen Gewebebereichen [128].

Zur Erstellung des 3D-Oberflächenmodells des Knochens aus CT-Bilddaten (DICOM-Datenset) werden die äußere und innere Knochenkontur mittels Bildsegmentierung herausgefiltert und dreidimensional rekonstruiert [4, 40, 41, 102, 107, 124, 128, 133]. Die Genauigkeit des segmentierten Oberflächenmodells ist neben der Qualität der CT-Aufnahme von der Segmentierungstechnik [123, 124] und der Anwendung von Glättungsalgorithmen [124] abhängig. Segmentierungstechniken werden verwendet, um die *Region of Interest* (ROI) (Knochen) vom Rest des CT-Bilds (umgebendes Weichgewebe) zu isolieren [123, 124, 132, 134]. Die manuelle Auswahl der ROI ist zeit- und arbeitsintensiver als die Anwendung semi- und vollautomatisierter Bildsegmentierungstechniken und weist eine starke intra- und interpersonelle Variabilität auf [124]. Weit verbreitete semiautomatische Verfahren sind die Kantenerkennungsmethode, das Intensitätsschwellenwertverfahren und das *Region Growing* [123, 134, 135].

Die Anwendung des Intensitätsschwellenwertverfahrens für die Segmentierung knöcherner Strukturen macht sich zunutze, dass die Intensität des spongiösen Knochens niedriger als die des kortikalen Knochens und wiederum höher als die des umgebenden Weichgewebes und des Hintergrunds ist [131]. Für die Abgrenzung der Segmente wird entweder ein Intensitätsschwellenwert T (*global thresholding*), mehrere Schwellenwerte T_n (*multi-level thresholding*) [123, 124, 131, 135] oder eine hohe Anzahl lokaler Schwellenwerte $T(x, y)$ genutzt [131, 132, 134]. Die Schwellenwerte werden dabei manuell anhand einer visuellen oder histogrammbasierten Einschätzung oder automatisch festgelegt [123, 124]. Bei dem globalen Intensitätsschwellenwertverfahren wird jedes Pixel p mit einer Intensität $I(p)$ eines CT-Schichtbilds anhand einer Binärmaske mit dem Schwellenwert T entweder als Objekt (Knochen, bone B , $I(p) \geq T$) klassifiziert und in das selektierte Segment inkludiert oder dem Hintergrundsegment (kein Knochen, non-bone \bar{B} , $I(p) < T$) zugeordnet (2.27) [123, 132]. Bei einem zu niedrig gewählten Schwellenwert wird nicht nur Knochen, sondern auch umgebendes Weichgewebe mit niedriger Intensität selektiert [124, 136], wodurch die Knochen- und Hintergrundregion nicht adäquat separiert werden [102, 132, 136]. Während zu niedrige Schwellenwerte zudem zu Rauschen führen können, resultieren zu hohe Schwellenwerte in einer Unterschätzung der Knochengeometrie [136] und in Diskontinuitäten in der Knochenkontur [131]. Nach der schwellenwertbasierten Segmentierung müssen deshalb manuell fälschlicherweise selektierte Bereiche und Artefakte entfernt sowie Lücken und Löcher in der Knochenkontur geschlossen werden [102, 124, 131-133].

$$p \in \begin{cases} B, & \text{falls } I(p) \geq T \\ \bar{B}, & \text{falls } I(p) < T \end{cases} \quad (2.27)$$

Da Knochen ein sehr inhomogenes Gewebe [131] mit entsprechenden Dichte- [136] und Intensitätsinhomogenitäten ist [132], ist es selten möglich, einen einzigen Schwellenwert festzulegen, der niedriger

als alle Knochengewebewerte und gleichzeitig höher als die Grauwerte des umgebenden Weichgewebes ist [131]. Aufgrund der unterschiedlichen Kontrastlevel in den verschiedenen anatomischen Regionen ist deshalb insbesondere für die Segmentierung langer Knochen die Verwendung unterschiedlicher Schwellenwerte für verschiedene Knochenregionen besser geeignet, um eine genauere Abbildung zu erzielen [123, 124, 136]. Im Vergleich zur Diaphyse, in welcher der Knochen höhere Intensitätswerte aufweist, sind dabei im proximalen und distalen Bereich aufgrund der kleineren Kortikalisdicke geringere Schwellenwerte angebracht (Rathnayaka et al. 2011).

Die Methode *Region Growing* wird meist zusammen mit dem Intensitätsschwellenwertverfahren angewandt [123, 131]. Hierbei wird ein Saatpunkt als Startpunkt in der ROI ausgewählt [134]. Davon ausgehend werden die ihm benachbarten Pixel dem Segment zugeordnet, sofern deren Intensitäten innerhalb eines definierten Intervalls liegen [134]. Nachteile dieser Methode sind zum einen das Risiko, durch Auslaufen der Regionen unerwünschte Bereiche zu selektieren, und zum anderen die starke Abhängigkeit der resultierenden Regionen von der Wahl des Saatpunkts [134]. Dem gegenüber steht, dass durch *Region Growing* die Segmentierung von verbundenen Regionen mit ähnlichen Eigenschaften erreicht [134] sowie die Selektion von Pixeln, welche nicht mit dem Knochen verbunden sind, vermieden wird [123].

3 Material und Methoden

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, mit einer impliziten Simulationsmethode und einem realitätsnahen Femurmodell mit linear-elastischem Materialverhalten die *in vitro*-Schaftimplantation *in silico* abzubilden. Der Aufbau der FE-Simulation besteht aus multiplen Schritten, die in dem Workflow-Diagramm in Anhang A ausführlich dargestellt sind. Die wesentlichen Schritte sind in Abbildung 3.1 ersichtlich. Das Vorgehen wird dabei in drei Phasen unterteilt: Phase I (Kapitel 3.1, Vorbereitungsphase) umfasst die Auswertung der *in vitro* durchgeführten Schaftimplantation, die *in silico*-Definitionen, -Nachbearbeitungen und -Vergleiche beteiligter Geometrien sowie die Ermittlung ihrer Positionen im dreidimensionalen Raum. Phase II (Kapitel 3.2, Simulationsphase) beinhaltet den Aufbau der Simulation in Abaqus (Dassault Systèmes SIMULIA Established Products 2023, Version 6.425.0.0, Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, Frankreich). In Phase III (Kapitel 3.3, Auswertungsphase) werden die ermittelten Variablen ausgewertet. In diesem Kapitel sind zudem Möglichkeiten aufgeführt, um die in den Simulationen ermittelten Werte der Implantationskraft, der Dehnung und der Gesamtverformung des Femurs an die entsprechenden Werte aus dem *in vitro*-Versuch anzunähern und so das Modell zu validieren. Hieraus resultieren die für die finalen Simulationen verwendeten Vorgehensweisen und die dazu passenden Einstellungen (Kapitel 3.1 und 3.2).

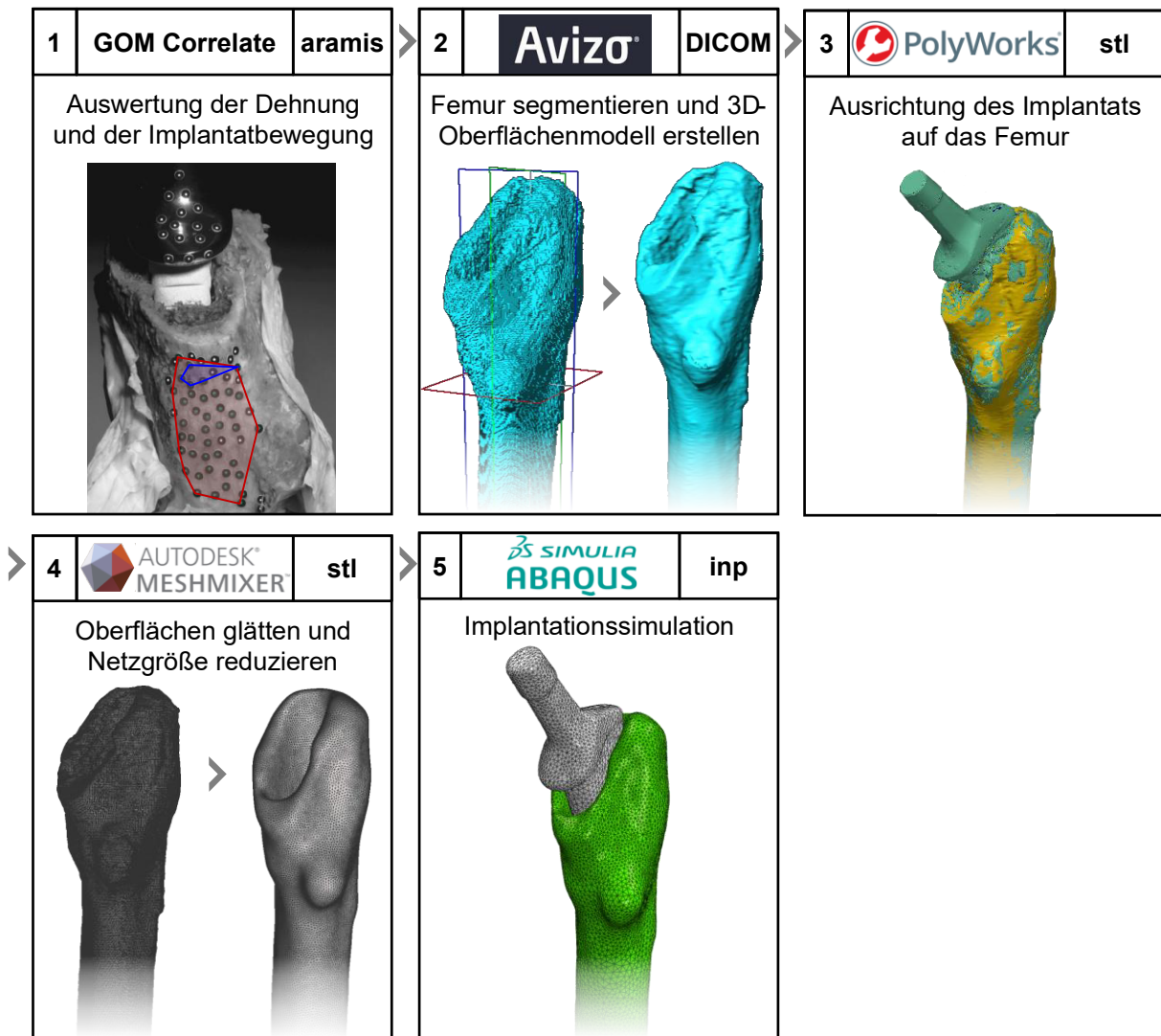


Abbildung 3.1: Wesentliche Schritte des Aufbaus der Implantationssimulation.

3.1 Phase I: Vorbereitung

3.1.1 Auswertung der *in vitro*-Untersuchung

Im Rahmen der institutsinternen experimentellen Untersuchung wurde ein Implantat mit Kragen (CORAIL®, Größe 12, Standard-Offset, CCD-Winkel 135°, Johnson & Johnson Medical Devices, UK) zementfrei in ein post mortem explantiertes rechtes Femur implantiert. Die präoperative Planung, die Vorbereitung des Femurs und die Schaffung der Femurkavität wurden institutsintern nach der von Kownow et al. (2024) beschriebenen Methodik durchgeführt [137]. Das Femur der weiblichen Knochenspenderin (85 Jahre alt, 152 cm groß und 50 kg schwer) ist dem Dorr-Typ C (CCR/CI = 1,6808) zuzuordnen [56, 137] und weist im Femurkopf eine Knochenmineraldichte von $284,439 \pm 160,795 \frac{\text{mgHA}}{\text{cm}^3}$ auf. Das

Implantat des Typs Corail ist aufgrund der vollständigen Schaftbeschichtung (155 μm starke Hydroxylapatitschicht) und der geraden, doppelkeilförmigen Form [81] dem Typ 2 nach Khanuja zuzuordnen [73]. Durch diese Form wird ein proximaler Kortikaliskontakt erreicht und so die Last auf den metaphysären Bereich des proximalen Femurs übertragen, weshalb der Schaft als „proximal-load stem“ bezeichnet wird [73]. Zudem trägt die doppelkeilförmige Geometrie zur Stabilität in der Femurkavität und zur Verhinderung des Schaftabsinkens bei [4].

In situ wird das Implantat durch Hammerschläge in das Femur eingebracht [138]. Die Implantation in der *in vitro*-Untersuchung hingegen erfolgte ähnlich zu der von Dakhili (2024) beschriebenen Vorgehensweise [35] mit einer konstanten Verschiebungsrates von 0,1 mm pro Sekunde durch eine mechanisch kontrollierte Zugprüfmaschine (max. 10 kN, Z010, Zwick Roell Gruppe, Ulm, Deutschland) bis zum Auftreten einer Fraktur. Währenddessen wurde die für das Press-Fitting notwendige Implantationskraft F_i erfasst [137]. Die während der *in vitro*-Implantation auftretenden medialen Oberflächendehnungen wurden mittels digitaler Bildkorrelation (15 Hz; ARAMIS 3D Camera, Carl Zeiss GOM Metrology GmbH, Deutschland) anhand der Verschiebung der am medialen, proximalen Femurkortex angebrachten Messpunkte (\varnothing 0,4 mm) ermittelt [35, 137]. In der zugehörigen Analysesoftware GOM Correlate (GOM Software 2018 Hotfix 2, Rev. 113294, Carl Zeiss GOM Metrology GmbH, Deutschland) wurden sowohl die wahren Dehnungen in tangentialer als auch in axialer Richtung für die Gesamtfläche dargestellt. Da die Punkteerkennung über den Versuchszeitraum hinweg stark variierte, wurde anhand fünf durchgehend identifizierbarer Messpunkte der in Abbildung 3.2a gekennzeichnete kalkarnahe Teilbereich definiert, für den die zweidimensionalen wahren Dehnungen bestimmt wurden. Die wahren Dehnungen (Kapitel 2.1.3) wurden aufgrund ihrer höheren Genauigkeit gegenüber Ingenieurdehnungen verwendet [67] und um Nichtlinearitäten (Kapitel 2.3.1) zu berücksichtigen [67, 106, 113]. Über den Analogeingang wurde die von dem Kraftsensor parallel zur Dehnung aufgezeichnete Implantationskraft ausgegeben.

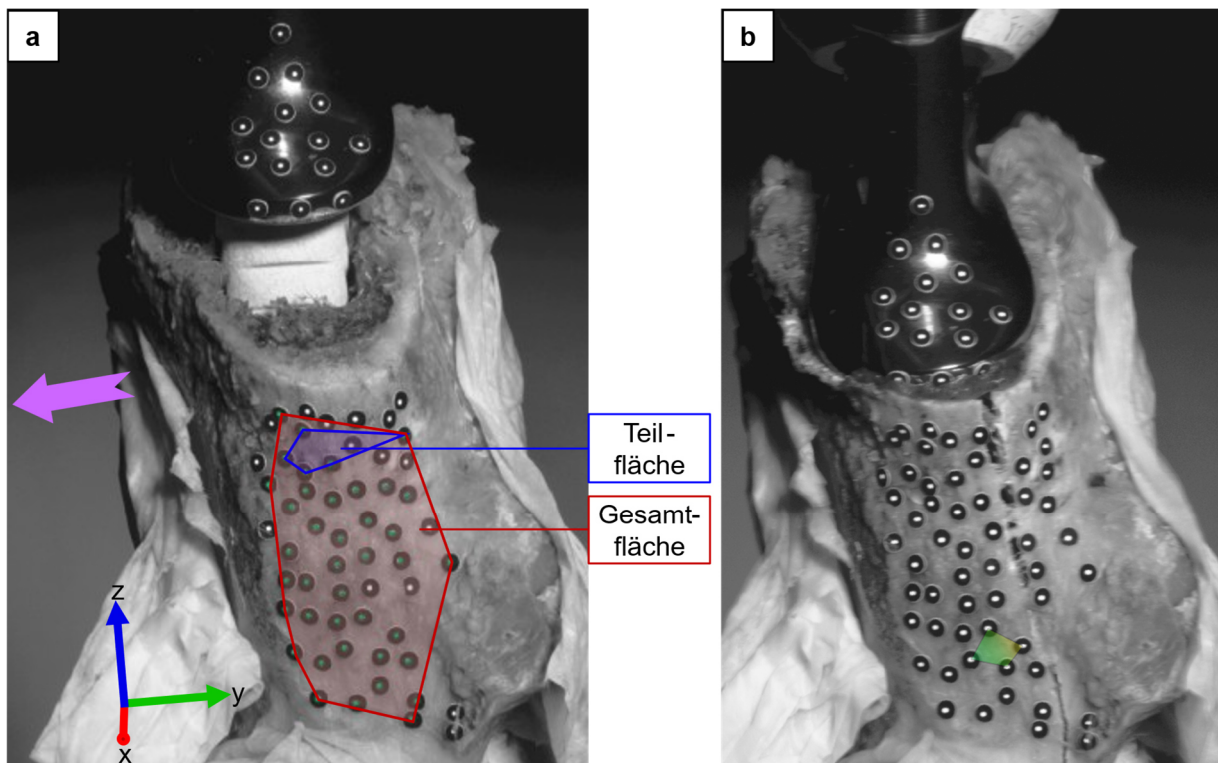


Abbildung 3.2: GOM Correlate: **a** Gesamtfläche der Dehnungsmessung (rot) und über den gesamten Versuchszeitraum identifizierbarer Flächenbereich bestehend aus fünf Messpunkten (blaue Teilfläche); **b** Mediale Fraktur zum Zeitpunkt $t = 160,6$ s.

Um die Rotationen des Implantats gegenüber dem Femur zu ermitteln, wurden ein Koordinatensystem (KOS) auf dem Knochen und ein KOS auf dem Implantat erstellt und die relativen Rotationen um die x-, y- und z-Achse bestimmt (Abbildung 3.3). Aufgrund der KOS-Definition über Punktcomponenten entsprechen die z-Achsen nur annähernd der Längsachse des Implantats. Die x-Achsen verlaufen von lateral nach medial und die y-Achsen von anterior nach posterior.

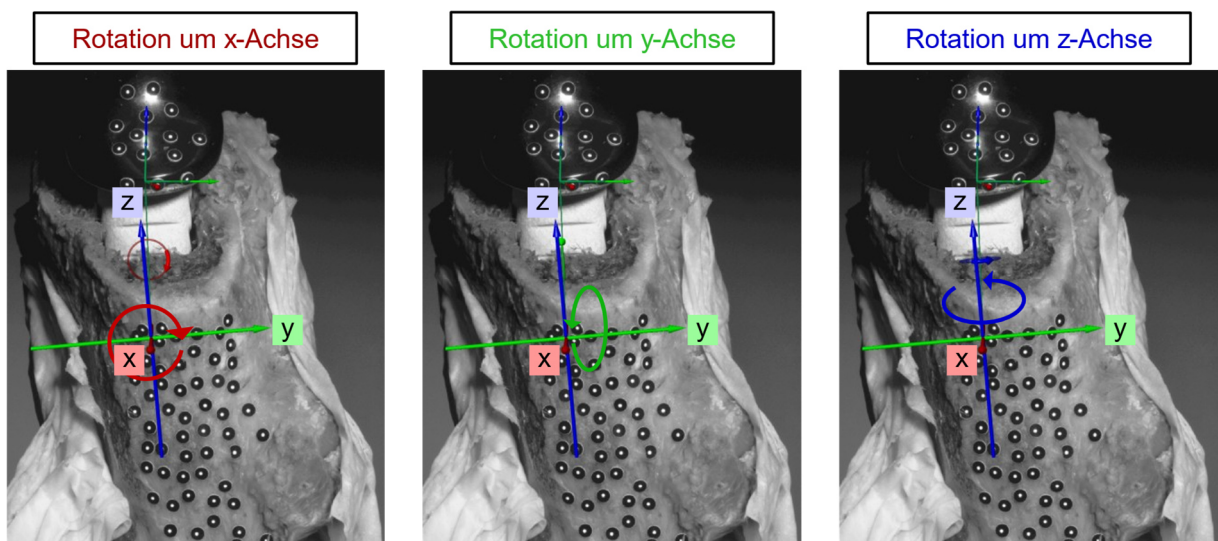


Abbildung 3.3: GOM Correlate: Rotationen um x-, y- und z-Achse.

Die Videoaufzeichnung der Implantation zeigte eine Ablenkung des kompletten Knochen-Implantat-Systems bis ca. $t = 10\text{ s}$. Folglich ist anhand des Wegs der Zwick-Prüfmaschine nicht identifizierbar, ab welchem Zeitpunkt sich das Implantat wirklich in die Kavität bewegt. Für jeden der folgenden Abstands- und Verschiebungsverläufe (Tabelle 3.1) wurde daher der Zeitpunkt identifiziert, ab welchem sich der Abstand kontinuierlich verringerte bzw. ab welchem sich das Implantat kontinuierlich in -z-Richtung bewegte:

Tabelle 3.1: GOM Correlate: Ermittelte Abstände und Verschiebungen

Messmethode	Variable 1	Variable 2	Richtung
Abstand	Knochenpunkt K_1	Implantatpunkt I_1	in xyz-Richtung
Abstand	Knochenpunkt K_2	Implantatpunkt I_2	in xyz-Richtung
Abstand	Implantatpunkt I_2	Implantatpunkt I_3 (entlang der z-Achse verschobener Punkt I_2)	in xyz-Richtung
Abstand	Knochenpunkt K_2	Implantatpunkt I_2	in z-Richtung
Abstand	Knochen-KOS	Implantat-KOS	in z-Richtung
Verschiebung	Implantatpunkt I_2 im globalen KOS (Knochen-KOS)		

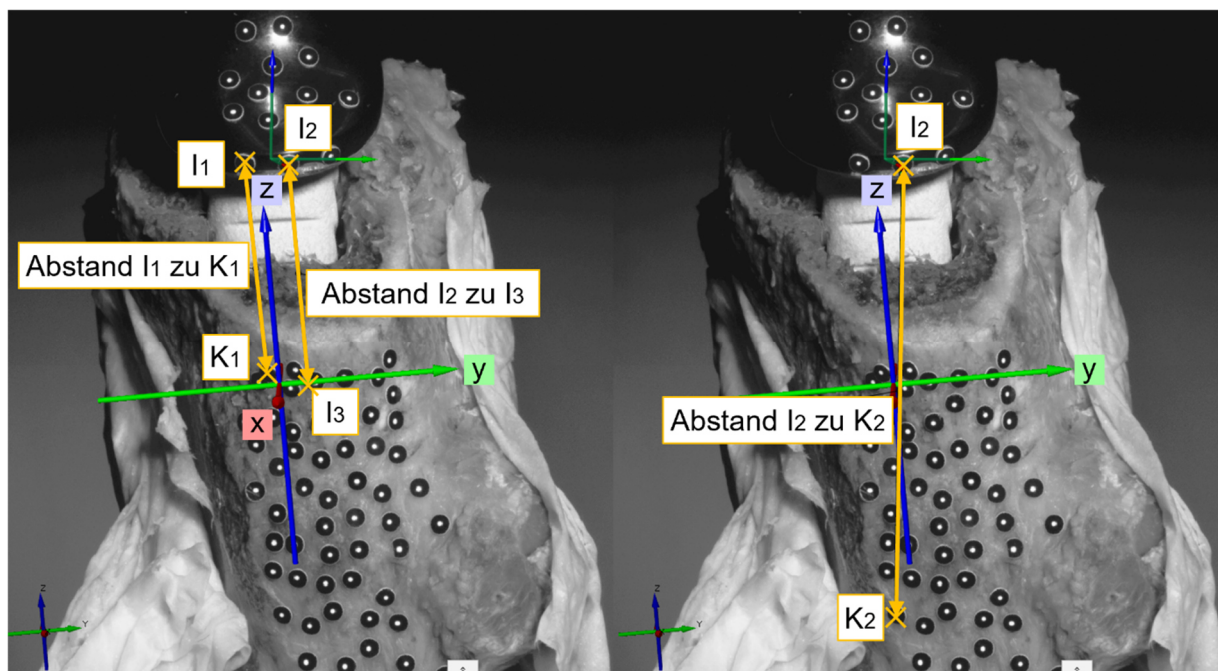


Abbildung 3.4: GOM Correlate: Punkte zur Bestimmung von Abständen und Verschiebungen im Knochen-KOS (unteres KOS).

Die Auswertung der Abstände zeigte, dass die Werte ab $10,2\text{ s}$ nach Beginn der Videoaufzeichnung kontinuierlich abnahmen. Für alle weiteren Schritte wurden alle aufgezeichneten und ermittelten Werte (Dehnungen, Rotationen, Verschiebungen und Kraft) deshalb zu dem Startzeitpunkt bei $10,2\text{ s}$ auf null gesetzt. Die letzte Dehnungsmessung vor der Fraktur bei $t = 160,6\text{ s}$ erfolgte zum Zeitpunkt $t = 160,5\text{ s}$ (Abbildung 3.2b). Für die Implantatbewegung wurden nachfolgend die Verschiebungen in x-, y- und z-Richtung eines auf dem Implantatkragen angebrachten Punkts verwendet.

3.1.2 Bildrekonstruktion

Im Rahmen institutsinterner experimenteller Untersuchungen wurden Oberflächenscans (stl-Dateien) der Implantate mit und ohne Kragen sowie des Implantat-Femur-Systems zu Beginn der *in vitro*-Implantation erstellt (HandySCAN 700™, Creaform, Lévis, Québec, Kanada; Auflösung 0,2 mm).

Der distale Bereich des Femurs war in Kunststoff (Technovit® 4004, Kulzer GmbH, Deutschland) eingebettet und mit Metallschrauben (3,5x40, Z2, Vollgewinde, Stahl, SPAX International GmbH & Co. KG, Deutschland) fixiert. Nach der Schaffung der Kavität wurde am Institut für Rechtsmedizin des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf (UKE) eine quantitative CT-Aufnahme (919 Schichten, Schichtdicke = 0,33 mm und Pixelgröße = 0,31 mm × 0,31 mm, QCT-Aufnahme mit 120 kV; Brilliance 16, Philips, Hamburg, Deutschland) des präparierten Femurs mit beiliegenden Kalibrierungsphantom (Bone Density Calibration Phantom; QRM, Möhrendorf, Deutschland) angefertigt. Die Längsachsen des Femurs war entlang der Längsachse des CT-Scanners ausgerichtet. Die räumliche Auflösung der CT-Aufnahme ist durch die Voxelgröße von 0,31 × 0,31 × 0,33 mm³ ähnlich hoch oder höher als die vergleichbarer Studien mit Voxelgrößen von bis zu 2 mm [4, 36, 41, 49, 102, 126].

Die Schichtbilder der nicht kalibrierten CT-Aufnahme (Dateityp: DICOM) wurden in der Software Structural Insight (Structural Insight 3; University Medical Center Schleswig-Holstein [139]) anhand der drei bekannten Werte des dem CT-Scan beiliegenden Phantoms *QRM BDC-GC* in $\frac{\text{mg HA}}{\text{cm}^3}$ kalibriert. Der distal eingebettete Bereich führte aufgrund der Metallschrauben zu Artefakten und wurde daher nicht berücksichtigt. Die ausgegebenen Kalibrierungswerte lagen zwischen $-1024 \frac{\text{mg HA}}{\text{cm}^3}$ und $+3071 \frac{\text{mg HA}}{\text{cm}^3}$.

In der Software Avizo Lite (Avizo Lite 2020.2, Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, USA; Abbildung 3.1) wurden die Voxelgröße dieser kalibrierten Schichtbilder (Dateityp DICOM) auf $0,35 \times 0,35 \times 0,35 \text{ mm}^3$ festgelegt, um eine isotrope Auflösung im gesamten Bild zu erhalten [36]. Zudem wurde in Avizo Lite die *Region of Interest* (rechtes Femur) von den umgebenden Strukturen isoliert. Hierfür wurden Segmentierungstechniken verwendet, um die Bildvoxel entweder dem Knochensegment B (innere Knochenstruktur) oder dem Hintergrundsegment \bar{B} (nicht-knöchernen Strukturen wie Weichteile, Kunststofftüte, Gummiband) zuzuweisen [123, 124, 132, 140]. Als Intensitätsschwellenwertbereich wurde für alle Segmentierungsschritte die untere Grenze von -250 HU und der maximal mögliche Wert (3000 HU) als obere Grenze gewählt, um luftgefüllte Bereiche (-1000 HU) auszuschließen, gleichzeitig jedoch Bereiche geringerer Dichte zu berücksichtigen. Dadurch sollen die Unterschätzung der Knochengeometrie [136] und Diskontinuitäten in der Knochenkontur vermieden und ein zusammenhängendes Oberflächenmodell erstellt werden [131]. Die Verwendung mehrerer unterschiedlicher Schwellenwerte war bei dem Femur aufgrund der Knocheninhomogenitäten [131] und folglich den unterschiedlichen Kontrastlevel [124] in den verschiedenen Knochenregionen (proximal, Diaphyse) notwendig, um eine genaue Abbildung zu erreichen [123, 124, 136]. Alle Schwellenwerte wurden dabei manuell anhand visueller Einschätzung festgelegt [124].

Im ersten Schritt wurde das Femur über die Funktion *select masked voxels* grob durch einen Schwellenwertbereich von 50 HU bis 3000 HU ausgewählt und dem Knochensegment (B) hinzugefügt. Für das detailliertere Entfernen der umliegenden nicht-knöchernen Strukturen (Weichteile, Kunststofffüte, Gummiband) wurden die untere und obere Grenze innerhalb des angegebenen Bereichs (-250 bis +3000 HU) variiert und die über das *Region Growing* (Funktion *magic wand*) abgrenzbaren Bereiche von dem Knochensegment B abgezogen. Analog erfolgte das Hinzufügen innerer Knochenstrukturen zu B . Des Weiteren wurden verbleibende Löcher in der Kortikalis und der Spongiosa gefüllt und irrelevante Strukturen manuell entfernt. Daraufhin wurde aus dem segmentierten Material (B) ein Oberflächenmodell erstellt, welches durch *Unconstrained Smoothing* (*Smoothing Extent*: 5) geglättet wurde. Das rechte Femur wurde sowohl als CT-Datensatz in Form von Schichtbildern (Dateityp DICOM, 620 Schichten) als auch als polygonales Oberflächenmodell (Dateityp stl) exportiert.

3.1.3 Ausrichtung des Implantats und Ermittlung des lokalen Koordinatensystems

In der Software PolyWorks (PolyWorks|Inspector 2020, InnovMetric Software Inc., Québec, Kanada; Abbildung 3.1) wurde zuerst der Laserscan des Femurs mit Implantat auf das segmentierte Femur ausgerichtet. Daraufhin wurde das Implantat auf den Laserscan und damit auf das segmentierte Femur ausgerichtet. Die Ausrichtung erfolgte zunächst manuell über Punktpaare mit einem maximalen Abstand von 4,0 mm, davon ausgehend dann automatisch mit einem maximalen Abstand von 0,5 mm. Weiterhin wurde ein lokales kartesisches KOS auf dem ausgerichteten Implantat mit Kragen erstellt (Abbildung 3.5), um die Verschiebung und Rotation des Implantats und des Knochens zum globalen KOS im Simulationsprogramm Abaqus (Phase II, Kapitel 3.2.2) verwenden zu können. Für die Erzeugung des lokalen KOS auf dem Implantat wurden mit der *Best-Fit Methode* über ausgewählte Referenzobjekte vier Ebenen (dorsal, ventral, lateral, medial) an den Implantatschaft gefittet. Zwischen der dorsalen und ventralen sowie zwischen der lateralen und medialen Ebene wurden Mittelebenen gebildet. Über diese wurden zwei normale Ebenen erstellt, deren Schnittachse die z-Achse des KOS bildete. Der Ursprung des lokalen KOS wurde im globalen KOS auf den Punkt (-67,171 | -79,317 | 1577,198) festgelegt, der auf der z-Achse neben der Adaptervertiefung des Implantats lag. Das lokale KOS des Implantats mit Kragen ist somit definiert durch:

$$\begin{array}{l} \text{x-Achse:} \\ \vec{x} = \begin{pmatrix} 0,909 \\ -0,415 \\ -0,043 \end{pmatrix} \end{array}$$

$$\begin{array}{l} \text{y-Achse:} \\ \vec{y} = \begin{pmatrix} 0,412 \\ 0,909 \\ -0,065 \end{pmatrix} \end{array}$$

$$\begin{array}{l} \text{z-Achse:} \\ \vec{z} = \begin{pmatrix} 0,066 \\ 0,042 \\ 0,997 \end{pmatrix} \end{array}$$

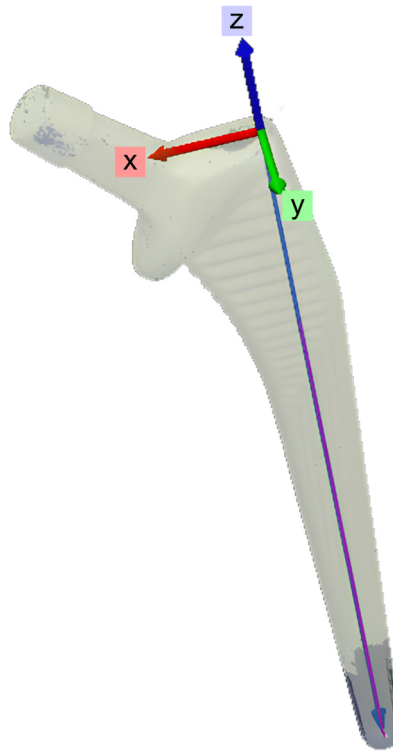


Abbildung 3.5: Polyworks: Lokales Koordinatensystem auf dem Implantat mit Kragen.

In Matlab (MATLAB R2024a, Version 24.1, MathWorks) wurde die Rotation des lokalen KOS gegenüber des globalen KOS bestimmt, um die Teile in Phase II (Kapitel 3.2.2) in Abaqus im globalen KOS positionieren zu können. Dabei wurde die Rotationsmatrix in eine Quaternion der Form $q = [w, x, y, z]$ konvertiert. Quaternionen werden zur Beschreibung von Rotationen von xyz-Positionen im dreidimensionalen Raum verwendet [141] und sind definiert als

$$q = w + xi + yj + zk \quad (3.1)$$

mit $i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1$

Dabei sind w , x , y und z reelle Zahlen und i , j und k die Basis der imaginären Einheiten [142]. Aus der Quaternion

$$q = 0,9766 + (-0,0274)i + 0,0279j + (-0,2117)k \quad (3.2)$$

wurden die Eulerwinkel in Radianten und Grad bestimmt. Der hierfür verwendete Matlab-Code findet sich in Anhang B [142, 143]. Die ermittelten XYZ-Eulerwinkel sind:

$$X: -2,3950^\circ \quad Y: 3,7873^\circ \quad Z: -24,3851^\circ$$

3.1.4 Nachbearbeitung der Oberflächenmodelle

In Phase II wurden vier Simulationen (A1, A2, B1, B2) aufgebaut, welche unterschiedliche Kombinationen der nachbearbeiteten Femur- und Implantatmodelle verwendeten (Tabelle 3.2). Der zentrale Unterschied der Implantatmodelle war das Vorhandensein eines medialen Kalkarkragens (Implantat mit Krage Imp-mK; Implantat ohne Krage Imp-oK). Um nachfolgend, insbesondere in Kapitel 3.3, die Unterschiede der Geometrien nachzuvollziehen, werden die Nachbearbeitungsschritte aller Modelle an dieser Stelle gesammelt erläutert.

Tabelle 3.2: Kombination der verwendeten Modelle der vier Simulationen.

Simulation	A1	A2	B1	B2
Femurmodell	Femur A	Femur A	Femur B	Femur B
Implantatmodell	Imp-mK A	Imp-oK A	Imp-mK B	Imp-oK B

Diese Nachbearbeitung der Knochen- und Implantatmodelle erfolgte dabei in Meshmixer (Version 3.5, Autodesk Inc., San Francisco, USA; Abbildung 3.1). Die Netzdichte wurde reduziert, um die notwendige Rechenleistung in der darauffolgend genutzten Software zu verringern. Die Modelloberfläche wurde kleinschrittig geglättet (*Smooth*), verändert (*Sculpt*) und neu vernetzt (*Remesh*). Die Glättung war notwendig, um die Oberflächenkomplexität zu reduzieren und um bei der Verwendung größerer Netze Spitzen zu verhindern. Die Glättungsalgorithmen führen zu einer unerwünscht starken Veränderung der Ausgangsgeometrie, wenn sie direkt auf die komplette Oberfläche des Femurs bzw. Implantats angewandt werden. Daher wurden die Bereiche stückweise markiert (Abbildung 3.6) und unter Verwendung variabler, bereichsabhängiger Einstellungen (Tabelle 3.3) geglättet.

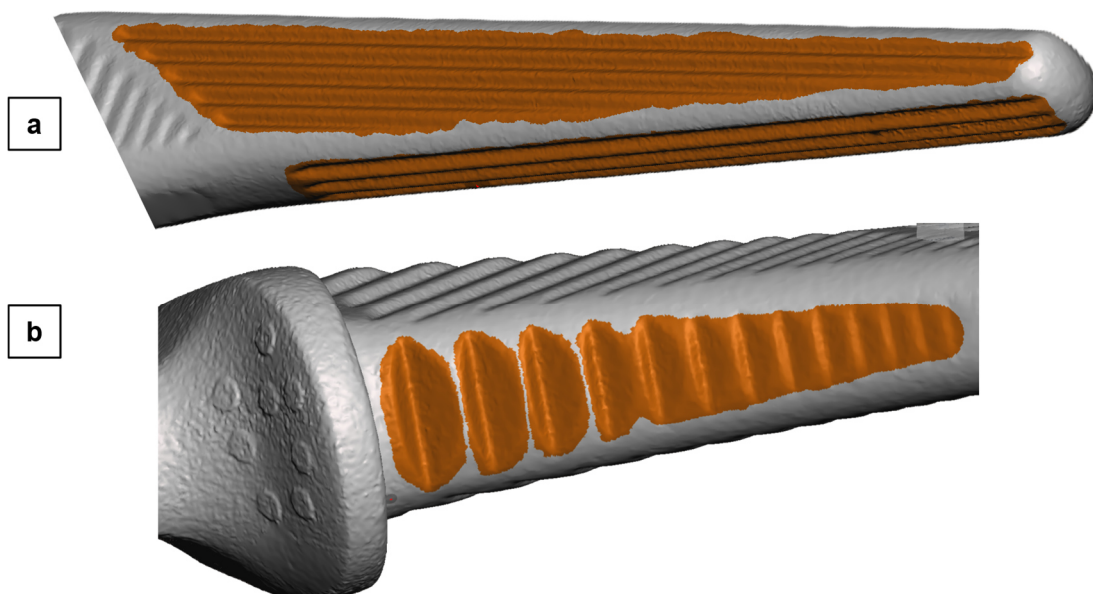


Abbildung 3.6: Meshmixer: Beispiele für separat bearbeitete/geglättete Bereiche (orange markiert): **a** distale vertikale Schafrillen und **b** proximale mediale Rillen.

Tabelle 3.3: Meshmixer: Glättungseinstellungen.

Smoothing Type	Femora		Implantate	
	Shape Preserving	Max Smoothness	Shape Preserving	Max Smoothness
Smoothing	0,8-1	0,8-1	0,5-1	1
Scale	5-30	/	1,5-100	/
Constraint Rings	1	2-3	1-3	1-2

Die zwei Femurmodelle Femur A und Femur B (Tabelle 3.2) unterschieden sich in der Größe der Kavität. Da die Vergrößerung der Femurkavität des Femurs B gegenüber Femur A auf der FEA aufbauen, werden die Gründe für die Veränderung in Kapitel 3.3.3 erläutert. Bei beiden Femora (A und B) wurde bei der Nachbearbeitung darauf geachtet, dass weiterhin die charakteristischen Unebenheiten in der Kavität und am Kalkar vorhanden waren. Die Kavität wurde im distalen Bereich durch Oberflächenmodellierung (*Sculpt, Brush: Drag, Secondary Brush: Robust Smooth*) verlängert und vergrößert, um distale Kontaktprobleme zu vermeiden. Initiale Überschneidungen zwischen dem Knochen und dem Implantat mit Kragen wurden durch Veränderung der Femurkavität entfernt. Die Grundlage hierfür lieferten Voruntersuchungen, welche in Kapitel 3.3.2 beschrieben sind. Diese Glättungs- und Modellierungseinstellungen der Femora galten für alle Nachbearbeitungsschritte der Femuroberflächen und werden deshalb nachfolgend unter Meshmixer-Methodik zusammengefasst.

Die distalen vertikalen Schaftrillen (Abbildung 3.6a orange markiert) und die proximalen horizontalen Rillen des Implantats mit Kragen (Imp-mK) wurden geglättet. Um den Einfluss des Kragens einschätzen zu können, wurde dabei besonders auf eine genaue Abbildung des proximalen, kragennahen Implantatbereichs geachtet. Damit insbesondere die Kontaktfläche des Kragens sowie mediale Rundung unterhalb des Kragens bestehen blieben, wurden die entsprechenden Bereiche stückweise geglättet (Abbildung 3.7).

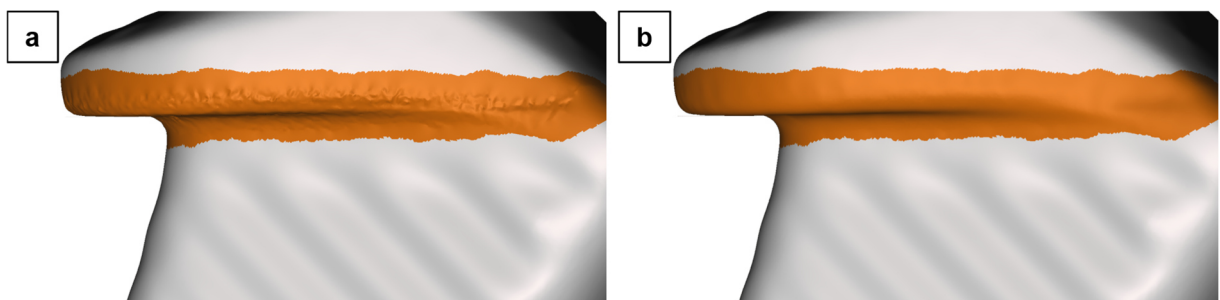


Abbildung 3.7: Meshmixer: Beispiel für separat bearbeiteten Bereich (orange markierter Kalkarkragen): **a** vor und **b** nach der Glättung von Imp-mK B.

Bei den Simulationen A2 und B2 wurden Implantate ohne Kragen (Imp-oK) (Tabelle 3.2) verwendet. Hierfür wurde der Taper des Implantats ohne Kragen mit dem bereits bearbeiteten Schaft von Imp-mK A bzw. Imp-mK B in der Software VXelements (Version 12, Measurement Solutions Limited, Silverstone, England) zusammengesetzt (Abbildung 3.8), damit sich die Implantate in den Simulationen A bzw. B nur das Vorhandensein eines Kragens, nicht jedoch in unterschiedlich geglätteten Schäften unterscheiden. Da die in einem späteren Schritt notwendige Oberflächendiskretisierung (Kapitel 3.2.1) der

Simulationen A bei beiden Implantaten aufgrund von Fehlermeldungen nicht adäquat durchführbar war, wurden Imp-mK A und Imp-oK A nochmals geglättet.

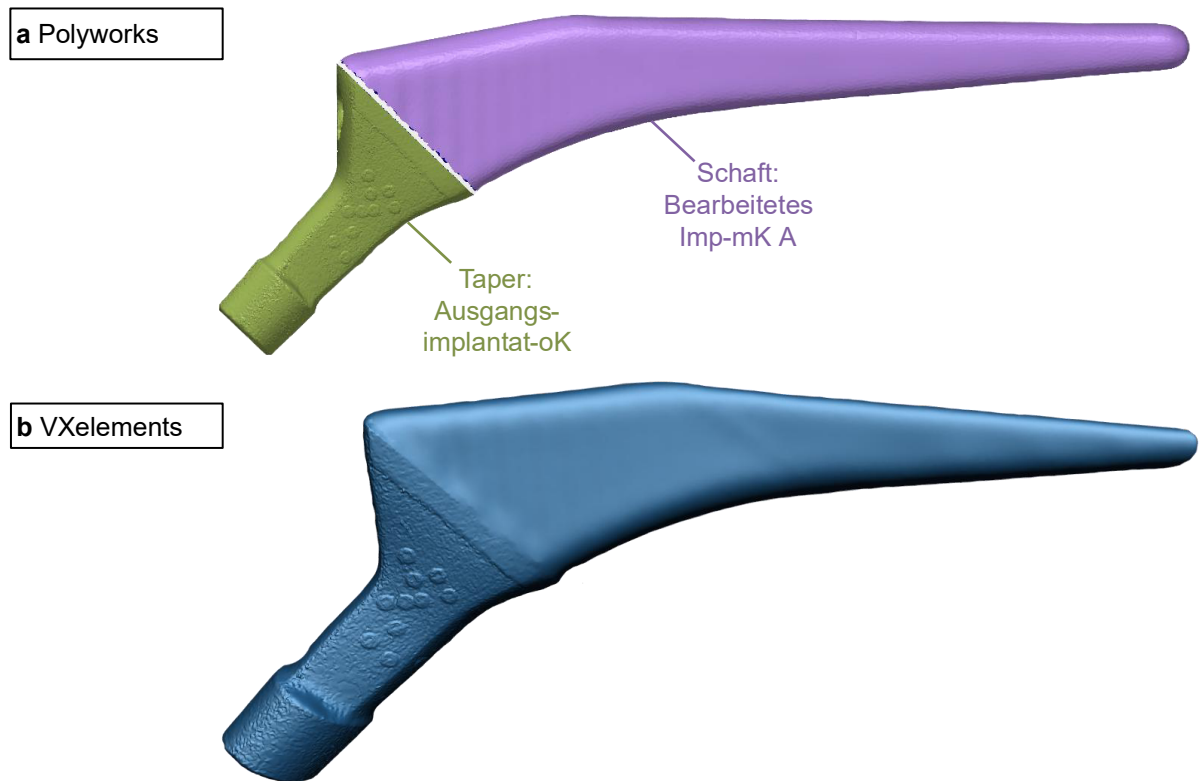


Abbildung 3.8: Polyworks und VXelements: Erstellung des Implantats ohne Kragen der Simulation A (Imp-oK A).

Wie in Tabelle 3.4 detailliert ersichtlich, wurden die Netzdichten aller Modelle durch die Nachbearbeitung um mindestens 77,98 % reduziert.

Tabelle 3.4: Vergleich der Netzdicht vor und nach der Bearbeitung.

	Simulationen A			Simulationen B		
	Femur A	Imp-mK A	Imp-oK A	Femur B	Imp-mK B	Imp-oK B
Dreiecke vor Bearbeitung	676 528	1 597 224	1 562 492	676 528	1 597 224	1 562 492
Dreiecke nach Bearbeitung	79 046	36 386	33 636	148 980	63 592	54 224
Prozentuale Reduktion	88,32 %	97,72 %	97,85 %	77,98 %	96,02 %	96,53 %

Die aus Meshmixer exportierten Oberflächenmodelle (Dateityp stl) wurden in der Software Inventor (Autodesk Inventor Professional 2025 – Deutsch (German), Version 29.10.24102.0000, Autodesk Inc., San Francisco, USA) unter Verwendung des Add-ins *Mesh Enabler* [144] in Volumenkörper (*solid*) konvertiert und als STEP-Dateien (stp) exportiert.

3.2 Phase II: Simulation auf Basis experimenteller Daten

3.2.1 Vernetzen und Zuweisung von Materialeigenschaften

Die STEP-Dateien der Femora und der Implantate wurden in Abaqus importiert und jeweils einer Baugruppe (*Assembly*) hinzugefügt. Für das Vernetzen komplexer Geometrien wie der des Femurs und des Implantats war es notwendig, deren Oberfläche über das Vereinigen aneinander angrenzender *Faces* (über *Virtual Topology*) des inhärenten Netzes zu vereinfachen und das Teil daraufhin in Unterbereiche zu partitionieren [145], deren Kanten individuell besiedelt werden können [146]. Hierfür wurde anhand des in Polyworks (Kapitel 3.1.3) ermittelten KOS an der Adaptervertiefung am Punkt (-67,171 | -79,317 | 1577,198) ein KOS in Abaqus erstellt. Unter Verwendung des KOS wurden mehrere die Geometrie horizontal und vertikal schneidende Ebenen erstellt anhand derer die Partitionierung erfolgte (Abbildung 3.9). Durch die Partitionierung reduziert sich die Vernetzungsdauer. Das Elementwachstum in Richtung Modellinneres wurde im Vergleich zur Default-Einstellung (1,05 mm) erhöht und betrug je nach Modell zwischen 1,15 mm und 1,60 mm.

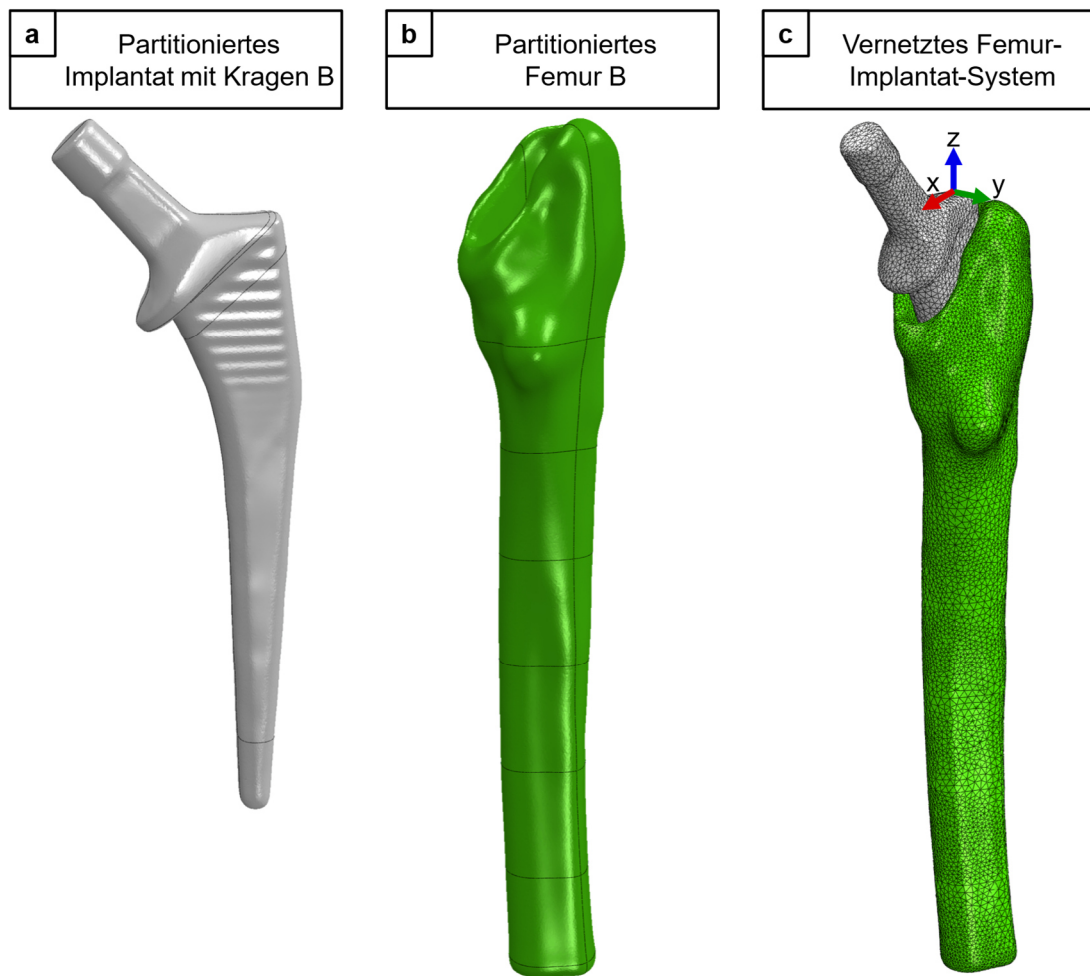


Abbildung 3.9: **Abaqus:** Simulation B1: **a+b** Partitioniertes Implantat- und Femurmodell und **c** vernetztes Femur-Implantat-System.

Für die Diskretisierung der Geometrien wurde, wie in ähnlichen Studien [39, 42, 47, 147, 148], der dreidimensionale Elementtyp C3D10M ausgewählt. Die charakteristische Kombination aus Buchstaben und Zahlen definiert diese Elemente als modifizierte, 10-knotige, quadratische, tetraedrische Spannungs-Verschiebungs-Kontinuumelemente [149]. Die Spannungs-Verschiebungs-Elemente mit drei Freiheitsgraden je Knoten (Translationen) [115] wurden verwendet, da es sich um eine quasistatische Analyse handelte [150]. Da die durchzuführende nichtlineare Analyse sowohl eine Kontaktsituation zwischen Femur und Implantat als auch die Deformation des Femurs beinhaltete, wurden hierbei Kontinuumelemente (*solid elements*) gewählt [149].

Die Netze der verwendeten Modelle wurden durch die globale Kantenlänge sowie durch die lokalen Elementkantenlängen an den Partitions-kanten, durch die Krümmungssteuerung und die minimale Elementgröße festgelegt. Die feste Implantatoberfläche wurde in der späteren Kontaktdefinition (Kapitel 3.2.2) als Hauptoberfläche definiert. Sie muss deshalb gröber als die verformbare Femuroberfläche (Sekundäroberfläche) vernetzt werden, um eine hohe Kontaktgenauigkeit zu gewährleisten [108]. Aufgrund dessen wurden die Femora mit einer globalen Kantenlänge von 1,5 mm und die Implantate mit 2,0 mm vernetzt. Ähnliche Studien zeigen, dass mit einer Kantenlänge von ≤ 2 mm eine ausreichende

Netzkonvergenz [35, 40] sowie eine ausreichend genaue Differenzierung der Materialeigenschaften von kortikalem und spongiösem Knochen erreicht wird [40]. Die unterschiedlichen Krümmungen der Partitionslinien wurden durch die variable Kantenlänge anhand der Krümmungssteuerung (Faktor 0,1) berücksichtigt [114]. Der auf 0,5 eingestellte Faktor für die minimale Elementgröße verhinderte, dass in Bereichen mit starker Krümmung unnötig feine Netze erstellt wurden [114]. Die distalen 75 % der Femuroberfläche wurden mit einer lokalen Elementgröße von 2,5 mm vernetzt, um Rechenzeit einzusparen. Die Netze der Implantate wurden für eine bessere Abbildung der Geometrien lokal verfeinert.

Die Anzahl und der prozentuale Anteil der durch die Netzverifizierung ermittelten verzerrten Elemente variierte stark abhängig von den Femur- und Implantatgeometrien, den Partitionierungen, der Elementart (modifiziert (C3D10M) oder nicht-modifiziert (C3D10)), dem Elementwachstum und den Netzeinstellungen (lokale und globale Netzdichte, Krümmungssteuerung, minimale Elementgröße). Da C3D10M-Elemente gekrümmte Oberflächen schlechter als C3D10-Elemente abbilden [108], traten mit ersteren mehr Analysewarnungen auf. Nahezu alle verzerrten Elemente lagen in Bereichen, die für das Ziel der Arbeit von untergeordneter Bedeutung waren, und wurden deshalb vernachlässigt. Diese Bereiche umfassen insbesondere den Implantattaper, die Spitze des Implantatschafts sowie die distalen 10 mm des Femurs. Die für die Kontaktmodellierung besser geeigneten und genaueren C3D10M-Elemente [151] konnten deshalb trotz vieler Analysewarnungen verwendet werden. Die Anzahl verzerrter Elemente lag unter 1 %. Die Diskretisierung der Femora und Implantate resultierte in den in Tabelle 3.5 aufgeführten Netzgrößen.

Tabelle 3.5: Netzgrößen der mit C3D10M-Elementen vernetzten Geometrien.

	Simulation A			Simulation B		
	Femur A	Imp-mK A	Imp-oK A	Femur B	Imp-mK B	Imp-oK B
Anzahl C3D10M-Elemente	210 738	62 259	46 657	238 224	54 497	38 656
davon verzerrte Elemente	131 (0,062 %)	61 (0,098 %)	59 (0,126 %)	146 (0,061 %)	479 (0,879 %)	255 (0,659 %)

Die Implantate des Typs Corail bestehen aus der Titanlegierung Ti-6Al-4V [45, 93]. Die Implantatdichte wurde entsprechend auf $4,43 \frac{g}{cm^3} = 4,43 \cdot 10^{-9} \frac{t}{mm^3}$ festgelegt [152, 153]. In Übereinstimmung mit den für die Titanlegierung Ti-6Al-4V (ISO 5832-3:2021 [154], ASTM F136-13 [155]) bekannten Werkstoffeigenschaften [7, 152, 153] und analog zu vergleichbaren Studien [4, 9, 40] wurden die elastischen Materialeigenschaften des Titanimplantats anhand des Elastizitätsmoduls von $E = 110\,000\,MPa$ und der Poissonzahl von $\nu = 0,3$ definiert. Die in der Realität anisotropen mechanischen Eigenschaften des Knochens wurden als isotrop angenommenen [107].

Die inhomogenen Knocheneigenschaften wurden durch die elementweise Zuordnung der Materialeigenschaften (Dichte, E-Modul, Poissonzahl) auf die Elemente des vernetzten Knochenmodells (Dateityp inp aus Abaqus) berücksichtigt. Dieses sogenannte *Material Mapping Approach* wird in ähnlichen Kontexten häufig angewandt [4, 39, 40, 42, 49] und wurde in der vorliegenden Arbeit in der Software Bonemat (Version v3.2, Istituto Ortopedico Rizzoli, Bologna, Italien) durchgeführt. Die Bestimmung von

Knochendichte und Elastizitätsmodul anhand der HU-Werte des CT-Scans sowie die Materialzuweisung erfolgten nach den von Konow empfohlenen Einstellungen [39, 156], die Anhang C zu entnehmen sind. Es wurde die im Vergleich zu der HU- genauere E-Integration verwendet, bei welcher der E-Modul anhand des HU-Werts jedes Voxels bestimmt und dann über das gesamte Element integriert wird. Hierfür wurde der Gap-Wert (minimale Differenz zwischen zwei berechneten E-Modulen) auf 50 MPa und die Anzahl der Integrationspunkte (wie viele Punkte innerhalb jedes Elements für die Berechnung benötigt werden) auf 14 festgelegt [156].

Da in Bonemat zur Berechnung des E-Moduls aus den Grauwerten nicht die durch das QCT gemessene, radiologische Knochenmineraldichte ρ_{QCT} , sondern die Aschedichte ρ_{ash} (in $\frac{g}{cm^3}$) verwendet wird, musste eine Umrechnung erfolgen [156]. Die Aschedichte ρ_{ash} wurde hierfür anhand der von Brose (2018) aufgestellten Korrekturformel (3.3) berechnet [156], die auf der von Schileo et al. (2008) durchgeführten Studie basiert [130]. Diese Korrekturformel berücksichtigt sowohl kortikalen als auch trabekulären Knochen [130, 156, 157]. Die quantitative Knochenmineraldichte ρ_{QCT} in $\frac{g}{cm^3}$ resultiert dabei aus den auf $\frac{mg}{cm^3}$ kalibrierten HU-Werten des CT-Scans (3.4) (Kapitel 3.1.2).

$$\rho_{ash} = 0,079 + 0,877 \cdot \rho_{QCT} \quad (3.3)$$

$$\text{mit } \rho_{QCT} = 0,001 \cdot HU \quad (3.4)$$

Die Bestimmung der E-Moduln (in MPa) basiert auf der von Morgan et al. (2003) [158] entwickelten und über den gesamten Dichtebereich gültigen Formel (3.5) [130, 156, 157]. Bei dieser wird ein validierter und etablierter Zusammenhang zwischen der scheinbaren Dichte ρ_{app} und dem Elastizitätsmodul genutzt [42, 49, 159].

$$E = 6850 \cdot \rho_{app}^{1,49} \quad (3.5)$$

Wird das über den gesamten Knochen hinweg konstante Verhältnis zwischen Aschedichte und scheinbarer Dichte der Gleichung (3.7) [130, 157] in Gleichung (3.5) eingesetzt, ergibt sich der Elastizitätsmodul (in MPa) der einzelnen Knochenelemente in Abhängigkeit von der Aschedichte Gleichung (3.6) [156].

$$E = 14664 \cdot \rho_{ash}^{1,49} \quad (3.6)$$

$$\frac{\rho_{ash}}{\rho_{app}} = 0,6 \quad (3.7)$$

Jedem Knochenelement wurde neben der Dichte und dem Elastizitätsmodul zudem die für Femora etablierte konstante Poissonzahl $\nu = 0,3$ zugewiesen [157]. Diese Größe liegt zwischen den in der Literatur angegebenen Werten von 0,249 und 0,375 [9, 36, 39, 41, 42, 49, 107].

3.2.2 Modellaufbau in Abaqus

Das Femur wurde aus Bonemat und die Implantate aus Abaqus als *Orphan Meshs* mit zugewiesenen Materialeigenschaften in Abaqus importiert. Sowohl das Femur als auch die Implantate als verformbare Festkörper definiert, was die Verformung unter mechanischer Belastung erlaubte [160]. Durch die Materialzuweisung auf Knochenelemente in Bonemat wurden Materialien mit unterschiedlichen Dichten und E-Moduln importiert, welche unterschiedlichen Elementgruppen zugewiesen waren. In Abaqus ist die Verwendung eines konsistenten Einheitensystems notwendig, da das Programm dimensionslos rechnet. Die ermittelten Knochendichtewerte wurden mit einem Python-Skript (Anhang D) durch Umrechnung von $\frac{g}{cm^3}$ in $\frac{t}{mm^3}$ auf das Abaqus-Einheitensystem abgestimmt [148]. Für den in Bonemat ermittelten Elastizitätsmodul (in *MPa*) war keine Umrechnung notwendig. Die eingestellten Materialeigenschaften des Implantats (Kapitel 3.2.1) blieben unverändert.

Im Assembly-Modul wurden das Femur und das Implantat zu einer Baugruppe zusammengesetzt und mithilfe von Translationen und Rotationen relativ zueinander im globalen Koordinatensystem positioniert [161]. Die Instanzen des Knochens und des Implantats wurden gemeinsam zum globalen Ursprung (0 | 0 | 0) verschoben. Durch die sukzessive Rotation um die globale x-, y- und z-Achse um $-2,3938^\circ$, $3,7854^\circ$ und $-24,3808^\circ$ (Kapitel 3.1.3) wurde die Baugruppe so ausgerichtet, dass die Längsachse des Implantatschafts auf der globalen z-Achse lag. Durch die vorherige Ausrichtung des Implantats auf das Femur (Kapitel 3.1.3) befindet sich das Implantat in derselben Startposition wie auch in dem durchgeführten *in vitro*-Experiment. Alle folgenden beschriebenen Schritte wurden anhand des globalen KOS definiert. Im *Assembly* wurden ein Knochen-Referenzpunkt (Knochen-RP) unterhalb der distalen Einbettung an der Koordinate (0 | 0 | -245) und ein Implantat-Referenzpunkt (Implantat-RP) am Ursprung (0 | 0 | 0) angelegt. Diese werden für die Definition von Randbedingungen, Nebenbedingungen und Ausgabeanforderungen benötigt.

Der automatisch erstellte Initialschritt definierte anfangs gültige Interaktionen und Randbedingungen [162], welche nachfolgend erläutert werden. Der folgende Analyseschritt wurde als dynamisch mit implizitem Zeitintegrationsverfahren festgelegt. Nichtlineare Effekte aus großen Verschiebungen und Verformungen (geometrische Nichtlinearitäten, Kapitel 2.3.1) wurden zugelassen (*Nlgeom on*) [113, 163]. Wie in Kapitel 3.1.1 beschrieben, wurde der Knochen durch die Verschiebung der Zwick-Prüfmaschine mit einer Geschwindigkeit von $0,1 \frac{mm}{s}$ ausreichend langsam belastet, um von quasistatischen Bedingungen ausgehen zu können [116, 117]. Daher und da Trägheitseffekte vernachlässigbar waren, erfolgte die Implantationssimulation quasistatisch [36, 116, 118].

Die Dauer des Analyseschritts wurde, entsprechend der in GOM Correlate ermittelten Implantationsdauer (Kapitel 3.1.1), auf 160,6 s eingestellt. Die initiale Inkrementgröße der automatischen Zeitinkrementierung wurde auf 0,01 s festgelegt, damit die Analyse langsam startete. Um die Lösung in kleinen Inkrementen zu ermöglichen [108], betrug die minimale Inkrementgröße 10^{-18} s. Eine weitere Verkleinerung der Inkrementgröße führte zum Abbruch der Simulation [164]. Da eine zu große maximale Inkrementgröße zu einer plötzlichen Veränderung der Elementsteifigkeit führen kann [108], wurde diese auf 1 s eingestellt. Die Analyse stoppte, wenn die Anzahl der Inkremente in einem Schritt den eingegebenen Höchstwert von 1000 Inkrementen überschritt [164]. Die Verwendung der unsymmetrischen Matrix-

speicherung [163] war durch die Nichtlinearität, durch das finite Gleiten sowie durch die *Surface-to-Surface*-Kontaktdiskretisierung indiziert, um Konvergenzprobleme zu reduzieren [108]. Als numerische Lösungstechnik zur Lösung nichtlinearer Gleichgewichtsgleichungen wurde aufgrund der unsymmetrischen Matrixspeicherung die *Full-Newton*-Methode gewählt [163]. Bei den Simulationen A1 und A2 wurden die maximale Versuchsanzahl je Inkrement (*maximum number of cutbacks allowed for an increment*) auf $I_A = 20$ und die maximale SDI-Anzahl je Inkrement (*maximum number of severe discontinuity iterations (SDI) allowed in an increment*) auf $I_S = 20$ erhöht, um Konvergenz zu erreichen. [165].

Der im initialen Schritt erstellte Kontakt zwischen Implantat und Knochen wurde durch eine paarweise Kontaktdefinition modelliert [119, 166]. Dies ermöglichte eine effizientere Analyse als der allumfassende Selbstkontakt [119]. Bei dem gewählten *Surface-to-Surface*-Kontakt wurde, wie in Kapitel 3.2.1 begründet [166] [108], die komplette Oberfläche des steifen Implantats als Hauptoberfläche und die aus der Femurkavität und der Osteotomiefläche bestehende Kavitätsoberfläche (Abbildung 3.10) als Sekundär-oberfläche festgelegt. Zur Prävention einer fehlerhaften Kontaktdefinition wurde die Orientierung der Oberflächennormalen überprüft, um sicherzustellen, dass die Oberflächennormalen des Implantats Richtung Kavität zeigen und vice versa [166].

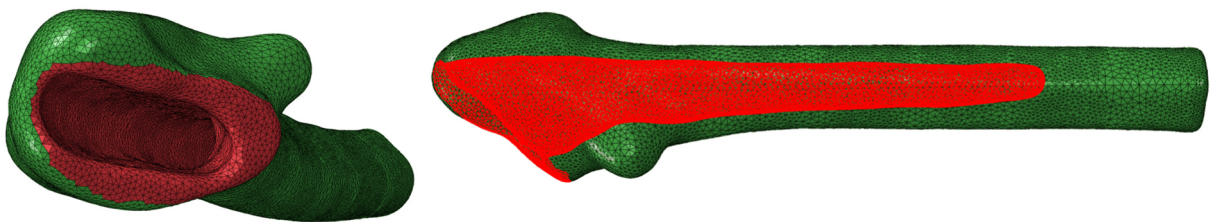


Abbildung 3.10: Abaqus: Kavitätsoberfläche (rot) des Femurs B.

Da das Gleiten des Implantats relativ zur Kavität groß ist, wurde finites Gleiten verwendet, bei dem der Kontaktstaus während der Berechnung stets aktualisiert wird [108]. Für die erstellten Modelle wurde die Diskretisierungsmethode *Surface-to-Surface* verwendet [148, 167]. Durch eine automatische Kontaktstabilisierung durch Dämpfung im Analyseschritt wurden Starrkörperbewegungen [108] infolge des initialen Abstands zwischen Kavität- und Implantatoberfläche verhindert. Die Stärke der Dämpfung ergibt sich aus dem automatischen Dämpfungskoeffizienten multipliziert mit dem festgelegten Dämpfungsfaktor 0,0001. Die Dämpfung wird während des Schritts linear reduziert, sodass sie am Ende des Analyseschritts gleich Null ist [168]. Der Einfluss der Kontaktstabilisierung wurde anhand des Quotienten aus der abgeleiteten Stabilisierungsenergie (ALLSD) und der rückgewinnbare Dehnungsenergie (ALLSE) evaluiert [169].

Die Kontakteigenschaften des mechanischen Kontakts, die der *Surface-to-Surface*-Kontaktinteraktion zugewiesen wurden, wurden durch die Spezifikation des Tangential- und des Normalverhaltens definiert. Für den durch Reibung beeinflussten mechanischen Kontakt zwischen der Implantatoberfläche und der Kavitätsoberfläche in tangentialer Richtung wurde in Übereinstimmung mit vergleichbaren Studien [42, 167] die Reibungsbeschreibung *Penalty* gewählt. Die Oberflächenrauigkeit des Implantats durch die HA-Beschichtung, die durch das Laserscannen nicht erfasst wurde, wurde durch einen isotropen Reibungskoeffizienten von $\mu = 0,1$ berücksichtigt [156]. *Penalty* erlaubt eine durch den Wert

des elastischen Schlupfs γ_{crit} begrenzte Relativbewegung haftender Oberflächen. Diese Relativbewegung wurde durch die Gleittoleranz von $F_f = 0,005$ in Abhängigkeit von der charakteristischen Kontaktflächenlänge \bar{l}_{char} festgelegt (3.8) [82]. Es wurde kein Scherspannungslimit τ_{max} festgelegt.

$$\gamma_{crit} = F_f \bar{l}_{char} \quad (3.8)$$

Im Bereich des Normalverhaltens wurde als *pressure overclosure*-Beziehung „hard“ (Abbildung 2.14) gewählt, da sie für einen *Surface-to-Surface*-Kontakt mit finitem Gleiten und bei Verwendung der C3D10M-Elemente am besten geeignet ist. Es wurde kein oberes Limit für die Höhe des transmittierten Kontaktdrucks P festgelegt [120]. Der Kontaktdruck (*contact pressure* CPRESS) wurde in der Auswertung verwendet, um die Gleichmäßigkeit der Implantat-Knochen-Kontaktbereiche zu evaluieren. Die *constraint enforcement*-Methode *Penalty* wurde gewählt, da sie die in Abbildung 2.14b dargestellte geringe Überschneidung der Kontaktflächen erlaubt. Es wurde die nichtlineare Kontaktsteifigkeit mit den in Tabelle 3.6 gelisteten Einstellungen verwendet, da diese zu einer besseren Konvergenz und Robustheit der Simulation führen (Kapitel 2.3.2) [108, 122]. Zudem wurde das nichtlineare Verhalten gewählt, da die lineare Kontaktsteifigkeit bei der *Penalty*-Methode insbesondere bei der verschiebungsgesteuerten Simulation, wie sie in dieser FEA verwendet wird, mit groben Netzen zu Spannungsungenauigkeiten beiträgt [122]. Für die Implantation des Schafts in das Femur ist es notwendig, die Trennung der Oberflächenelemente nach dem Kontakt zuzulassen, um ein Aneinanderhaften der Kontaktflächen zu verhindern [120] und so die Bewegung des Implantats in der Kavität zu ermöglichen.

Tabelle 3.6: Einstellungen für die nichtlineare Kontaktsteifigkeit K_f [108].

Bezeichnung	Übersetzung	Gewählte Einstellung
<i>Pressure-Overclosure</i>	Druckschließung	<i>Hard Contact</i>
<i>Constraint enforcement method</i>	Methode zur Durchsetzung der Bedingungen	<i>Penalty (Standard)</i>
<i>Allow separation after contact</i>	Trennung nach Kontakt zulassen	Ja
<i>Behavior</i>	Verhalten	<i>Nonlinear</i>
<i>Max. stiffness value</i>	Max. Steifigkeitswert	<i>Use default</i>
<i>Stiffness scale factor</i>	Skalierungsfaktor der Steifigkeit	1
<i>Initial/Final stiffness ratio</i>	Verhältnis Anfangssteifigkeit zu Endsteifigkeit	$\frac{K_i}{K_f} = \frac{0,1 \cdot K_{lin}}{10 \cdot K_{lin}} = 0,01$
<i>Upper quadratic limit scale factor</i>	Skalierungsfaktor für die obere quadratische Grenze	$d = 0,03 = 3\%$ der charakteristischen Länge
<i>Lower quadratic limit ratio</i>	Verhältnis der unteren quadratischen Grenze	$e_r = \frac{e}{d} = 0,33333$ mit der unteren quadratischen Grenze $e = 0,01 = 1\%$ der charakteristischen Länge
<i>Clearance at which contact pressure is zero</i>	Abstand, bei dem der Kontakt-druck gleich Null ist	$c_0 = 0$

Um Starrkörperbewegungen zu verhindern und das statische Gleichgewicht aufrecht zu erhalten, müssen translatorische und rotatorische Freiheitsgrade (FHGs) angemessen eingeschränkt werden [49]. Um diese Randbedingungen für das Femur und das Implantat implementieren zu können, wurden Nebenbedingungen festgelegt [170]. Die Starrkörperbedingung eignet sich zur Modellierung fixierter Komponenten und wurde verwendet, um die distale Verformung des Femurs einzuschränken und um den distalen Knochen im Raum zu fixieren. Durch diese Nebenbedingung wurde die Bewegung der distalen Knoten durch die des Knochen-RP gesteuert [171]. Der Knochen-RP wurde durch Einschränkung aller FHGs (Randbedingung: *Encastre*) über den kompletten Simulationszeitraum hinweg fest im Raum fixiert (Abbildung 3.11). Da die Einbettung des Femurs nicht segmentiert wurde, wurden weniger als 5 mm des distalen Femurs als distales Knotenset definiert.

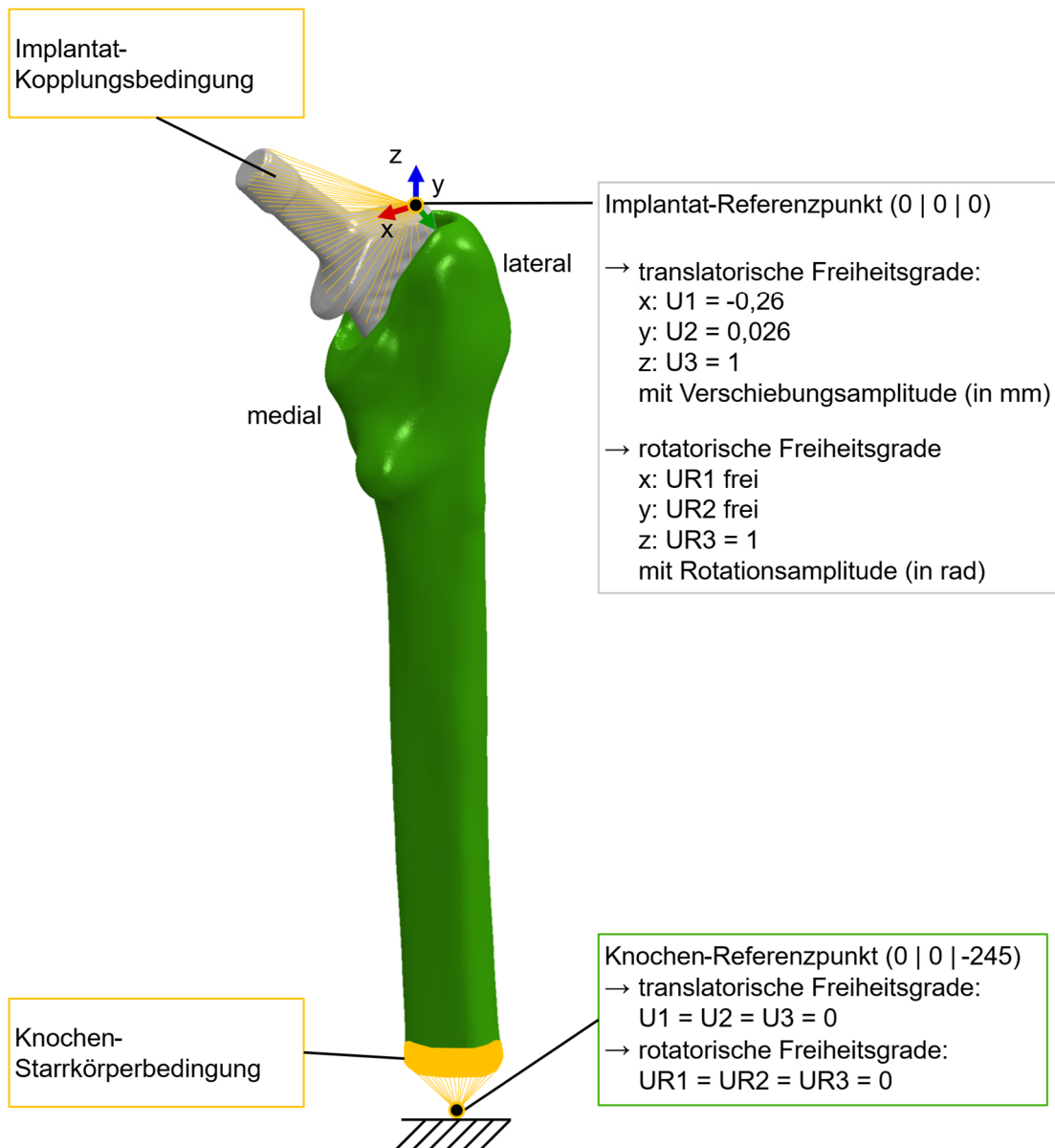


Abbildung 3.11: **Abaqus:** Schematische Darstellung der definierten Neben- und Randbedingungen während des Analyseschritts.

Durch die oberflächenbasierte kinematische Kopplungsbedingung des Implantats wurden die Knoten der Implantatoberfläche in allen sechs FHGs an die Starrkörperbewegung des Implantat-RPs gekoppelt. Die kinematische Coupling-Constraint wurde verwendet, da sie sich für die verwendeten dreidimensionalen Spannungs-Verschiebungselemente (*stress/displacement elements*) sowie für geometrisch-lineare und -nichtlineare Analysen eignet [170]. Die Bewegung des Implantats wurde initial in allen FHGs eingeschränkt. In Abbildung 3.11 sind die für den Analyseschritt am Implantat-Referenzpunkt definierte Gesamtverschiebung entlang der x-, y- und z-Achse ($U1$, $U2$ und $U3$) und Gesamtrotation ($UR1$, $UR2$ und $UR3$) ersichtlich [172]. Die Verschiebung des Implantats in z-Richtung ($U3$) sowie die Rotation um die z-Achse ($UR3$) wurden dabei zeitabhängig anhand der in GOM Correlate ermittelten Werte (Kapitel 3.1.1) unter Verwendung von Amplituden (Tabelle E.1) festgelegt. Da die zeitabhängige Verschiebung

in x- und y-Richtung nahezu proportional zu der z-Verschiebung verläuft, wurden aus dem Endwert der z-Verschiebung die mit dem Amplitudenwert multiplizierten Variablenwerte $U1 = -0,26$ und $U2 = 0,026$ für die x- und y-Verschiebung bestimmt [172]. Die Rotation um die z-Achse wurde eingeschränkt, da diese in GOM Correlate die größten Schwankungen ($-1,690^\circ$ bis $+1,129^\circ$) aufwies. Die uneingeschränkte Rotation um die x- und die y-Achse (UR1 und UR2) wurde zugelassen, um eine eingeschränkte Selbstpositionierung des Implantats in der Kavität abhängig von dem Kontakt und dem Knochenmaterial zu ermöglichen.

Bei dieser Verschiebungssteuerung des Implantats wird das Lastniveau durch die Größe der Reaktionskraft bestimmt [67]. Über die Reaktionskraft am Implantat-RP (RF), die der Implantationskraft F_i (Kapitel 2.2.1) entspricht, wurde das Modell mit experimentellen Daten (Kapitel 3.1.1) verglichen. Dieser Ansatz der Modellvalidierung wurde in Anlehnung an die von Ovesy und Zysset (2023) durchgeführte explizite FE-Implantationssimulation [36] sowie an institutsinterne Abschlussarbeiten [35, 148, 156, 173] gewählt. Die korrekte Einstellung der Randbedingungen wurde durch die Auswertung der Implantatbewegung (Verschiebung ($U1$, $U2$ und $U3$) und Rotation (UR1, UR2 und UR3) am Implantat-RP) überprüft. Die Gesamtverformung des Femurs wurde ebenfalls durch Bewegungsvariablen evaluiert.

Die Knochenverformungen wurden anhand der Dehnungen in Tangentialrichtung (x-Richtung und y-Richtung) und Axialrichtung (z-Richtung) evaluiert. Da in dem Modell Nichtlinearitäten bezüglich des Kontakts und der Geometrie berücksichtigt wurden, wurden sowohl in GOM Correlate als auch in Abaqus die genaueren wahren, logarithmischen Dehnungen (LE, ε^{log}) anstatt der Ingenieurdehnungen (E , ε^{Ing}) bestimmt (Kapitel 2.1.3) [67, 174]. Die *in silico*-Dehnungen ε_y (LE22) und ε_z (LE33) wurden zudem mit den *in vitro*-Dehnungen verglichen. Entsprechend der in GOM Correlate erstellten Flächen (Abbildung 3.4) zur Dehnungsauswertung wurden dafür in Abaqus zwei Elementsets (Abbildung 3.12) erstellt. Für die Elementsets der Teilfläche und der Gesamtfläche wurden ausschließlich Elemente der Femuroberfläche verwendet, da die *in vitro*-Vergleichsdaten ebenfalls an der Oberfläche ermittelt wurden. Die Bestimmung der Werte erfolgte anhand der Integrationspunkte des *Field-Output* für diese Sets.

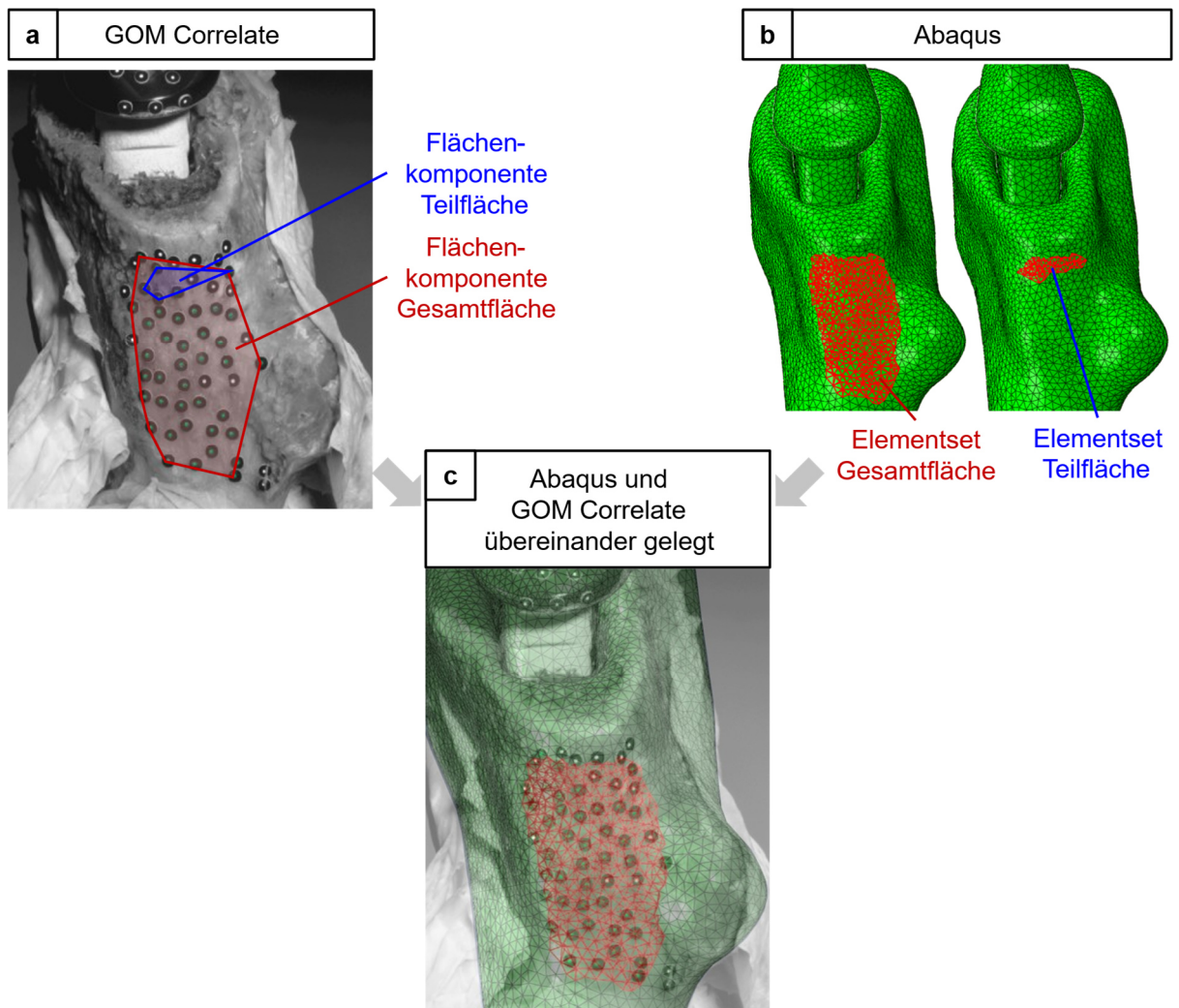


Abbildung 3.12: GOM Correlate und Abaqus: Gesamt- und Teilfläche an der Femuroberfläche zur Dehnungsauswertung.

3.3 Phase III: Auswertung und Anpassungen

3.3.1 Ausgabevariablen

Die Ausgabe diverser Variablen aus Abaqus dient der Überprüfung eingestellter Parameter sowie der Validierung des Modells anhand der experimentellen Daten aus GOM Correlate (Kapitel 3.1.1). Dies ist in dem Workflow-Diagramm (Anhang A) orange markiert. Die im *Field-Output* angeforderten räumlich verteilten Variablen sowie die generierten Verlaufsdaten (*History-Output*) für die Verfolgung von Veränderungen spezifischer Datenpunkte im Modell sind in Tabelle 3.7 zusammengefasst.

Tabelle 3.7: Abaqus: Ausgabevariablen.

	Field-Output		History-Output	
Verschiebung	gesamtes Modell	UT	Implantat-RP	U1, U2, U3
Rotation	gesamtes Modell	UR	Implantat-RP	UR1, UR2, UR3
Reaktionskraft	gesamtes Modell	RF	Implantat-RP	RF1, RF2, RF3
Logarithmische Dehnung	gesamtes Modell	LE		
Abgeleitete Stabilisierungsenergie			gesamtes Modell	ALLSD
Rückgewinnbare Dehnungsenergie			gesamtes Modell	ALLSE

Da das Hauptaugenmerk der Simulation auf der Situation zum Zeitpunkt der Fraktur und kurz davor lag, wurden die Ausgabedaten unter Verwendung festgelegter Zeitpunkte (Tabelle 3.8) in diesem Zeitraum mit einer höheren Frequenz generiert.

Tabelle 3.8: Festgelegte Ausgabefrequenz in Abhängigkeit von der Simulationszeit.

Startpunkt	Endpunkt	Inkrementgröße
0,0 s	155,0 s	1 s
155,1 s	160,6 s	0,1 s

3.3.2 Parametervariation

In Parameterstudien wurde überprüft, ob eine Variation der gewählten Einstellungen (Phase II) einen Einfluss auf die Gesamtverformung des Femurs, auf die Stabilisierungsenergie oder auf die Implantationskraft hat. Die Position des Implantat-RPs wurde variiert ((0 | 0 | 10) statt (0 | 0 | 0)). In Tabelle 3.9 sind die Variationen der Randbedingungen zur Einschränkung der FHGs der weggesteuerten Belastung (FHG-Vorversuche) sowie die final verwendeten Randbedingungen (Simulationen A1, A2, B1, B2) und die in Interferenz- und Kontakt-Vorversuchen eingestellten Randbedingungen ersichtlich. Die Kontakt- und FHG-Vorversuche wurden an Femur A mit Imp-mK A durchgeführt, wobei der Imp-RP am Punkt (0 | 0 | 10) lag.

Tabelle 3.9: Freiheitsgrade in den verwendeten Simulationen und in Vorversuchen.

FHGs	Simulationen A1, A2, B1, B2; Interferenz- Vorversuche	Kontakt- Vorversuche A1-1, A1-2, A1-3	FHG- Vorversuch A1-4	FHG- Vorversuch A1-5	FHG- Vorversuch A1-6
U1	-0,26	frei	0	frei	frei
U2	0,026	0	0	0	frei
U3	1	1	1	1	1
UR1	frei	frei	0	frei	frei
UR2	frei	frei	0	frei	frei
UR3	1	1	0	frei	frei

Überschneidungen des unbearbeiteten Implantats mit Krage (Ausgangsimplantat-mK) in seiner Startposition (nach dem Einsetzen, vor der Implantation) mit dem unbearbeiteten Femur (Ausgangsfemur) wurden in Polyworks über die Funktion *Abweichungen zu Referenzobjekten* (Richtung: Kürzeste(r), maximaler Abstand: 4 mm, maximaler Winkel: 45°) identifiziert. Negative Werte (Abbildung 3.13) zeigen die Bereiche an, in denen sich Knochen und Implantat überschneiden. Im Folgenden wird diese Ermittlung von Überschneidungen als Polyworks-Methodik bezeichnet. In Abaqus werden initiale Abstände (*clearances*) c zwischen den Kontaktflächen durch positive Werte der Variable COPEN (*contact opening*) ($c > 0$) und initiale Überschneidungen h (*penetration/overclosure*) durch negative COPEN-Werte ($c < 0$) gekennzeichnet [166].

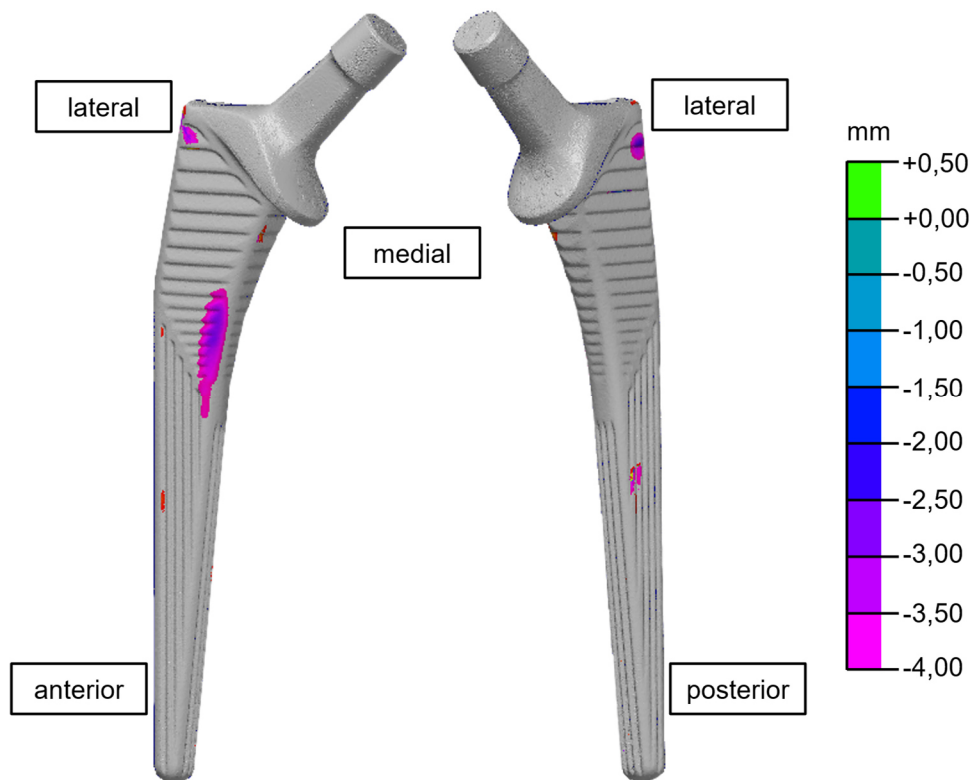


Abbildung 3.13: Polyworks: Überschneidungen (negative Werte) zwischen dem Ausgangsimplantat mit Kragen und dem Ausgangsfemur.

Um initiale Kontaktprobleme zwischen Knochen und Implantat zu vermeiden, wurden vier Herangehensweisen zum Umgang mit diesen großen initialen Überschneidungen untersucht. Initiale Überschneidungen wurden durch Anpassung der Sekundäroberfläche (1) unter reibungsfreien Bedingungen in einem vorangestellten statischen Schritt, (2) während des Analyseschritts (Funktion: *Interference fit: Gradually remove slave node overclosure during the step*) oder (3) dehnungsfrei (Funktion: *Adjust only to remove overclosures*) aufgelöst [175]. Anhand der Output-Variable STRAINFREE wurde im Initialschritt überprüft, an welchen Stellen die Sekundäroberfläche dehnungsfrei angepasst wurde. Da große Anpassungen jedoch zu einem verzerrten Netz führen können [176], wurde die Kavität des Femurs an den Abbildung 3.13 und an den durch COPEN ermittelten Stellen in Meshmixer unter Verwendung der Glättungs- und Modellierungsfunktionen (*Smoothing* und *Sculpt* entsprechend der Meshmixer-Methodik), wie in Kapitel 3.1.4 beschrieben, vergrößert. Hieraus resultierte das verwendete Femurmodell Femur A.

3.3.3 Maßnahmen zur Senkung der Kraft

Wie in Kapitel 3.2.2 beschrieben, wird die Reaktionskraft RF verwendet, um die für die *in silico*-Implantation notwendige Kraft mit der experimentell ermittelten *in vitro*-Implantationskraft zu vergleichen. Auf die Ergebnisse muss an dieser Stelle vorgegriffen werden, um die Relevanz dieses Kapitels zu begründen. Zum Zeitpunkt $t = 160,5 \text{ s}$ betrug die Implantationskraft der Simulation A1 $F_{I,A1} = 26086,18 \text{ N}$ und war damit rund vier Mal so hoch wie die experimentell ermittelte Implantationskraft ($F_{I,exp} = 6588,34 \text{ N}$). Im Folgenden werden Ansätze und Maßnahmen beschrieben, welche mit dem Ziel der Kraftsenkung durchgeführt wurden und über die in Kapitel 3.3.2 beschriebenen Variationen hinausgehen. Dabei ist zu beachten, dass die Realitätsnähe der Geometrien, das linear-elastische Materialverhalten sowie das implizite Verfahren beibehalten werden sollten. Die Elementlöschung wurde ausgeschlossen.

Um die Auswirkungen des Knochen-Implantat-Kontakts auf die Implantationskraft $F_{I,A1}$ zu evaluieren, wurde die Kontaktspannung (*contact stress* CSTRESS) ausgewertet. CSTRESS umfasst den Kontaktdruck P (*contact pressure* CPRESS) und die Scherspannungskomponenten τ_1 und τ_2 (*frictional shear stress components* CSHEAR1 und CSHEAR2) [177]. Die in Kapitel 2.2.1 beschriebene Kontaktinteraktion nach Gl. (2.18) wurde damit in Abaqus durch diese Knotenvariablen für jeden Knoten statt für die Gesamfläche ausgegeben. Die während der Implantation auftretenden Kontaktkräfte wurden anhand des Kontaktdrucks qualitativ evaluiert [40]. Anhand der *Contour-Plots* der Variablen wurde verfolgt, wann welche Bereiche der Implantat- und der Kavitätsoberfläche miteinander interagieren.

Bei Simulation A1 beträgt der Kontaktdruck im lateralen Bereich der Kavität bei $t = 100 \text{ s}$ bereits bis zu $P = 345,5 \text{ MPa}$ (Abbildung 3.14). Diese hohe Lastübertragung vom Implantat auf den Knochen wurde als Hauptursache für die hohe Implantationskraft angenommen. Um diese Hypothese zu überprüfen, ohne die Femurgeometrie in dem relevanten proximalen Bereich zu stark zu verändern, wurde die Kavität im distalen lateralen Bereich vergrößert. Hierfür wurden in Meshmixer Glättungs- und Modellierungsalgorithmen entsprechend der Meshmixer-Methodik verwendet. Daraus resultierte das Femur B.

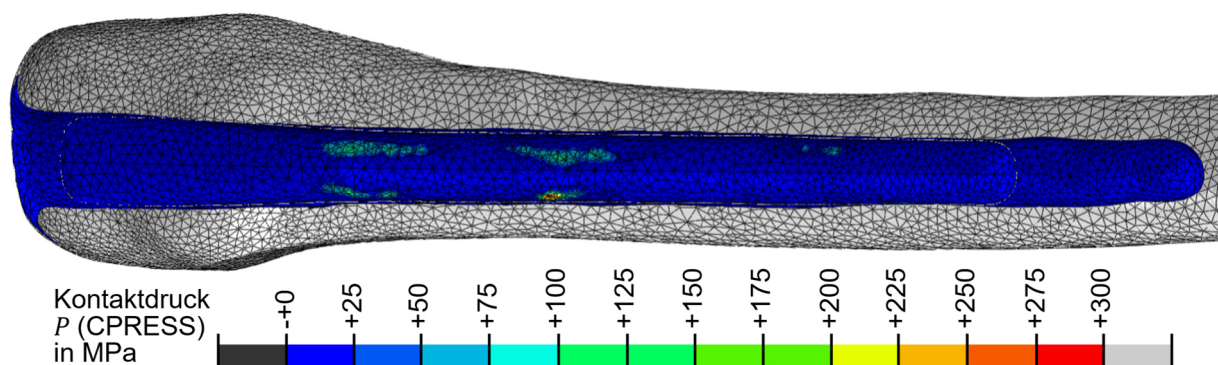


Abbildung 3.14: Abaqus: Kontaktdruck P (CPRESS) in der lateralen Femurkavität bei Simulation A1 ($t = 100 \text{ s}$).

Der Einfluss eines höheren Reibungskoeffizienten ($\mu = 0,3$ statt $\mu = 0,1$) sowie eines um 10 mm in +z-Richtung versetzten Implantat-RP ((0 | 0 | 10) statt (0 | 0 | 0)) auf F_I wurde bei Simulation B1 mit einem Dämpfungsfaktor von 0,01 untersucht. In Kontakt-Vorversuchen (Tabelle 3.10) wurde der Einfluss des Reibungskoeffizienten und des Dämpfungsfaktor auf F_I untersucht.

Tabelle 3.10: Vorversuche mit unterschiedlichen Kontakteinstellungen basierend auf Simulation A1 mit dem Implantat-RP (0 | 0 | 10) und den FHGs in Tabelle 3.9).

Kontakteigenschaft	Kontakt-Vorversuch	Kontakt-Vorversuch	Kontakt-Vorversuch
	A1-1	A1-2	A1-3
Reibungskoeffizient	0,01	0,1	0,1
Dämpfungsfaktor	0,01	0,01	10^{-8}

In Anlehnung an Dakhili (2024) [35] wurden Interferenz-Vorversuche durchgeführt. Es wurden dafür zwei Modelle mit und ohne *Interference Fit* während des Analyseschritts anhand F_I und der Gesamtverformung des Femurs verglichen. Dabei wurden während des Analyseschritts im Zeitverlauf größere Interferenzen von bis zu 0,3 mm erlaubt (Tabelle 3.11). Da initial keine Überschneidungen zwischen Implantat und Knochen vorhanden waren, wurde die erlaubte Interferenz zu Beginn auf den sehr kleinen Wert von 0,001 mm eingestellt. Diese Interferenz-Vorversuche unterschieden sich von Simulation A1 in ihren FHGs (Tabelle 3.9), dem Implantat-RP (0 | 0 | 10), dem Reibungskoeffizienten ($\mu = 0,01$) und dem Dämpfungsfaktor (0,01).

Tabelle 3.11: Amplitude des *Interference Fits*.

Zeit t in s	Erlaubte Interferenz in mm
0	0,001
160,6	0,3

3.3.4 Ermitteln geometrischer Unterschiede zwischen den Modellen

Die Erhaltung wesentlicher Merkmale der Implantatmodelle nach der Nachbearbeitung (Kapitel 3.1.4) wurde in der Software Bonemat überprüft, indem die Konturen der bearbeiteten und unbearbeiteten Oberflächenmodelle (Dateityp: stl; Kapitel 3.1.4) über das kalibrierte Schichtbild des Femurs (Dateityp: DICOM; 3.1.2) gelegt wurden.

Die Quantifizierung der geometrischen Unterschiede zwischen den Femurmodellen, zwischen den Implantatmodellen mit Kragen und zwischen jenen ohne Kragen (Kapitel 3.1.4 und 3.3.3) erfolgte mit Polyworks. Um die proximalen Unterschiede zwischen dem Ausgangsfemur, Femur A und Femur B anhand der Toleranzbereiche ± 2 mm und $\pm 0,5$ mm zu ermitteln, wurde die distale Hälfte des Femurs mithilfe einer Schnittebene entfernt. Das Ignorieren der distalen Femurhälfte ist bei diesem Vergleich vertretbar, da die Kavität in dem für die Analyse proximaler Frakturen weniger relevanten distalen Bereich stark vergrößert wurde, um Probleme während der FE-Simulation zu reduzieren (Kapitel 3.1.4). Das Ausgangsimplantat mit Kragen, Imp-mK A und Imp-mK B wurden unter denselben Toleranzeinstellungen miteinander verglichen. Analog dazu erfolgte der Vergleich der Implantate ohne Kragen. Sowohl

bei den Implantatvergleichen als auch bei den Femurvergleichen wurde die maximale Abweichung auf 5 mm festgelegt, wodurch potenzielle Abweichungen über 5 mm in der Berechnung nicht berücksichtigt wurden. Zudem wurden die Implantate mit und ohne Kragen (Ausgangsimplantat, A, B) miteinander verglichen.

4 Ergebnisse

4.1 Analyse der Verschiebungen und Rotationen

Die Verläufe der GOM-Correlate-Verschiebungen sind mit einer maximalen Abweichung bei $t = 160,5 \text{ s}$ von 0,04 mm zwischen „Abstand Knochen-KOS zu Implantat-KOS in z-Richtung“ und „Abstand I2 zu I3 in xyz-Richtung“ ähnlich (Abbildung 3.4, Abbildung 4.1). Dadurch werden die Werte der ermittelten Verschiebungen belastbar.

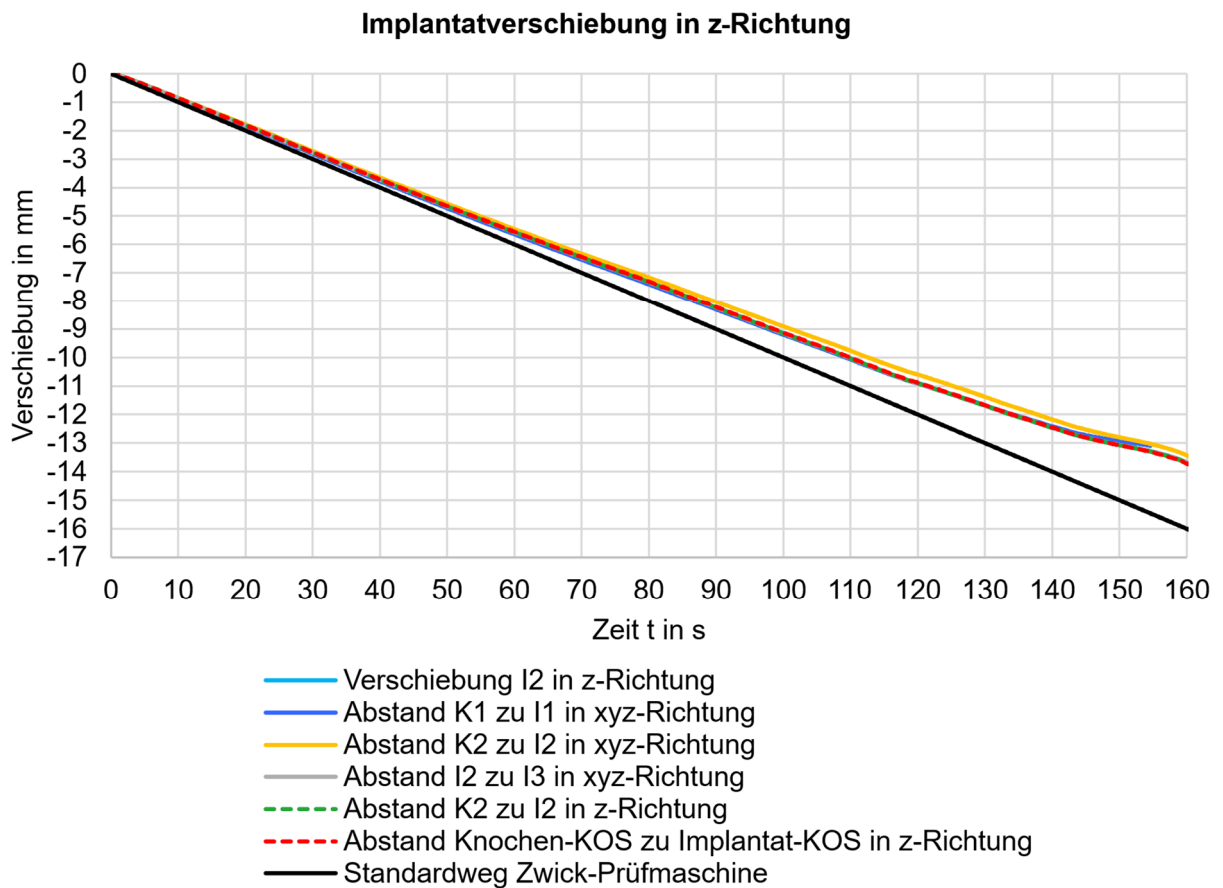


Abbildung 4.1: **GOM Correlate:** Vergleich der Methoden zur Bestimmung der Implantatverschiebung in z-Richtung mit dem Standardweg der Zwick-Prüfmaschine.

Die Punktverschiebungen in der x-, y- und z-Richtung der für die Einstellung der Randbedingungen gewählten Methode „Verschiebung I2“ sind in Abbildung 4.2 dargestellt. Zum Zeitpunkt $t = 159,4 \text{ s}$ ist in der GOM-Videoaufzeichnung eine mediale Fissur identifizierbar. Die Entstehung der Fraktur an dieser Stelle zum Zeitpunkt $t = 160,6 \text{ s}$ ist durch den Sprung der Verschiebungen von dem Punkt $(3,570 \mid -0,357 \mid 13,739)$ ($t = 160,533 \text{ s}$) zu dem Punkt $(3,557 \mid 0,305 \mid -14,564)$ ($t = 160,667 \text{ s}$) identifizierbar. Die Länge des Verschiebungsvektors \vec{u} vom Ursprung bis zum Punkt bei $t = 160,533 \text{ s}$ beträgt

$$|\vec{u}| = \left| \begin{pmatrix} 3,570 \\ -0,357 \\ -13,739 \end{pmatrix} \right| \text{ mm} = 14,200 \text{ mm}$$

Die durch die Zwick-Prüfmaschine vorgegebene Verschiebung beträgt zum Zeitpunkt $t = 160,533 \text{ s}$ $-16,053 \text{ mm}$. Sie ist damit $16,842565 \%$ ($2,314 \text{ mm}$) höher als die „Verschiebung I2 in z-Richtung“ ($-13,739 \text{ mm}$) und $13,049 \%$ ($1,853 \text{ mm}$) höher als $|\vec{u}|$.

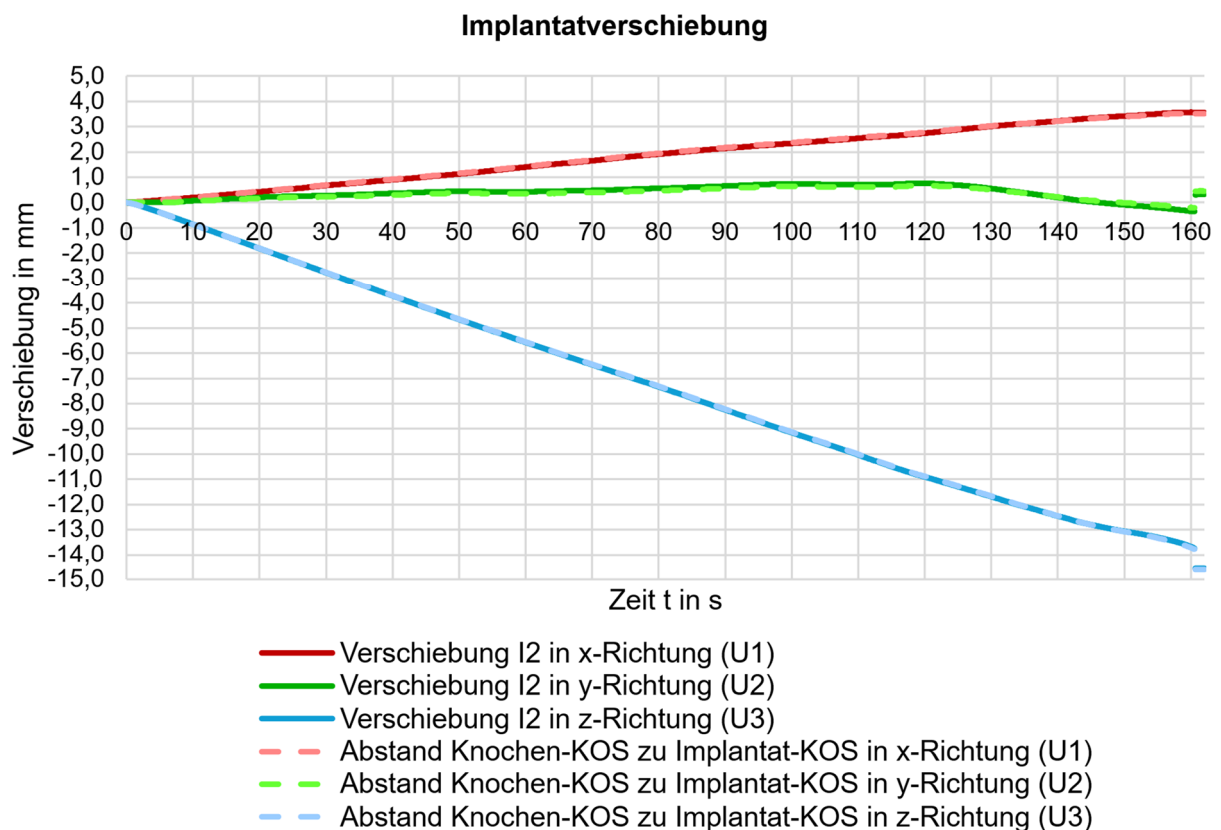


Abbildung 4.2: **GOM Correlate:** Vergleich der Methoden zur Bestimmung der Implantatverschiebung in x-, y- und z-Richtung.

Die in GOM Correlate ermittelten und für die Randbedingung in Abaqus verwendeten Implantatrotationen sind in Abbildung 4.3 ersichtlich.

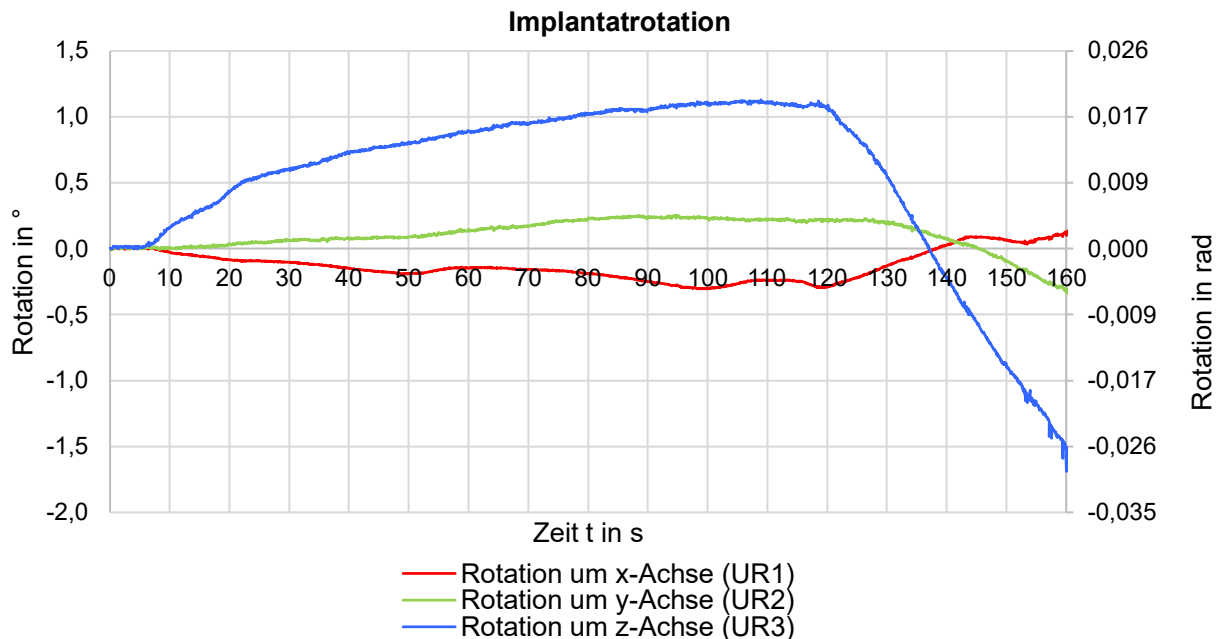


Abbildung 4.3: GOM Correlate: Implantatrotationen um die x-, y- und z-Achse.

4.2 Einflussanalyse der Abaqus-Parameter

Die Konvergenz wird in allen Simulationen erreicht, wobei hierfür bei den Simulationen A1 und A2 die maximale Versuchsanzahl je Inkrement sowie die maximale SDI-Anzahl je Inkrement erhöht werden mussten.

4.2.1 Knochen-Implantat-Kontakt

Durch die minimale Veränderung der Kavität von Femur A und dem darauf basierenden Femur B sind die Kavität- und Implantatoberfläche initial nicht mehr in Kontakt, wie die Überprüfung des initialen Kontaktdrucks zeigt ($CPRESS = 0$). Dass in Abaqus die Sekundäroberfläche initial an keiner Stelle um mehr als $2,22 \cdot 10^{-16}$ mm angepasst wird (Variable STRAINFREE), bestätigt dies. Die Auswertung der Kontaktstabilisierung zur Verhinderung der Starrkörperbewegung bei den Simulationen A1, A2, B1 und B2 ergibt $\frac{ALLSD}{ALLSE} < 0,07\%$. Ein um den Faktor 10^{-6} geringerer Dämpfungsfaktor führt zu einem etwa um den Faktor 10^{-6} geringeren Energieverhältnis, wie Vorversuche zeigen (Abbildung 4.4). Diese Versuche ergeben auch eine stärkere Gesamtverformung des Femurs bei Verwendung eines höheren Reibungskoeffizienten μ . Die Gesamtverformung des Femurs bei unterschiedlichen Einstellungen wird anhand der

Femurbewegung (Variable U) quantifiziert und ist bei allen Versuchen, sofern im Folgenden nicht explizit anders genannt, am Trochanter major am größten.

	Ausgangsform von Femur A	Kontakt-Vorver- such A1-1	Kontakt-Vorver- such A1-2	Kontakt-Vorver- such A1-3
μ		0,01	0,1	0,1
Dämpfungs- faktor		0,01	0,01	10^{-8}
$\frac{ALLSD}{ALLSE}$		5,36 %	4,73 %	$4,75 \cdot 10^{-6}$ %
F_I		12099,30 N	12356,06 N	12356,02 N
U_{max}		17,13 mm	23,81 mm	23,80 mm

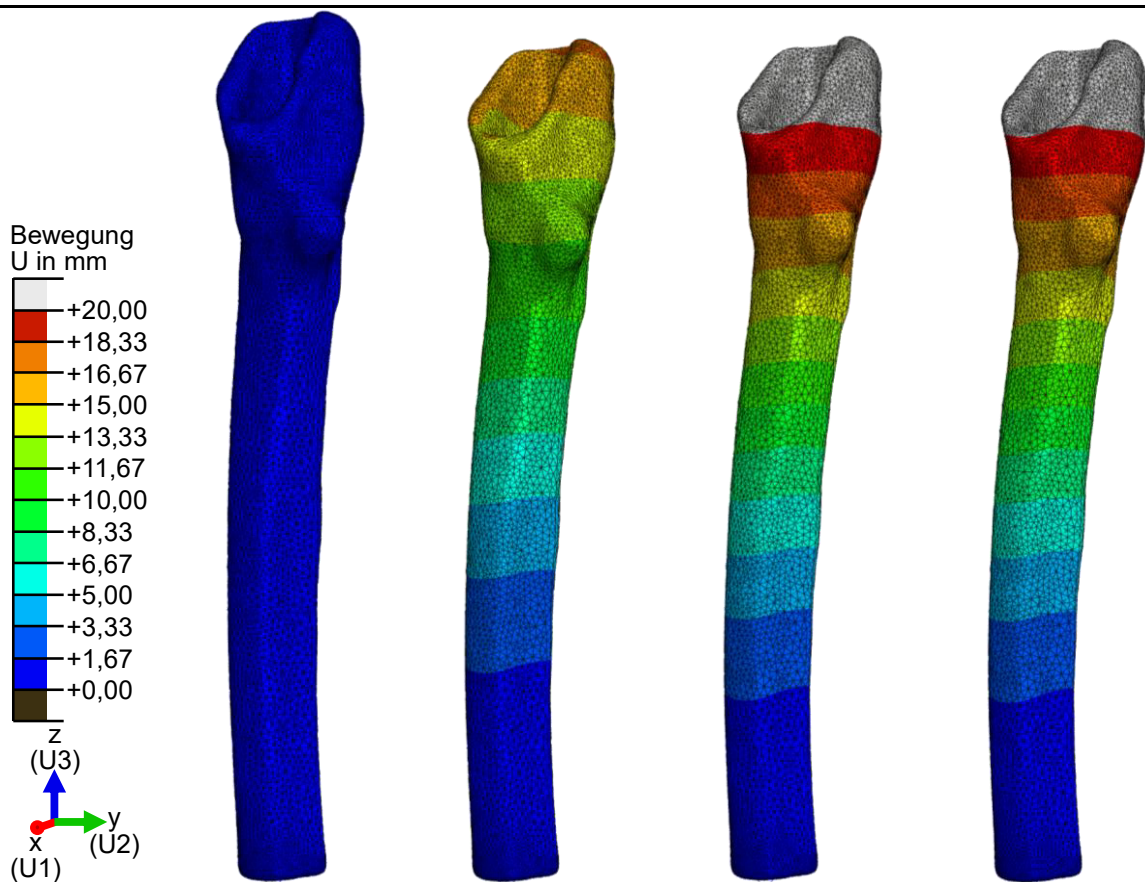


Abbildung 4.4: **Abaqus:** Gesamtverformung des Femurs A abhängig von Kontakteinstellungen ($t = 160,5 s$, U1 frei, U2 = 0, U3 = 1, UR1 frei, UR2 frei, UR3 = 1, Imp-RP (0 | 0 | 10), Imp-mK A).

Wie in Abbildung 4.5 ersichtlich, führt eine Interferenz zwischen den Geometrien von bis zu 0,3 mm während des Analyseschritts zu keiner starken Veränderung der Implantationskraft und Gesamtverformung des Femurs gegenüber dem Modell ohne Interferenz. Die größte Bewegung zeigt sich anteromedial an der Resektionsebene (6,06 mm).

	Ausgangsform von Femur A	Vorversuch ohne Interferenz	Vorversuch mit Interferenz (ansteigend auf 0,3 mm bei $t = 160,6$ s)
F_I		20967,54 N	20959,86 N
U_{max}		6,06 mm	6,06 mm

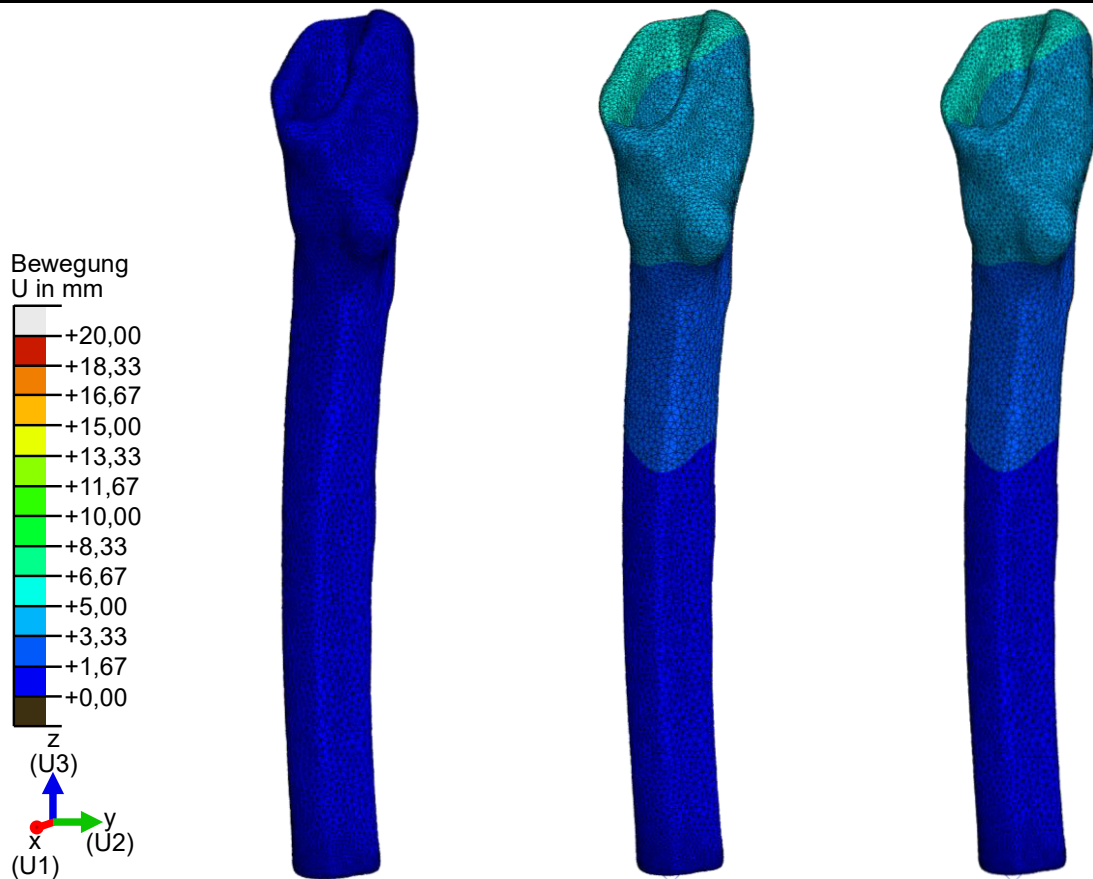


Abbildung 4.5: **Abaqus:** Gesamtverformung des Femurs A abhängig von der Interferenz ($t = 160,5$ s, U_1 frei, $U_2 = 0$, $U_3 = 1$, $UR_1 = UR_2 = 0$, $UR_3 = 1$, Imp-RP (0 | 0 | 10), $\mu = 0,01$, Dämpfungsfaktor = 0,01, Imp-mK A).

Bei einem Reibungskoeffizienten $\mu = 0,3$ ist eine um 34,76 % höhere Kraft für die Einbringung des Implantats notwendig als bei $\mu = 0,1$ (Tabelle 4.1).

Tabelle 4.1: Vergleich der Vorversuche bezüglich der Implantationskraft F_I ($t = 160,5$ s).

	Vorversuch B1-1	Vorversuch B1-2	Vorversuch B1-3
μ	0,1	0,1	0,3
Dämpfungsfaktor	0,01	0,01	0,01
Implantat-RP	(0 0 10)	(0 0 0)	(0 0 0)
$\frac{ALLSD}{ALLSE}$	2,81 %	2,81 %	2,32 %
F_I	17181,12 N	17183,26 N	23155,61 N

4.2.2 Nebenbedingungen und Randbedingungen

Abbildung 4.6 zeigt, dass sich F_I nicht nennenswert ändert, wenn der Implantat-RP um 10 mm in +z-Richtung versetzt ist (Tabelle 4.1). Maximal unterscheiden sich die Kräfte F_I während des gesamten Zeitraums um 3,42 N bei A1, um 3,17 N bei A2, um 9,40 N bei B1 und um 9,48 N bei B2.

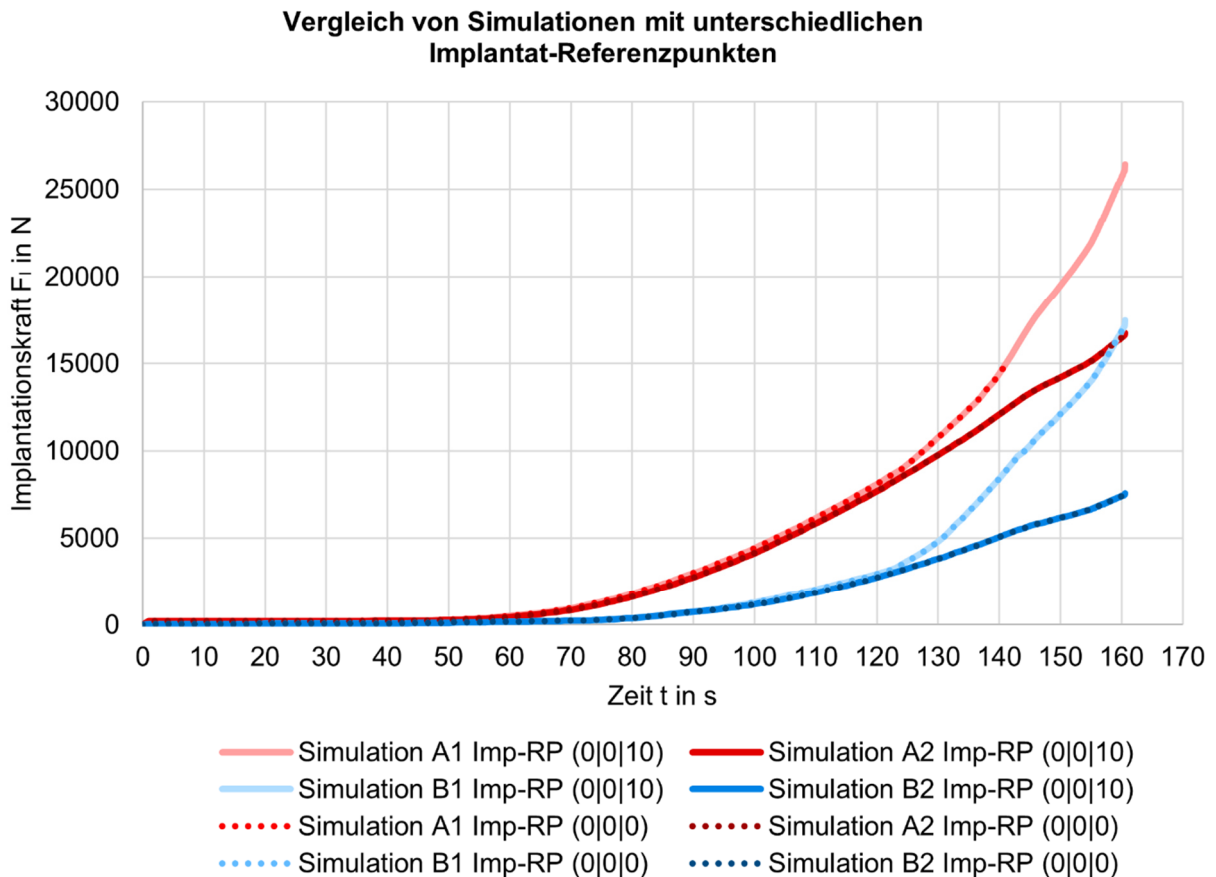


Abbildung 4.6: **Abaqus:** Implantationskraft-Zeit-Diagramm für unterschiedliche Referenzpunkte der vier Simulationen.

Die Sperrung aller Implantatbewegungen außer der in z-Richtung (U_3) vorgegebenen führt dazu, dass sich das Femur an keiner Stelle um mehr als 3 mm verformt (Abbildung 4.7). Wenn die Bewegung des Implantats ausschließlich in U_3 -Richtung eingeschränkt wird ($U_3 = 0$), zeigt sich die stärkste Gesamtverformung des Femurs. Im Bereich des Trochanter major bewegt sich das Femur dadurch um bis zu 34,43 mm. Die Bewegung ist damit mehr als 10-mal so groß wie die des FHG-Vorversuchs A1-1. Auch bei einer zusätzlichen Einschränkung der Implantatbewegung in y-Richtung ($U_2 = 0$) verformt sich das Femur weiterhin stark um bis zu 28,92 mm.

Freiheits- grade	Ausgangsform von Femur A	FHG-Vorversuch A1-4	FHG-Vorversuch A1-5	FHG-Vorversuch A1-6
U1 (x)		0	frei	frei
U2 (y)		0	0	frei
U3 (z)		1	1	1
UR1 (x)		0	frei	frei
UR2 (y)		0	frei	frei
UR3 (z)		0	frei	frei
U_{max}		3,29 mm	24,97 mm	32,08 mm

anteromedial an
Resektionsebene

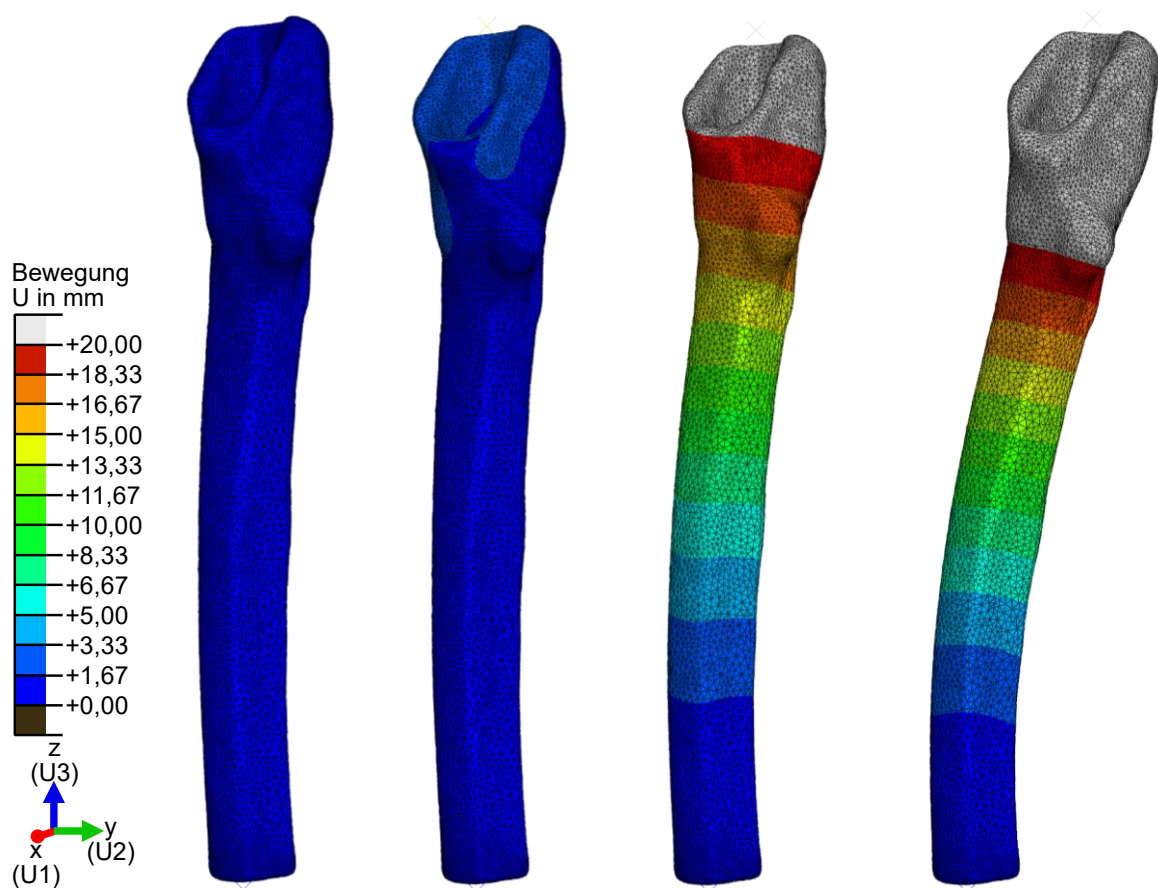


Abbildung 4.7: Vergleich der Gesamtverformung des Femurs abhängig von FHGs ($t = 160,5 \text{ s}$, Imp-RP (0 | 0 | 10), $\mu = 0,1$, keine künstliche Dämpfung).

4.3 Analyse der Geometrieveränderung zur Senkung der Implantationskraft

Femur A und Femur B sind im Mittel 0,05 mm bzw. 0,16 mm kleiner als das Ausgangsfemur (Tabelle 4.2, Abbildung 4.8b, c). Alle Unterschiede zwischen den drei Femora liegen dabei im Bereich von ± 2 mm. Während 67,9 % des Femurs B kleiner als das Ausgangsfemur sind, ist dies nur bei 54,3 % des Femurs A der Fall. Die Vergrößerung der Kavität zeigt sich entsprechend auch bei dem Vergleich zwischen Femur A und Femur B in Abbildung 4.8a (mittlere Abweichung: 0,123 mm). 74,8 % von Femur B sind bis zu 2 mm kleiner als Femur A. 5,4 % des Femurs A (Abbildung 4.8b) und 13,4 % des Femurs B (Abbildung 4.8c) unterscheiden sich um mehr als $\pm 0,5$ mm vom Ausgangsfemur.

Tabelle 4.2: Vergleich zwischen dem unbearbeiteten Femur (Ausgangsfemur) (direkt nach Segmentierung, ohne Oberflächenbearbeitung), dem in den Simulationen A und dem in den Simulationen B verwendeten Femur (ca. proximale Hälfte).

Referenzobjekt	Vergleichsobjekt	Mittlere Abw.	Abw. zw. -2 mm und 0 mm	Abw. zw. 0 mm und +2 mm	Abw. größer als $\pm 0,5$ mm
Femur B	Femur A	0,130 mm	25,2 %	74,8 %	6,4 %
Ausgangsfemur	Femur A	-0,053 mm	54,3 %	45,7 %	5,4 %
Ausgangsfemur	Femur B	-0,160 mm	67,9 %	32,1 %	13,4 %

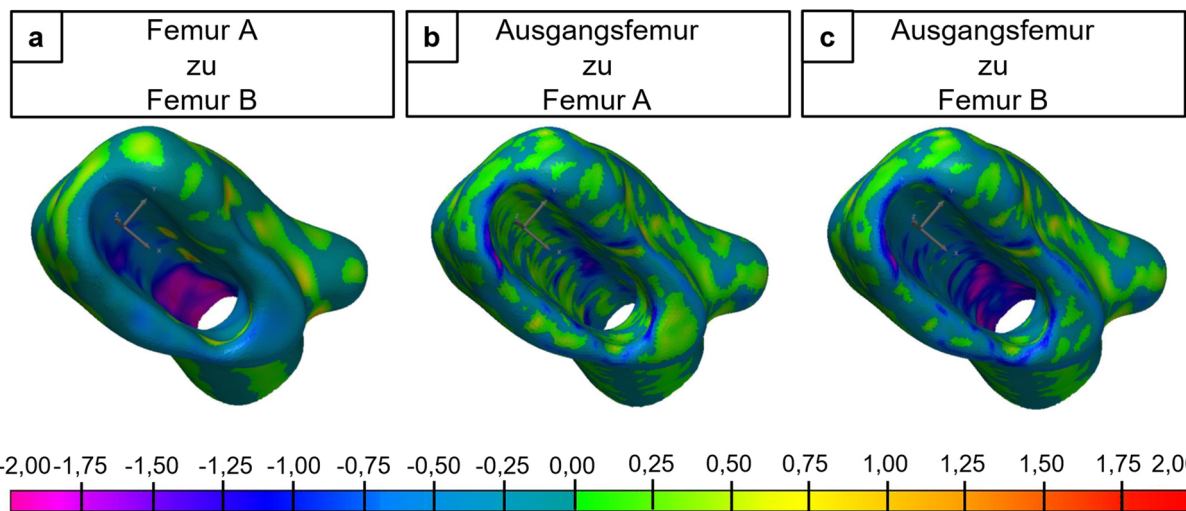


Abbildung 4.8: Polyworks: Vergleiche der Femora: Negative Werte: Referenzobjekt ist größer als Vergleichsobjekt (d. h. Kavität ist kleiner) und vice versa.

Im Vergleich zum Ausgangsimplantat mit Kragen (Ausgangsimplantat-mK) wurde das Imp-mK B stärker als das Imp-mK A verändert. Dies ist an dem prozentual höheren Anteil der Abweichungen über $\pm 0,5$ mm und an der höheren mittleren Abweichung erkennbar (Tabelle 4.3). Aus Tabelle 4.3 und Abbildung 4.9 ist ersichtlich, dass die Implantate der Simulationen B im Mittel kleiner (positive Werte) als die der Simulationen A sind. Wird der Kragen, d. h. der Unterschied von 10,9 % zwischen

Ausgangsimplantat-oK und Ausgangsimplantat-mK, nicht berücksichtigt, so unterscheiden sich 0,6 % der Oberflächen der bearbeiteten Implantate mit und ohne Kragen um mehr als $\pm 0,5$ mm.

Tabelle 4.3: Vergleich zwischen den unbearbeiteten Implantaten (Ausgangsimplantate) und den Implantaten mit Kragen (-mK) und ohne Kragen (-oK).

Referenzobjekt	Vergleichsobjekt	Mittlere Abweichung	Abweichung größer als $\pm 0,5$ mm
Imp-mK B	Imp-mK A	+0,026 mm	0,4 %
Ausgangsimplantat-mK	Imp-mK A	-0,008 mm	0,9 %
Ausgangsimplantat-mK	Imp-mK B	-0,021 mm	1,2 %
Imp-oK B	Imp-oK A	+0,024 mm	0,6 %
Ausgangsimplantat-oK	Imp-oK A	+0,022 mm	2,8 %
Ausgangsimplantat-oK	Imp-oK B	+0,013 mm	1,7 %
Ausgangsimplantat-oK	Ausgangsimplantat-mK	+0,420 mm	10,9 %
Imp-oK A	Imp-mK A	+0,427 mm	11,5 %
Imp-oK B	Imp-mK B	+0,402 mm	11,5 %

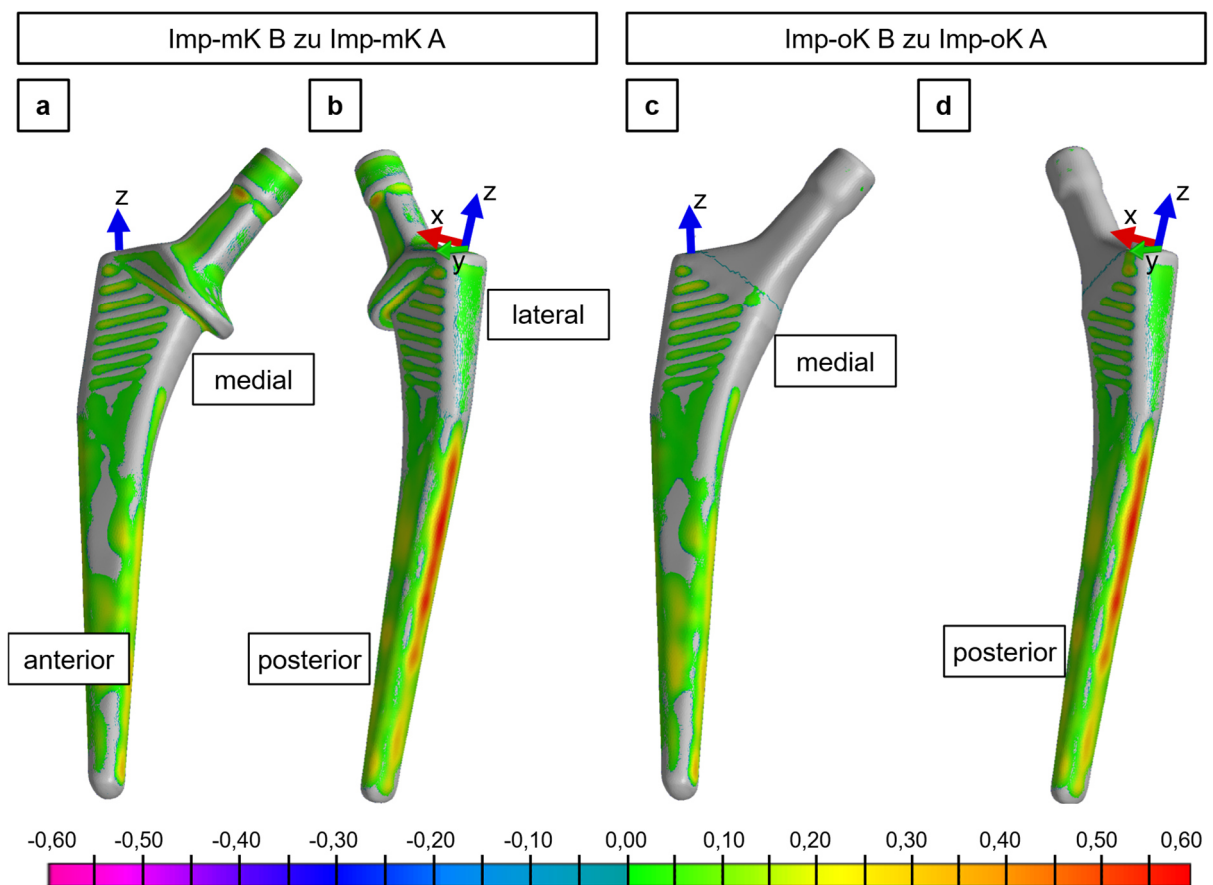


Abbildung 4.9: Polyworks: Vergleich der Implantate: **a+b** Imp-mK B – Imp-mK A; **c+d** Imp-oK B – Imp-oK A. Positive Werte: Vergleichsobjekt (A) ist größer als Referenzobjekt (B) und vice versa.

Der mediale Bereich unterhalb des Kragens bei Imp-mK B ist nahezu identisch zu dem bei Ausgangsimplantat-mK. Imp-mK A weist in diesem Bereich eine in Abbildung 4.10 ersichtliche stärkere Rundung auf. Da die Glättung der proximalen Rillen bei den Implantaten der Simulationen B weniger stark ist, bleibt dieses Schaftmerkmal nur bei Imp-oK B und Imp-mK B erhalten (Abbildung 4.10, Abbildung 4.11a), wie die Betrachtung der Geometrieconturen in Bonemat zeigt. Der proximale trapezförmige Schaftquerschnitt (Abbildung 4.11a) und der distale rechteckige Querschnitt (Abbildung 4.11b) [81] blieben bei allen Implantaten erhalten. Durch die Vereinfachung der Geometrien war für die hinreichend genaue Diskretisierung ein weniger feines Netz ausreichend.

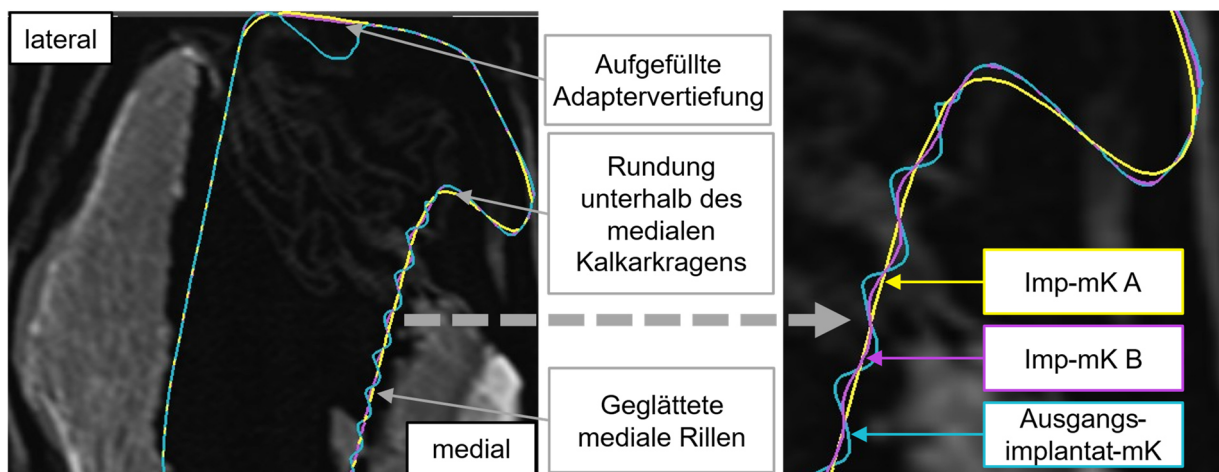


Abbildung 4.10: Bonemat: Vergleich der Implantate mit Kragen: Bei Imp-mK B (lila) ist der kragen-nahe mediale Bereich näher an der realen Ausgangsgeometrie des Implantats mit Kragen (blau) als bei Imp-mK A (gelb).

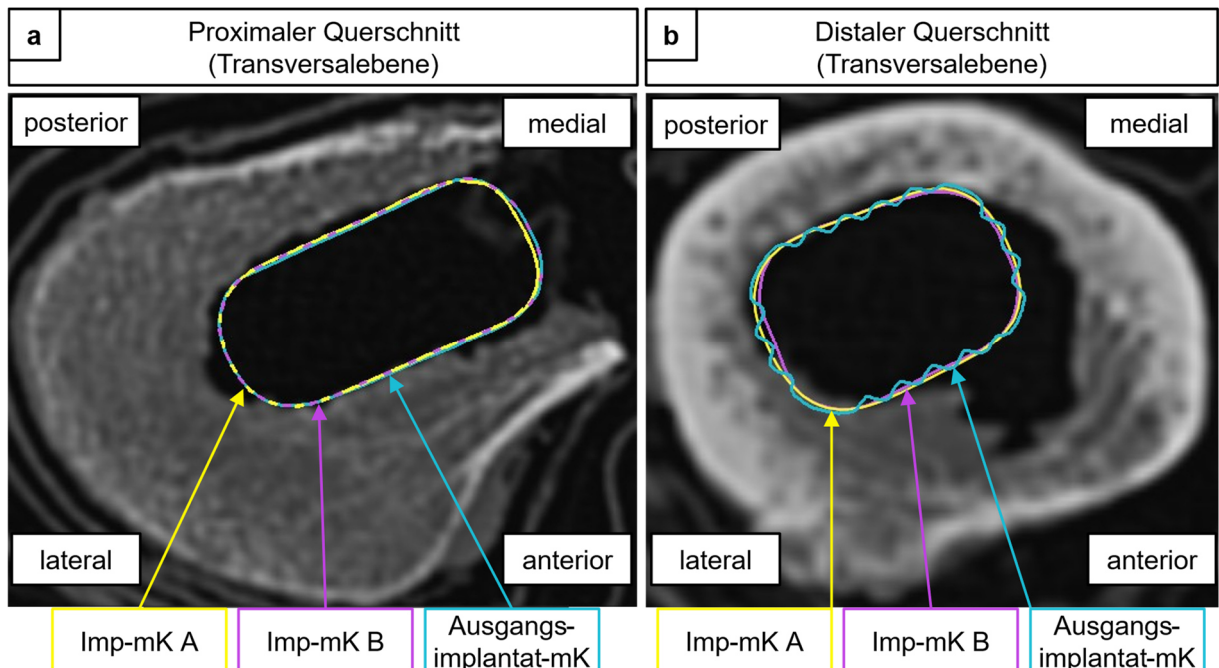


Abbildung 4.11: Bonemat: Vergleich der Implantate mit Kragen: **a** Proximaler trapezförmiger Querschnitt und **b** distaler rechteckiger Querschnitt mit Schafttrillen.

Zum Zeitpunkt $t = 160,5 \text{ s}$ zeigt sich bei allen Simulationen eine inhomogene Kontaktfläche (Kontaktdruck $CPRESS > 0$ in Abbildung 4.12) mit Kontaktdruckkonzentrationen hauptsächlich im proximalen medialen Bereich (lila Pfeile in Abbildung 4.12 und Abbildung 4.13) und am Kalkar (grüne Pfeile in Abbildung 4.12 und Abbildung 4.13).

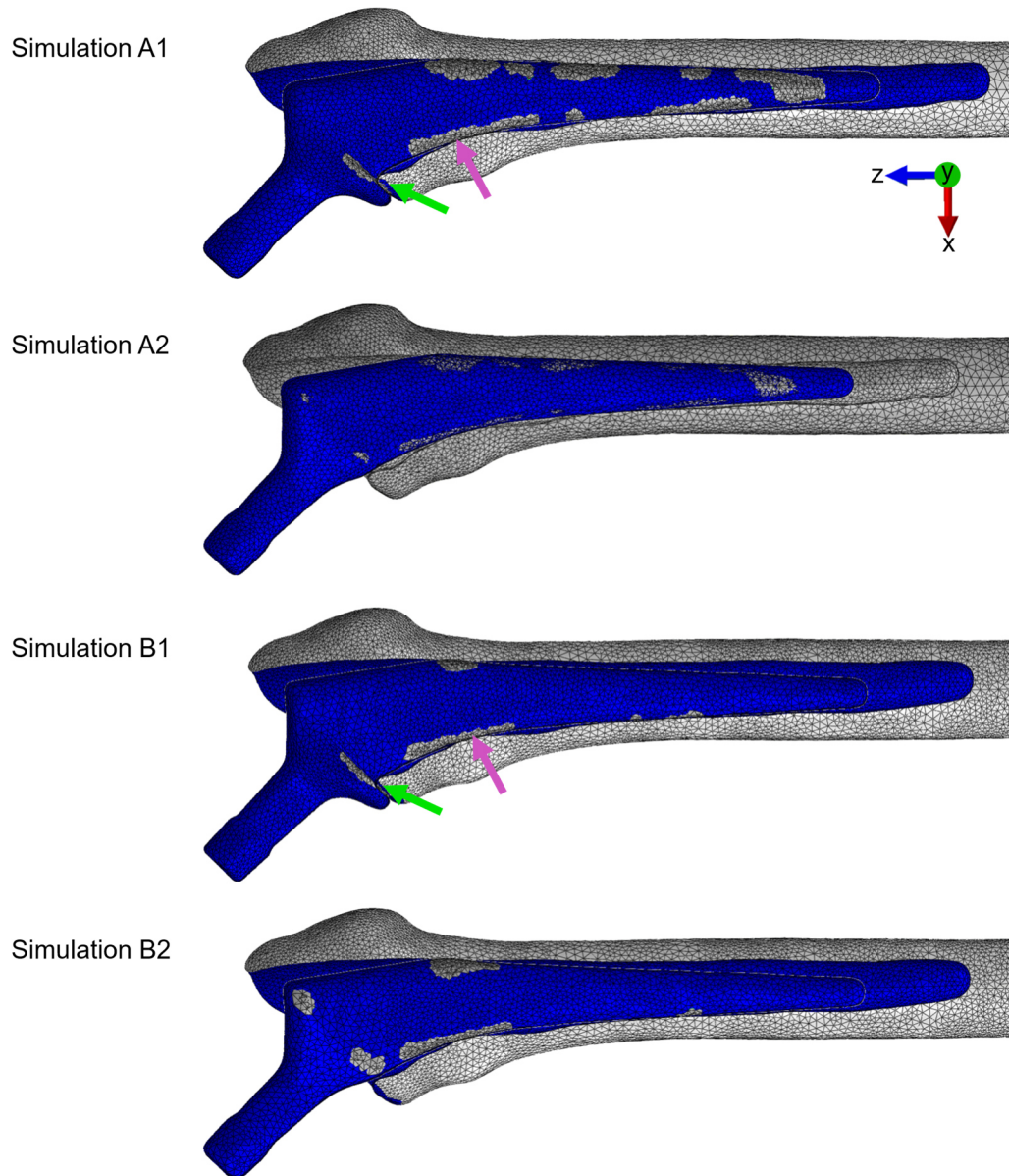


Abbildung 4.12: Abaqus: Kontaktfläche in der Femurkavität (grau) (ventrale Femurhälfte, Schnitt entlang der x-z-Ebene) ($t = 160,5 \text{ s}$).

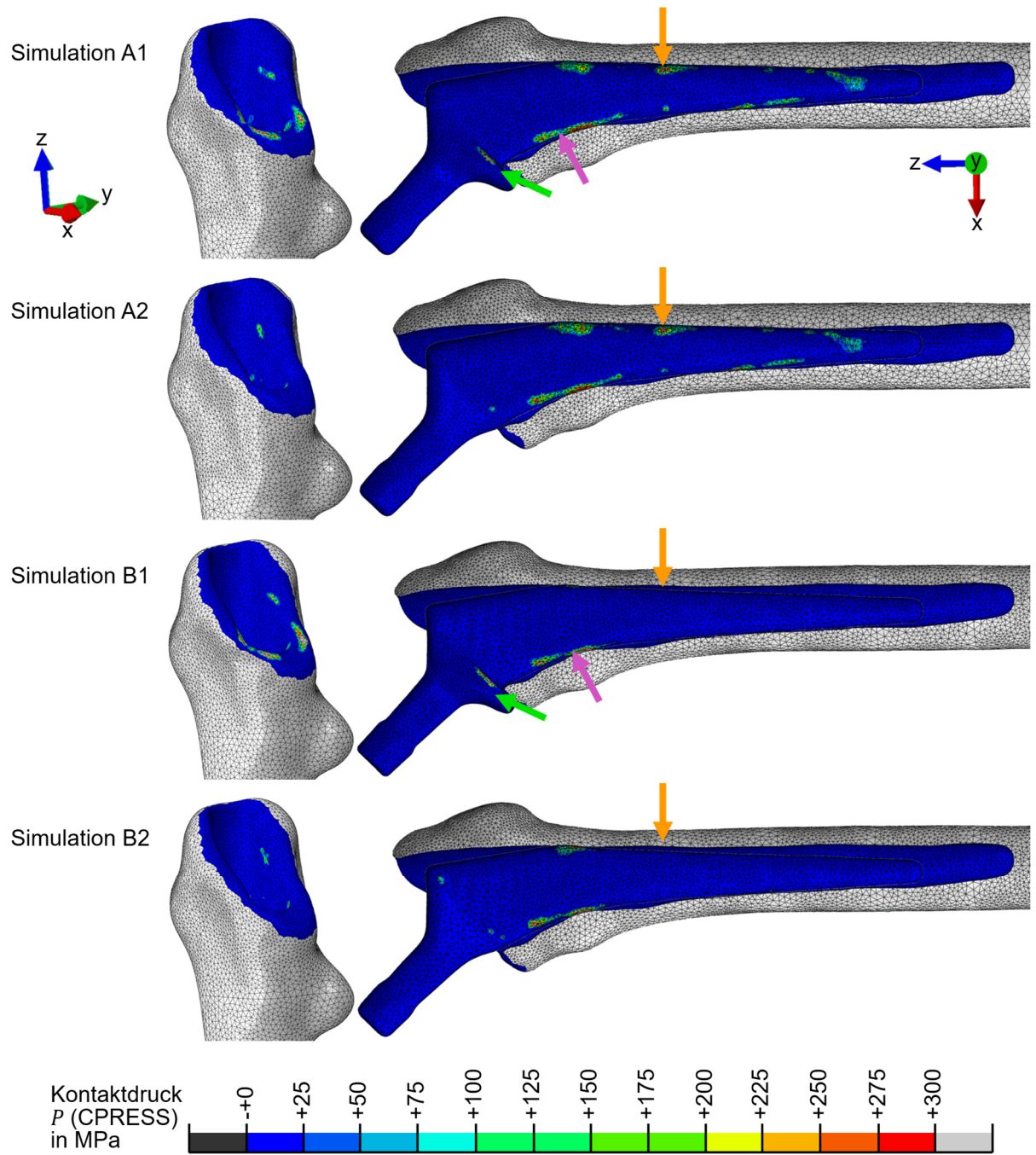


Abbildung 4.13: **Abaqus:** Kontaktdruck in der Femurkavitat (ventrale Femurhalfte, Schnitt entlang der x-z-Ebene) ($t = 160,5$ s).

In Abbildung 4.14 ist erkennbar, dass im proximalen medialen Bereich kein Implantat-Femur-Kontakt besteht.

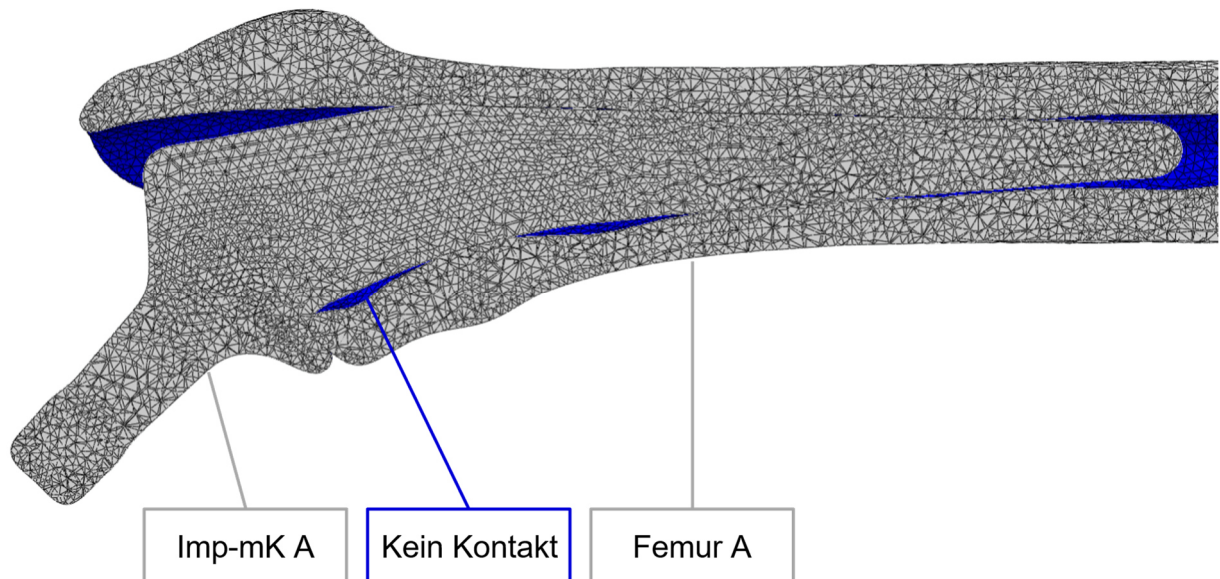


Abbildung 4.14: **Abaqus:** Abstand zwischen dem Implantat und dem Femur (blau) im proximalen medialen Bereich bei Simulation A1 (ventrale Femurhälfte, Schnitt entlang der x-z-Ebene) ($t = 160,5 \text{ s}$).

In den Simulationen A1 und B1 tritt der Kragen mit dem Knochen bei $t = 124 \text{ s}$ in Kontakt. Ab $t = 135 \text{ s}$ befindet sich der Ort des maximalen Kontaktdrucks nicht mehr in der Kavität, sondern am Kalkar an der in Abbildung 4.15 markierten Stelle. Die Kragen-Kalkar-Kontaktfläche bleibt sowohl bei A1 als auch B1 bis zum Endzeitpunkt inhomogen (Abbildung 4.16). Zum Zeitpunkt $t = 152 \text{ s}$ sind die Implantate vollständig in die Kavität eingebracht, werden jedoch bis zum Frakturzeitpunkt $t = 160,5 \text{ s}$ weiter verschoben (Tabelle E.1).

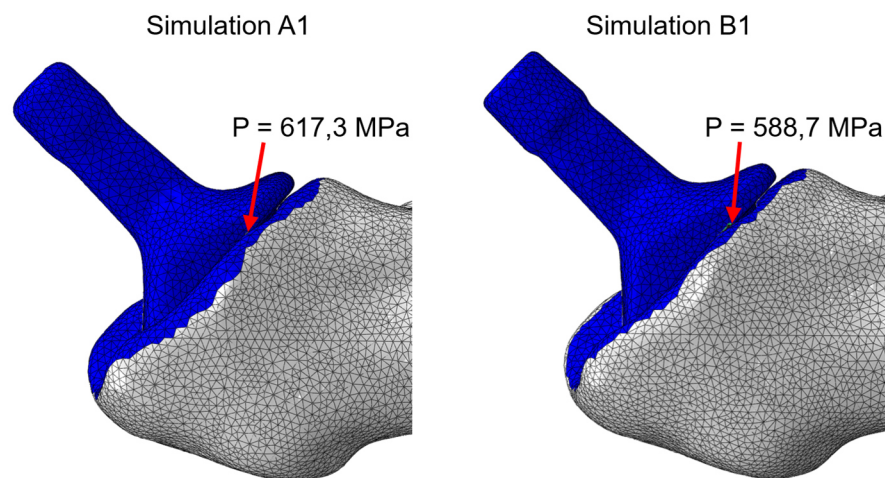


Abbildung 4.15: **Abaqus:** Kontaktdruck P zum Zeitpunkt $t = 135 \text{ s}$ an der Kragen-Kalkar-Berührungsfläche bei den Simulationen A1 und B1.

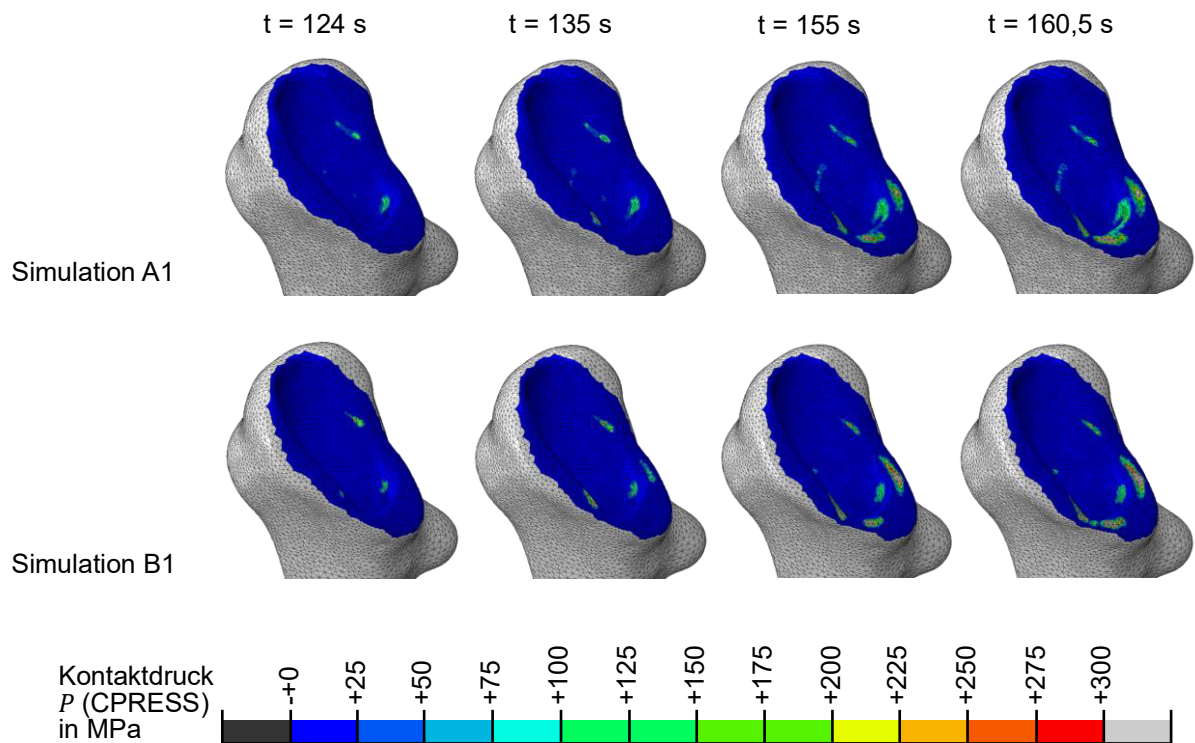


Abbildung 4.16: Abaqus: Kontaktdruck P an der Krage-Kalkar-Berührungsfläche bei den Simulationen A1 und B1.

Die Geometrieänderungen führen zu unterschiedlich hohen Implantationskräften (Tabelle 4.4, Abbildung 4.17). Nach der Fraktur bei $t = 160,5$ s fällt $F_{I,exp}$ ab, weshalb im Folgenden stets die Kräfte zum Zeitpunkt $t = 160,5$ s betrachtet werden. Simulation A1 weist die höchste F_I auf, die ungefähr vier-mal so hoch wie die Implantationskraft des *in vitro*-Versuchs $F_{I,exp}$ ist. $F_{I,B2}$ ist hingegen nur 13,6 % höher als $F_{I,exp}$.

Tabelle 4.4: Vergleich der Implantationskraft F_I zwischen dem *in vitro*-Versuch und den Simulationen zu fünf Zeitpunkten.

	$t = 80$ s	$t = 120$ s	$t = 155$ s	$t = 160,5$ s	$t = 160,6$ s
$F_{I,exp}$	708,54 N	2066,77 N	6535,24 N	6588,34 N	6573,62 N
$F_{I,A1}$	1666,20 N	8049,97 N	21930,60 N	26090,64 N	26424,22 N
$F_{I,A2}$	1498,13 N	7621,06 N	15125,40 N	16624,47 N	16744,87 N
$F_{I,B1}$	325,77 N	2879,15 N	13979,86 N	17182,42 N	17462,09 N
$F_{I,B2}$	329,69 N	2684,30 N	6657,71 N	7484,16 N	7551,29 N

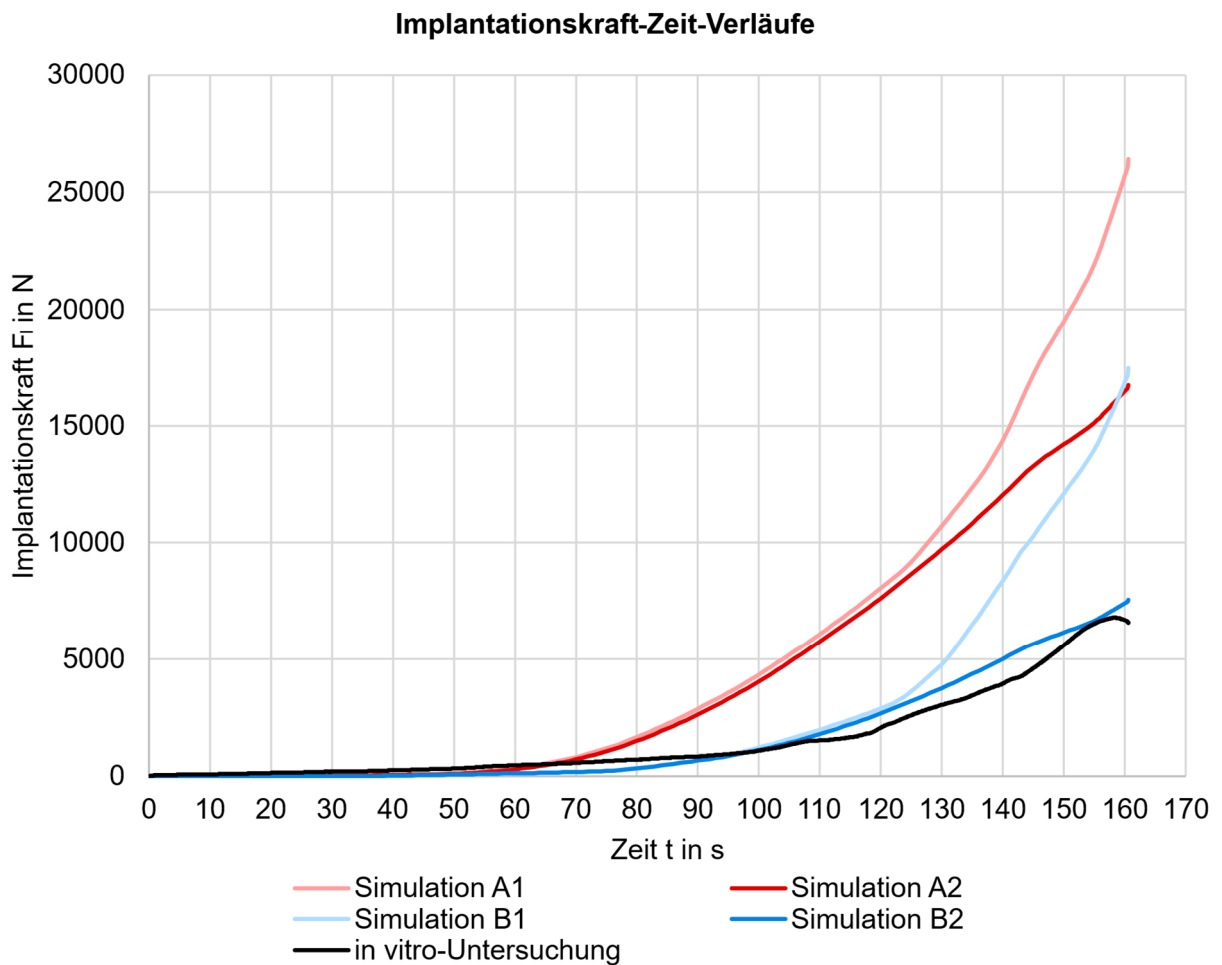


Abbildung 4.17: **Abaqus und GOM:** Implantationskraft-Zeit-Kurven der experimentellen Untersuchung und der Simulationen ($t = 160,5$ s).

Durch die Implantation wird bei allen Simulationen das Femur in superior-inferiore Richtung gestaucht und in der x-z-Ebene nach medial gebogen (Abbildung 4.18). Die Wahl der Geometrien beeinflusst, wie stark sich das Femur infolge der Belastung biegt. Abbildung 4.19 zeigt, dass sich das Femur bei B1 und B2 stärker verformt als bei A1 und A2 sowie bei Implantaten mit Kragen stärker als bei Implantaten ohne Kragen.

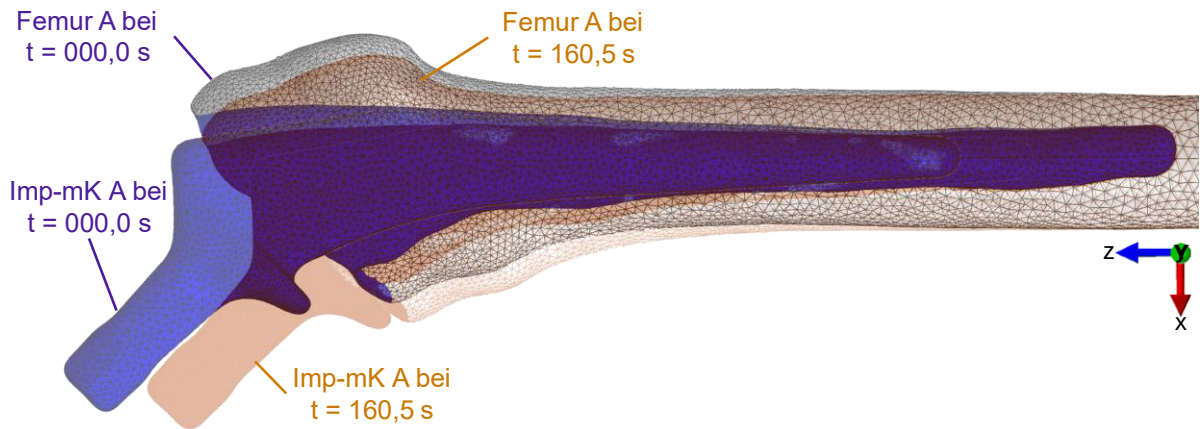


Abbildung 4.18: Abaqus: Gesamtverformung des Femurs A bei Simulation A1.

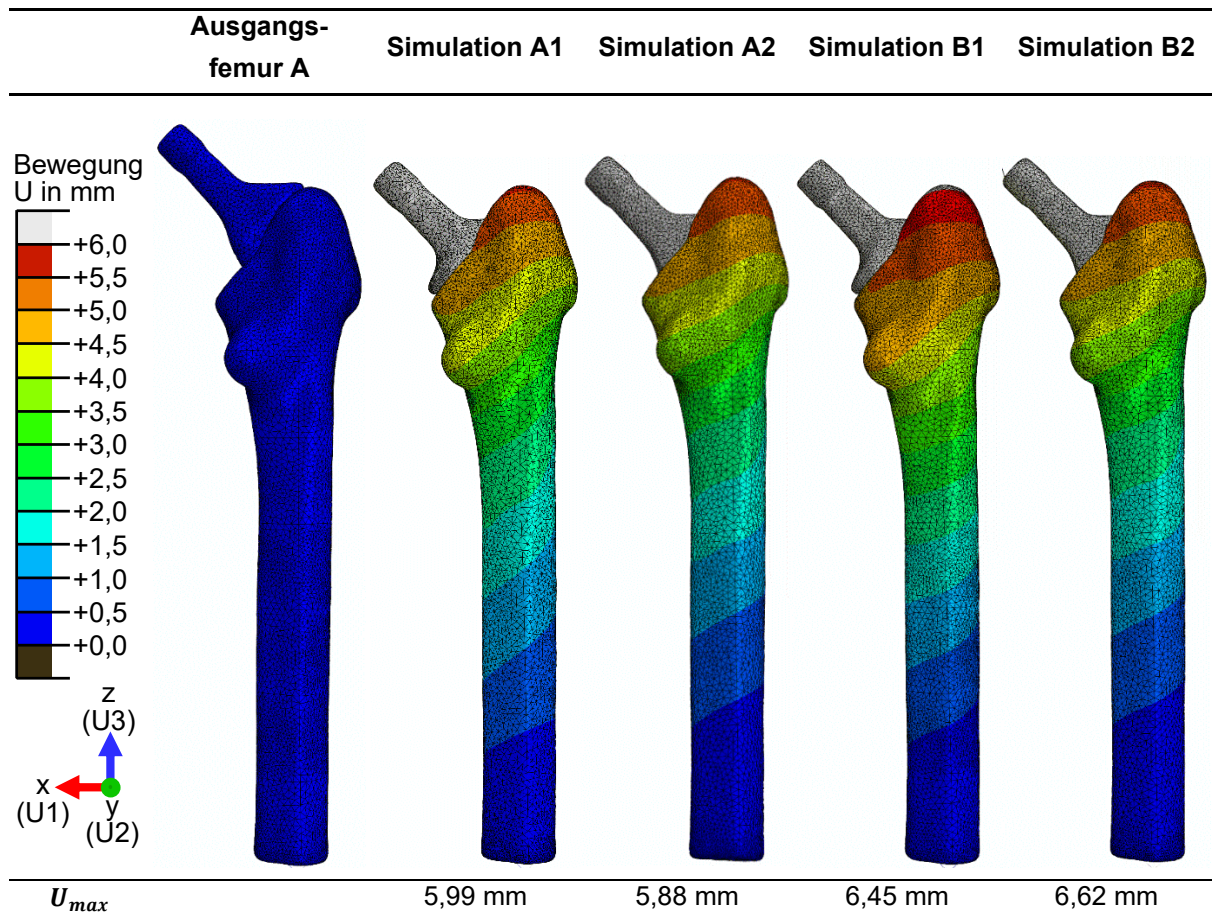


Abbildung 4.19: Abaqus: Gesamtverformung der Femora in den Simulationen ($t = 160,5 s$).

4.4 Analyse der proximalen Dehnungen

Die GOM-Videoaufzeichnungen zeigen, dass bis ungefähr $t = 152 \text{ s}$ das Implantat mit $0,1 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ in die Kavität eingedrückt wurde. Danach wurde das Femur mit dem Implantat unter der Last der Zwick-Prüfmaschine in -y-Richtung abgelenkt (lila Pfeil in Abbildung 3.2).

Die Betrachtung der proximalen Knochenverformungen durch die kortikalen Oberflächendehnungen in Tangentialrichtung (ε_y) ist anhand Abbildung 4.20 und Abbildung 4.21 nachvollziehbar. Während das Implantat in die Kavität eingedrückt wurde (bis ca. $t = 152 \text{ s}$) treten sowohl in dem *in vitro*-Versuch als auch in den Simulationen medial hauptsächlich Stauchungen ($\varepsilon_y < 0$) auf. In den Simulationen verstärken sich diese bis zum Endzeitpunkt ($t = 160,5 \text{ s}$) weiter. In der GOM-Messung zeigt sich auf der Höhe des Trochanters minor ebenfalls eine ansteigende Stauchung. In Kalkarnähe werden bei der GOM-Messung hingegen ab $t = 154 \text{ s}$ ansteigende positive Dehnungen ($\varepsilon_y > 0$) gemessen (in Abbildung 4.20 rot eingefärbt, Abbildung 4.22). Über den gesamten Zeitraum hinweg ist in allen Fällen bei Betrachtung der Gesamtfläche (weiße Markierung in Abbildung 4.20) der Bereich der minimalen Dehnung (d. h. der stärksten Stauchung) ähnlich. Dieser befindet sich auf der Höhe des Trochanters minor. In den Simulationen ist außerhalb der durch GOM Correlate definierten Gesamtfläche eine noch stärkere Stauchung anteromedial sowie am Kalkar erkennbar (dunkelblaue Bereiche in Abbildung 4.20).

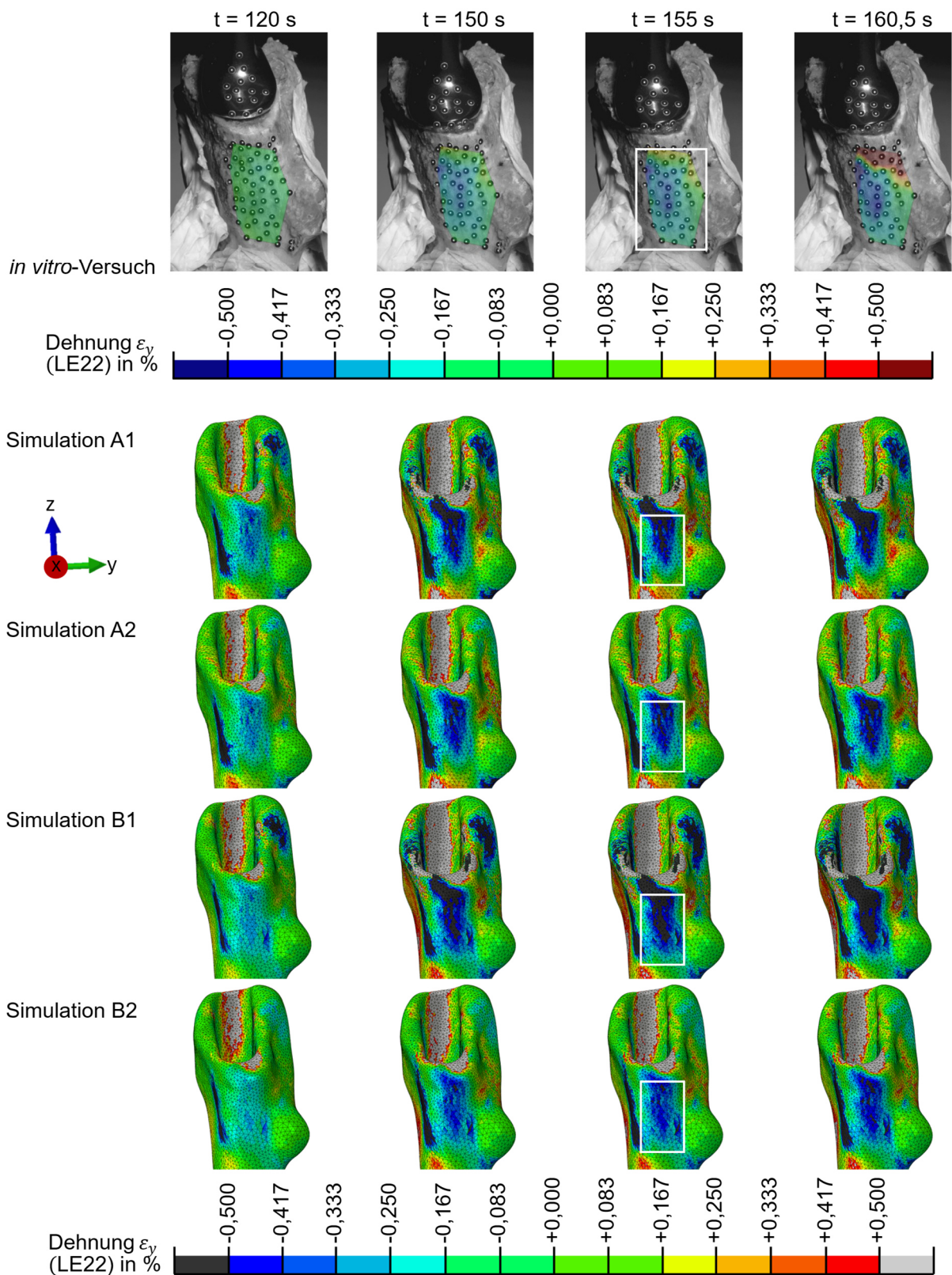


Abbildung 4.20: GOM Correlate und Abaqus: Proximale mediale Oberflächendehnungen ϵ_y (LE22) in Tangentialrichtung des *in vitro*-Versuchs und der Simulationen. Grau gekennzeichnete Bereiche weisen Dehnungen $\epsilon_y > 0,5\%$ auf.

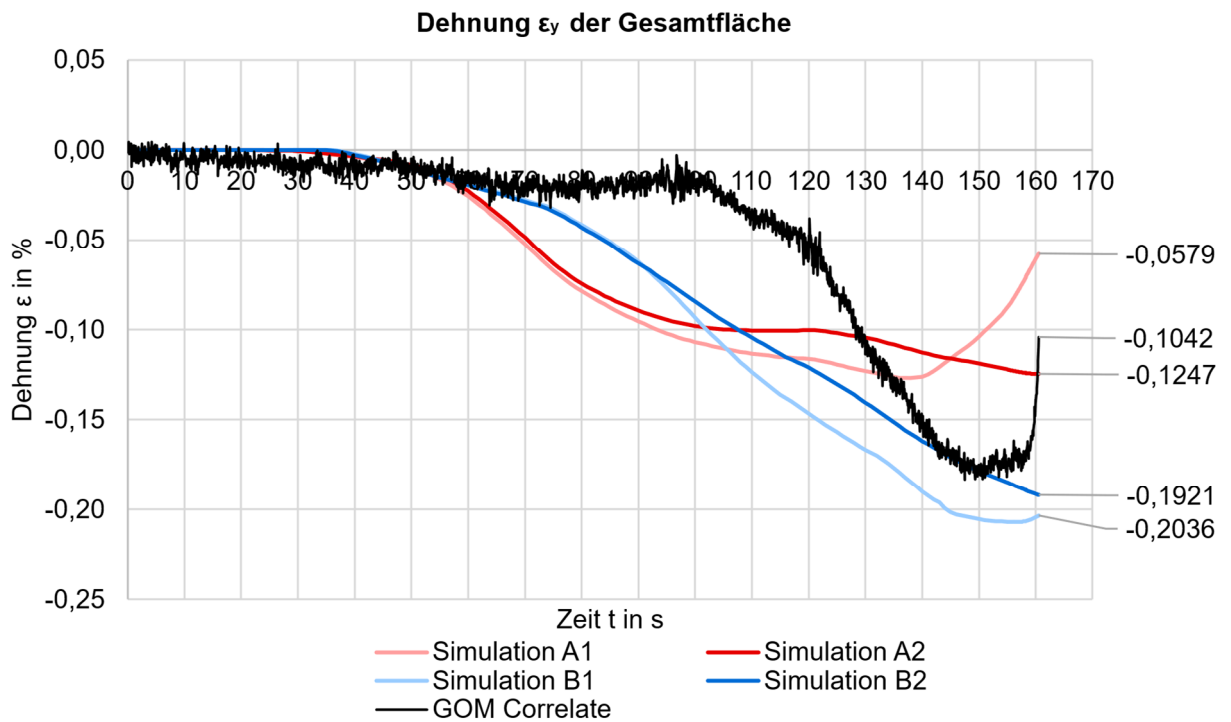


Abbildung 4.21: GOM Correlate und Abaqus: Zeitliche Verläufe der gemittelten proximalen medialen Oberflächendehnungen ϵ_y (LE22, Tangentialdehnungen) in der Gesamtfläche.

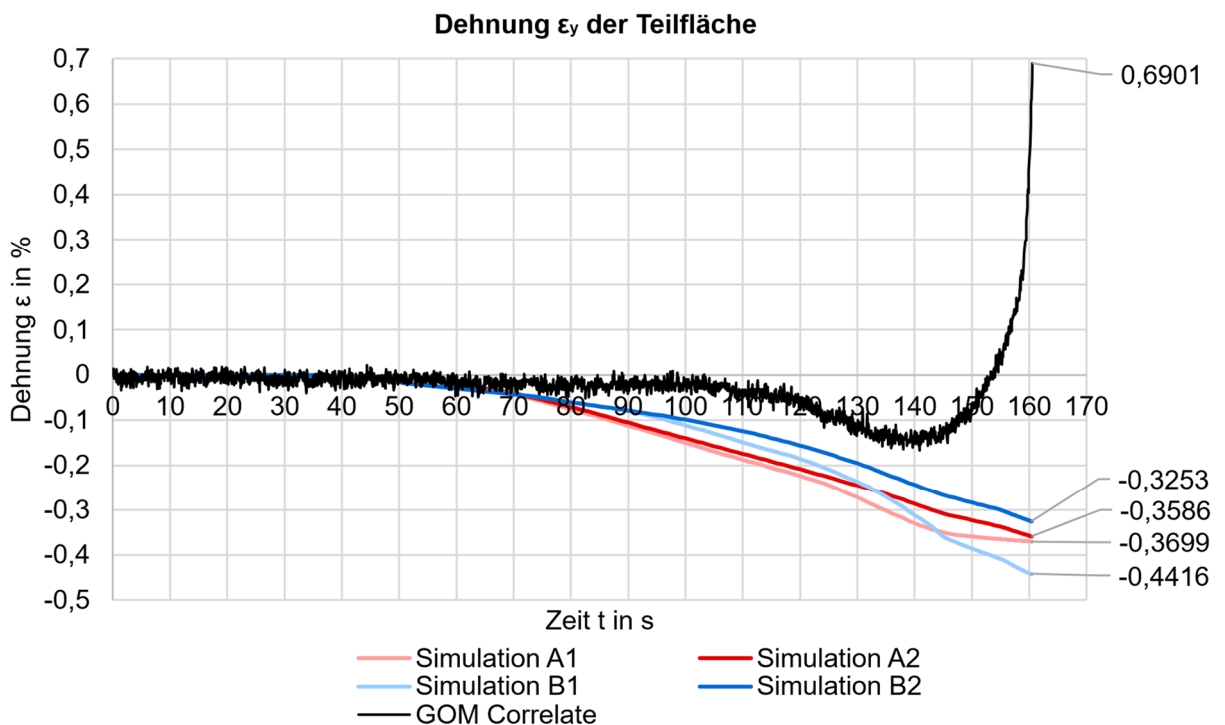


Abbildung 4.22: GOM Correlate und Abaqus: Zeitliche Verläufe der gemittelten proximalen medialen Oberflächendehnungen ϵ_y (LE22, Tangentialdehnungen) in der Teilfläche.

In der *in vitro*-Untersuchung treten während des gesamten Zeitraums in axialer Richtung Stauchungen ($\varepsilon_z < 0$) auf, wie in Abbildung 4.23 und Abbildung 4.24 ersichtlich. In den Simulationen A1 und B1 treten hingegen in der Gesamtfläche (Abbildung 4.24) bis $t_{A1} = 147\text{ s}$ bzw. $t_{B1} = 156\text{ s}$ positive Dehnungen ($\varepsilon_z > 0$) auf. B2 weist zu keinem Zeitpunkt Stauchungen auf. Bei Simulation A2 zeigt sich hingegen ab $t_{A2} = 139\text{ s}$ eine geringe Stauchung in der Teilfläche von bis zu $\varepsilon_z = -0,0078\text{ \%}$ bei $t_{A2} = 160,5\text{ s}$ (Abbildung 4.25). Die höchsten Dehnungen treten sowohl *in vitro* als auch *in silico* leicht anteromedial auf Höhe des Trochanters minor auf (rote Pfeile in Abbildung 4.23). Während ε_z *in vitro* an dieser Stelle Nahe 0 % ist, sind in den Simulationen ε_z von ca. 0,5 % bis 2 % erkennbar.

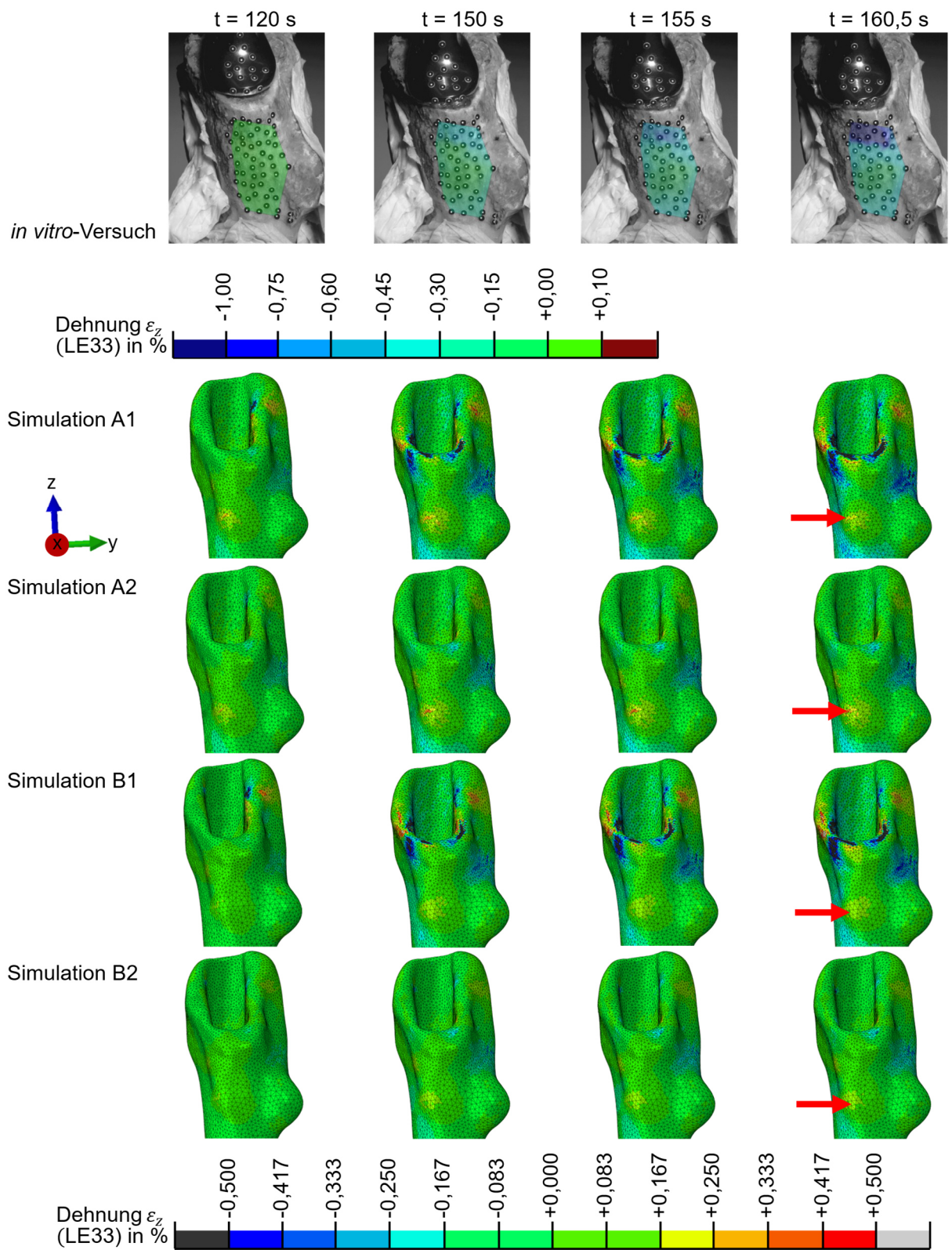


Abbildung 4.23: GOM Correlate und Abaqus: Proximale mediale Oberflächendehnungen ϵ_z (LE33) in Axialrichtung der *in vitro*-Untersuchung und der Simulationen.

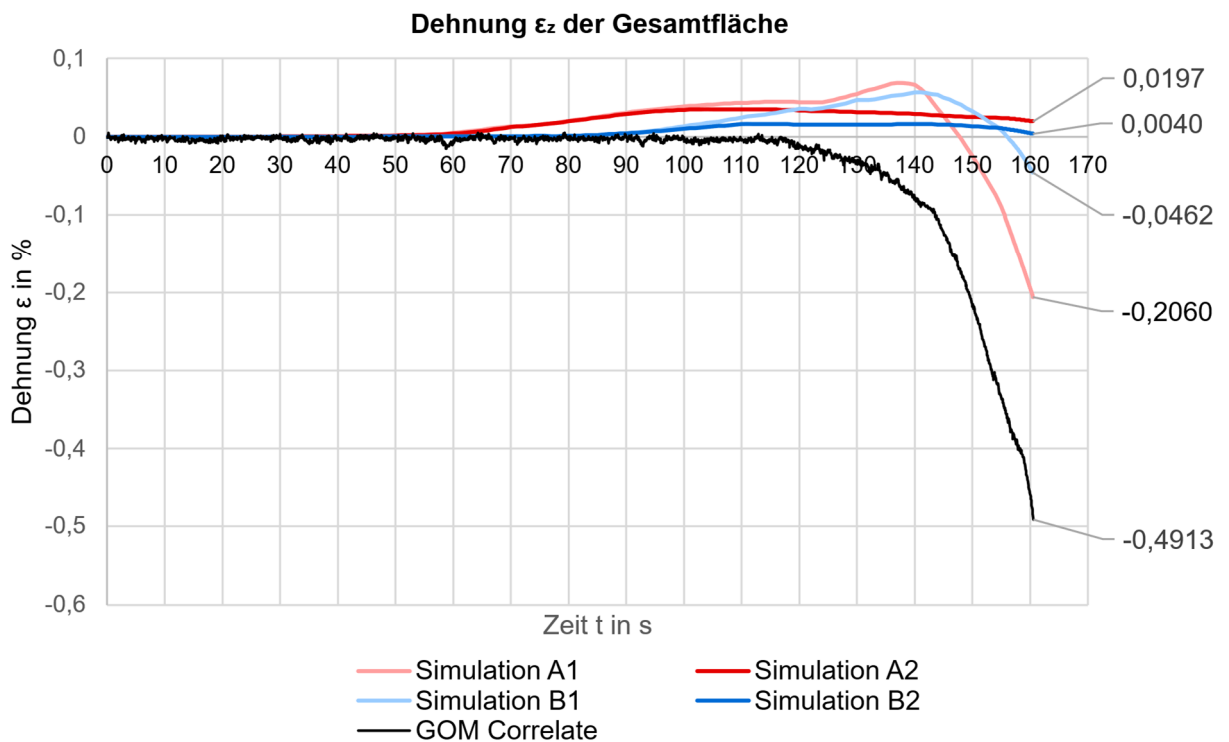


Abbildung 4.24: GOM Correlate und Abaqus: Zeitliche Verläufe der gemittelten proximalen medialen Oberflächendehnungen ϵ_z (LE33, Axialdehnungen) in der Gesamtfläche.

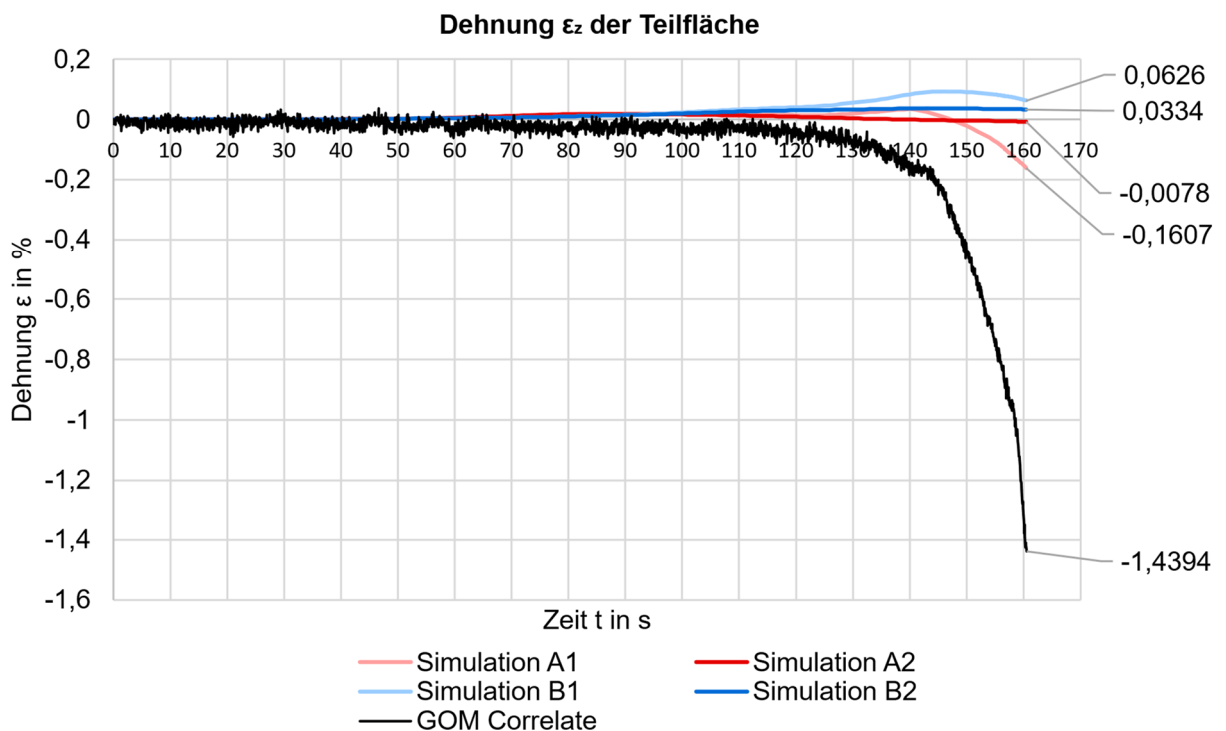


Abbildung 4.25: GOM Correlate und Abaqus: Zeitliche Verläufe der gemittelten proximalen medialen Oberflächendehnungen ϵ_z (LE33, Axialdehnungen) in der Teilfläche.

Die Dehnungen in der Kavität sind von den zuvor betrachteten Dehnungen an der Femuroberfläche zu unterscheiden. In der proximalen Femurkavität treten bei allen Simulationen zum Zeitpunkt $t = 160,5 \text{ s}$ in der Transversalebene Dehnungen auf. Medial sind diese in radialer Richtung (hier: x-Achse) > 0 (graue Pfeile in Abbildung 4.26) und entlang der Ringachse (hier: y-Achse) < 0 (graue Pfeile in Abbildung 4.27). Analog sind die anterior und posterior auftretenden Dehnungen entlang der Ringachse (hier: x-Achse) tendenziell > 0 (rote Pfeile in Abbildung 4.26) und in radialer Richtung (hier: y-Achse) < 0 (blaue Pfeile in Abbildung 4.27). Die axialen Stauchungen ($\varepsilon_z < 0$) sind in der Kavität (graue Pfeile in Abbildung 4.28) höher als an der Knochenoberfläche. Zudem treten bei den Simulationen A1 und B1 an der Kalkar-Kragen-Kontaktfläche und in der kalkarnahen Kavität Stauchungen auf (lila Pfeile in Abbildung 4.28).

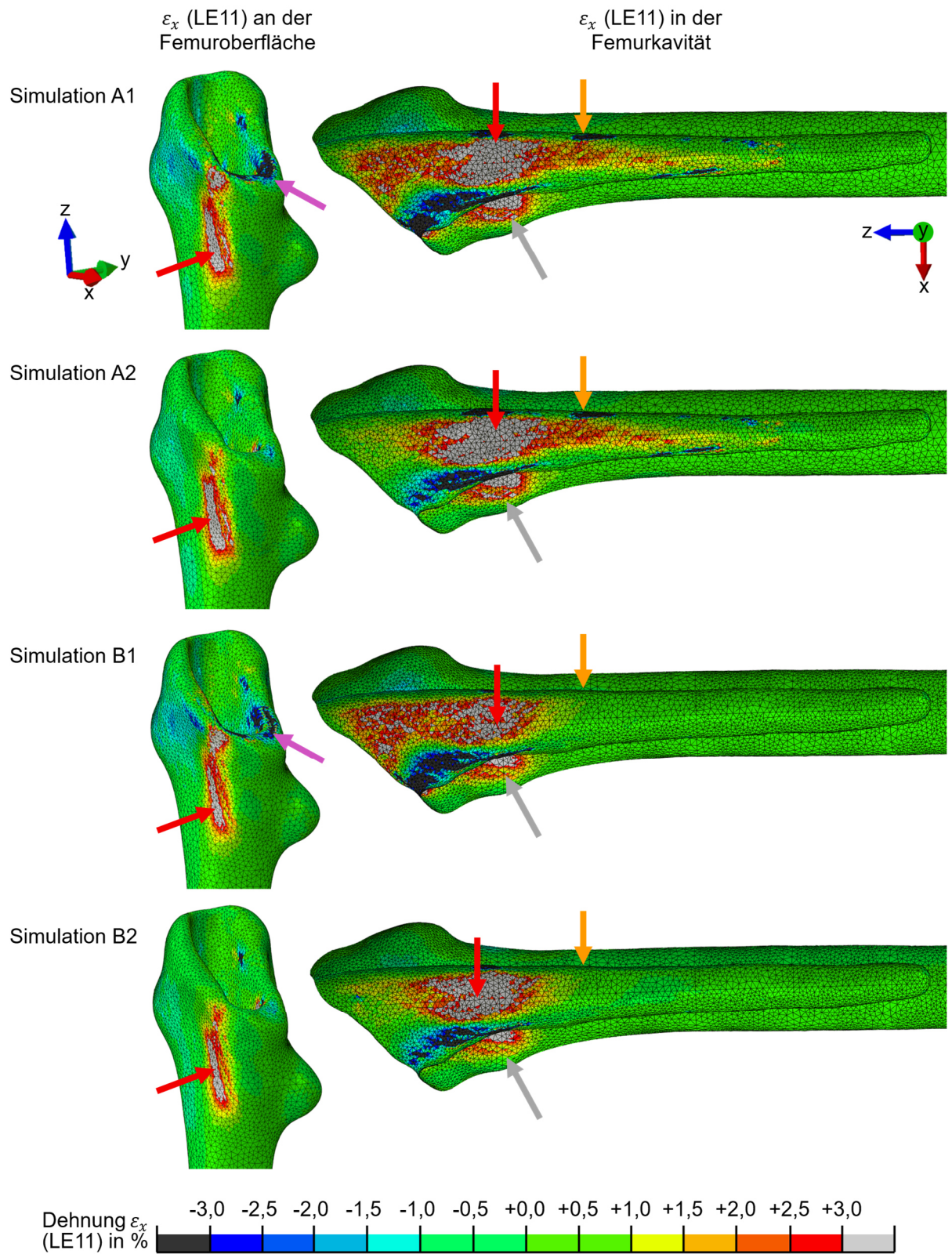


Abbildung 4.26: **Abaqus:** Dehnungen in x-Richtung ($t = 160,5$ s) der vier Simulationen proximal (**links**) und ventrale Femurhälfte im Schnitt (**rechts**).

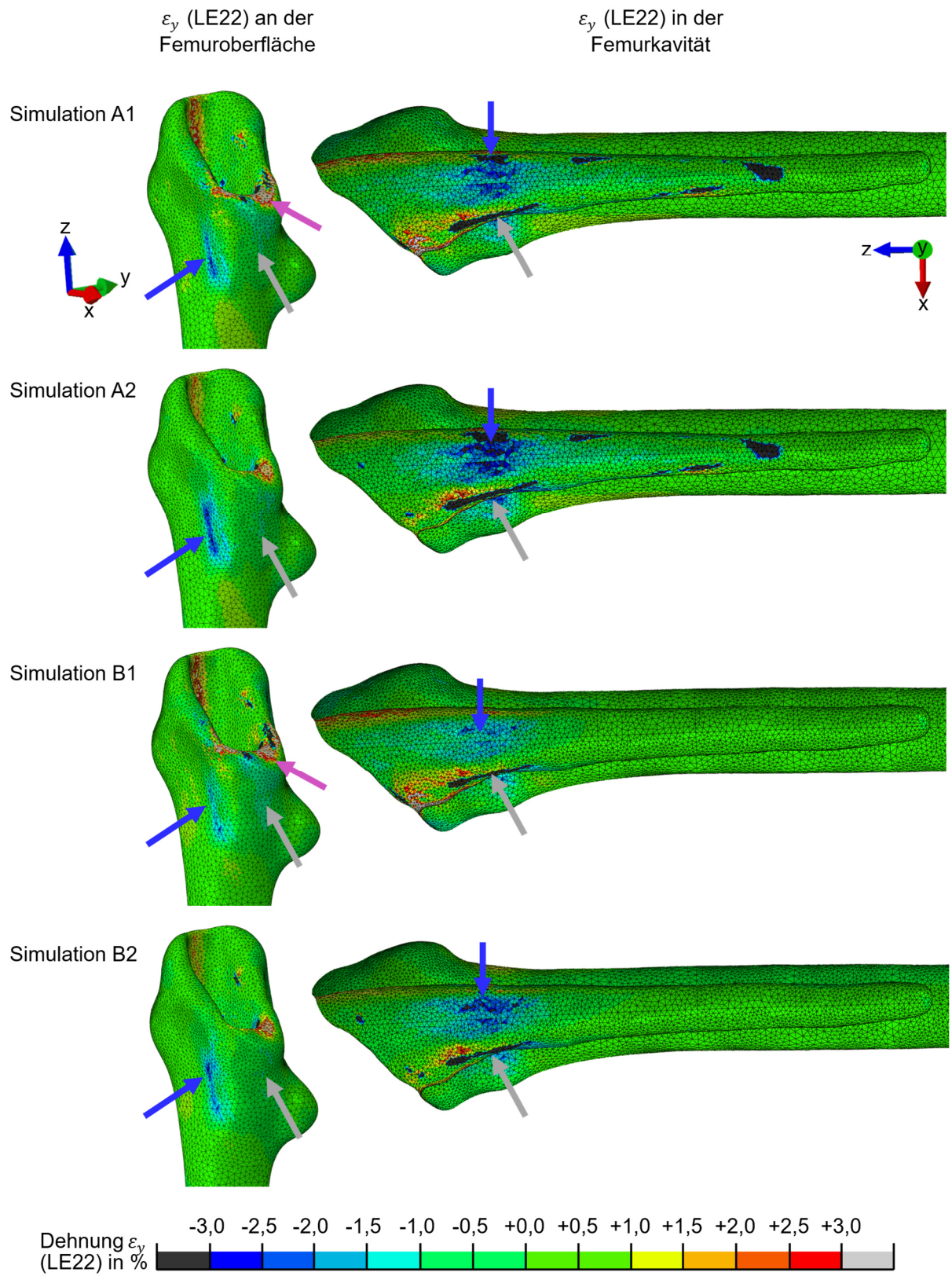


Abbildung 4.27: Abaqus: Dehnungen in y-Richtung ($t = 160,5 \text{ s}$) der vier Simulationen proximal (links) und ventrale Femurhälfte im Schnitt (rechts).

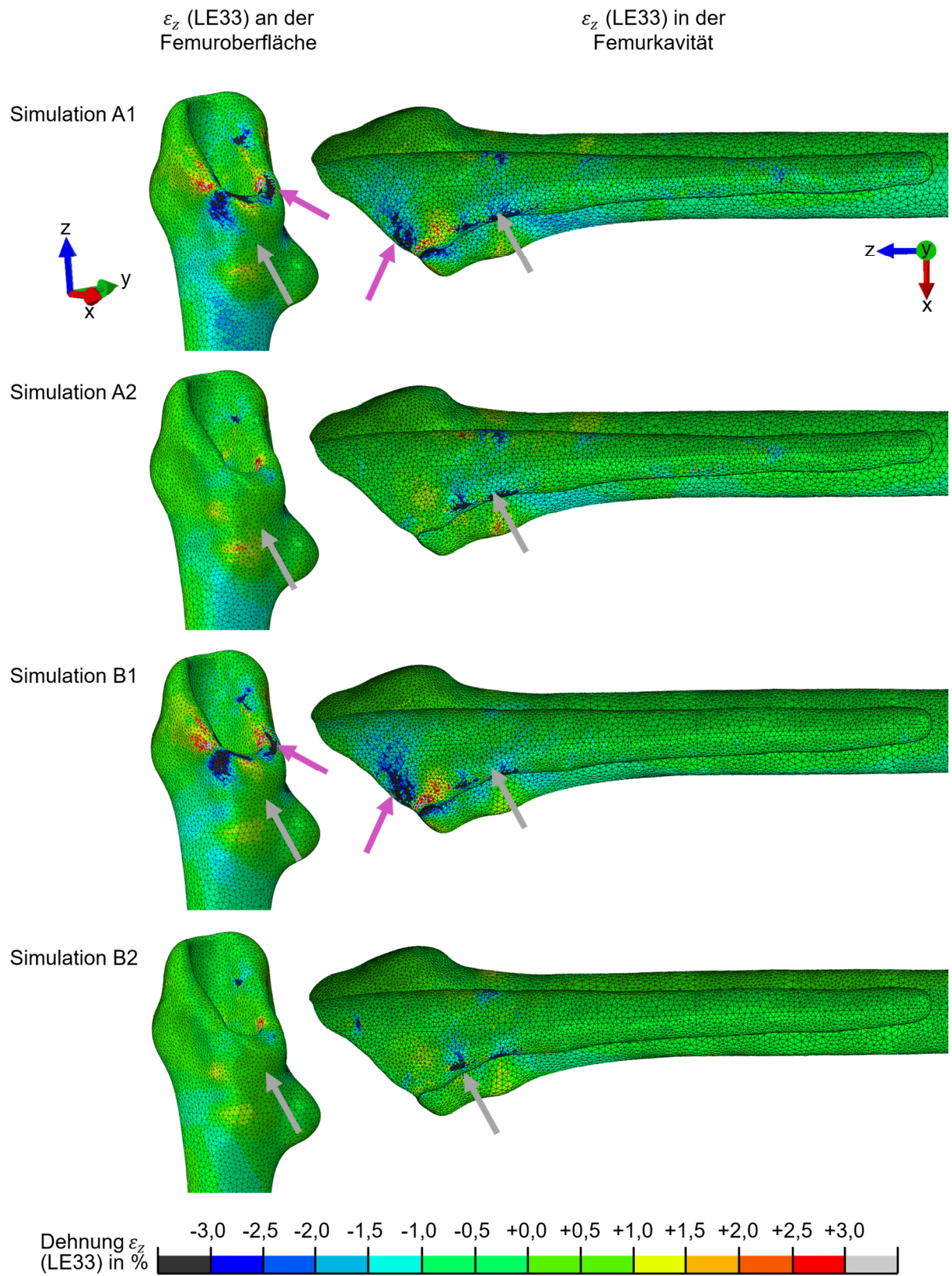


Abbildung 4.28: **Abaqus:** Dehnungen in z-Richtung (axial) ($t = 160,5\text{ s}$) der vier Simulationen proximal (**links**) und ventrale Femurhälfte im Schnitt (**rechts**).

5 Diskussion

5.1 Analyse des Simulationsaufbaus

Da sich die Implantatgeometrien (Imp-mK A und B, Imp-oK A und B) unterschieden, führt eine Abaqus-interne initiale Auflösung von Überschneidungen (Methoden (1), (2) und (3)) zu variierenden Anpassungen der Femurkavitäten (Sekundäroberfläche) und zu einer unterschiedlich starken Netzverzerrung [176]. Zudem kann die Auflösung von Überschneidungen zu unerwünschten Spannungen und Dehnungen im Knochenmodell führen. Um die Simulation unabhängig von diesen Abaqus-internen Oberflächenveränderungen und den daraus induzierten Beanspruchungen aufzubauen und dennoch initiale Überschneidungen zu verhindern, wurde im Rahmen dieser Arbeit die Femurkavität vor der Vernetzung in Meshmixer angepasst. Diese Methodik wird daher für den Aufbau weiterer Simulationen empfohlen. Wenn in weiterführenden Arbeiten große initiale Überschneidungen aufgelöst werden sollen, ohne die Femurgeometrie vor der Vernetzung anzupassen, sollte dies in einem vorangestellten statischen Schritt unter reibungsfreien Umständen (1) oder dehnungsfrei (3) durchgeführt werden. Die Auflösung der Interferenzen während des Analyseschritts (2) sollte vermieden werden, da die Belastung nicht aufgelöster Überschneidungen zu einem nicht-physikalischem Verhalten sowie zur Beeinflussung der Überschneidungsauflösung führen kann [175].

Durch Abaqus-unabhängige Anpassung der Geometrien waren die Oberflächen im Initialschritt nicht mehr in Kontakt (Kapitel 4.2.1), weshalb der Kontakt durch Anpassung des Dämpfungskoeffizienten stabilisiert wurde. Die Kontaktstabilisierung verhinderte die Starrkörperbewegung bevor die Bewegung durch Kontakt der Oberflächen und durch Reibung verhindert wurde [168]. Kontakt-Vorversuche zeigten, dass der Stabilisierungsparameter $\frac{ALLSD}{ALLSE}$ proportional zu einem steigenden Dämpfungsfaktor steigt (Abbildung 4.4). Als Resultat aus diesen Kontakt-Vorversuchen (Abbildung 4.4) wurde der Dämpfungsfaktor zur Kontaktstabilisierung auf 0,001 reduziert. Damit war die abgeleitete Stabilisierungsenergie ALLSD nahe null und damit wesentlich kleiner als die reale, gesamte Dehnungsenergie ALLSE [108]. Die ausreichend geringe Kontaktstabilisierung zeigte sich darin, dass der für $\frac{ALLSD}{ALLSE}$ empfohlene Grenzwert von 5 % bei allen Simulationen weit unterschritten wurde. Die eingebrachte künstliche Stabilisierung wird daher als gering genug eingeschätzt, um die Oberflächen in Kontakt zu bringen ohne nicht-physikalisches Verhalten hervorzurufen [169, 178].

Während bei der Verwendung von finitem Gleiten sowohl bei surface-to-surface-Kontakt als auch bei General Contact durch die *pressure-overclosure*-Einstellung „hard“ bei Abaqus/Standard per default *penalty* als *constraint enforcement*-Methode [122] verwendet wird, ist bei Abaqus/Explicit bei Kontaktpaaren per default die *kinematic contact enforcement*-Methode und bei General Contact die *penalty contact enforcement*-Methode eingestellt [179]. Für die Einordnung und den Vergleich durchgeführter

Studien sowie vorheriger Arbeiten am Institut für Biomechanik müssen, sofern bekannt, die verwendeten Einstellungen sowie Unterschiede, die sich aus impliziten und expliziten Lösungsverfahren ergeben, berücksichtigt werden.

Das Femur wurde bei der *in vitro*-Untersuchung in -y-Richtung abgelenkt, während das Implantat durch die Zwick-Prüfmaschine entlang einer vorgegebenen Achse verschoben wurde (lila Pfeil in Abbildung 3.2). Um dies zu berücksichtigen und so den realen Implantationsweg abzubilden, wurde statt der Zwick-Verschiebung die Implantatbewegung anhand der Punktverschiebung definiert (Kapitel 4.1, Abbildung 4.1, Abbildung 4.2, Abbildung 4.3). Durch die Auswertung unterschiedlicher Randbedingungen in Vorversuchen hinsichtlich der Gesamtverformung des Femurs U_{max} (Tabelle 3.9, Abbildung 4.4, Abbildung 4.5, Abbildung 4.7) sowie durch die Verschiebungs- und Rotationsbestimmungen in GOM Correlate (Kapitel 4.1, Abbildung 4.1, Abbildung 4.2, Abbildung 4.3) wurden die FHGs der Simulationen A1, A2, B1 und B2 gewählt. Um die eingeschränkte Selbstpositionierung des Implantats in der Kavität zu ermöglichen [36], waren die Rotationen um die x- und y-Achse frei. Hierdurch wurde eine geringere Gesamtverformung des Femurs erreicht.

Die Definition des Implantat-Referenzpunkts an der distalen Implantatspitze, wie von Ovesy et al. (2023) angewandt, eröffnet in weiterführenden Studien die Möglichkeit, ausschließlich die Implantatverschiebung in -z-Richtung einzuschränken und so die Selbstpositionierung des Implantats in der Kavität abhängig von der Knochengeometrie und -dichte zu ermöglichen. Dabei würde jedoch eine exakt axiale Verschiebung angenommen werden, die nicht der Realität entspricht. Die im Rahmen dieser Arbeit definierten Randbedingungen werden deshalb für die Implantatbewegung als realitätsnähere Methode eingeschätzt.

5.2 Berechnete Implantationskraft und Einflussanalyse

Um den Implantatschaft in den Markraum des Knochens zu pressen und so die initiale mechanische Stabilität zu erreichen, muss eine große Kraft entlang der Achse des Femurs auf die Prothese ausgeübt werden [27, 33, 36]. In den FE-Simulationen wurden dabei bis zu vier-mal höhere Werte als *in vitro* ermittelt (Kapitel 4.3). Die *in vitro*-Implantationskraft von $F_{I,exp} = 6588,34 \text{ N}$ lag zwischen den von Elias et al. (2000) gemessenen Kräften von 1900 N bis 9550 N bei der konstanten Implantateinbringung [27]. Im Folgenden werden die evaluierten Einflussfaktoren diskutiert und Ansätze für weiterführende Studien vorgestellt.

5.2.1 Unterschiede zwischen den verwendeten Geometrien

Der proximale Bereich ist bei den Corail-Schäften besonders relevant für die Lastübertragung [40, 73]. Aufgrund dessen war es möglich, die distale Kavität zu verändern (Kapitel 3.1.4 und 3.3.3) und dennoch die proximale Knochenbeanspruchung auswerten zu können [39]. Da bei der Simulation durch die

Anpassung der Kavität keine initialen Überschneidungen vorhanden waren, können initiale Kontaktprobleme sowie initialer Kontaktdruck als Einflussfaktoren auf die Implantationskraft ausgeschlossen werden (Kapitel 4.2.1).

Bezogen auf die Unterschiede zwischen den Oberflächen der verwendeten Geometrien ist zu berücksichtigen, dass für den Vergleich die proximale Hälfte der Femora verwendet wurde und dass sich diese Unterschiede nicht isoliert auf die Kavität beziehen, sondern auf die gesamte Oberfläche. Ein Ziel der Arbeit war es, Femur- und Implantatmodelle zu erstellen, welche die Realität möglichst genau abbilden. Da die Unterschiede zwischen Ausgangsfemur und Femur A bzw. Femur B im Mittel $-0,05$ mm bzw. $-0,16$ mm betragen, über die komplette Oberfläche hinweg ≤ 2 mm sind und sich davon nur $5,4$ % bzw. $13,4$ % um mehr als $0,5$ mm unterscheiden, wird die Abbildung der realen Femurgeometrie als hinreichend genau beurteilt. Damit entspricht auch das durch die vergrößerte Kavität charakterisierte Femur B durch die geringe mittlere Abweichung von $-0,16$ mm (Tabelle 4.2) weiterhin der Anforderung der realitätsnahen Abbildung der Knochengeometrie.

Trotz der marginalen Unterschiede zwischen Femur A und B ($93,6$ % der Oberflächen unterschieden sich um weniger als $\pm 0,5$ mm, Tabelle 4.2) und den Implantaten ($99,6$ % der Imp-mK-Oberflächen und $99,4$ % der Imp-oK-Oberflächen unterscheiden sich um weniger als $\pm 0,5$ mm, Tabelle 4.3) zeigen sich große Unterschiede in den ermittelten Implantationskräften der Simulationen (Tabelle 4.4, Abbildung 4.17). Durch die Geometrieänderungen reduziert sich die Implantationskraft bei den Implantaten mit Kragen um $34,14$ % (von $F_{I,A1} = 26090,64$ N auf $F_{I,B1} = 17182,42$ N) und bei den Implantaten ohne Kragen um $54,98$ % (von $F_{I,A2} = 16624,47$ N auf $F_{I,B2} = 7484,16$ N) (bei $t = 160,5$ s).

Bis $t = 120$ s ist diese Kraftreduktion bei den Imp-mK ($64,23$ %) und den Imp-oK ($64,78$ %) ähnlich. Dass die Kraftreduktion bei den Imp-mK in den folgenden $40,5$ s geringer als bei den Imp-oK ist, wird darauf zurückgeführt, dass sich die mediale Schaftgeometrie an der Kragenunterseite von Imp-mK A und Imp-mK B unterscheidet (Abbildung 4.10). Diese im Verhältnis zur Implantatoberfläche kleine Veränderung hat jedoch einen großen Einfluss auf die Endphase der simulierten Implantation. Damit zeigt sich, dass die geringe Geometrieänderung einen großen und nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf die ermittelte Implantationskraft hat.

Imp-mK A und Imp-oK A sind im distalen lateralen Schaftbereich bis zu $0,593$ mm größer als Imp-mK B und Imp-oK B (Abbildung 4.9). In dem entsprechenden Bereich in der Kavität ist bei den Simulationen A1 und A2 ein höherer Kontaktdruck ($P > 150$ MPa) und eine stärkere radiale Druckdehnung (Stauung) nach lateral ($\varepsilon_x < 0$) erkennbar (orange Pfeile in Abbildung 4.13 und Abbildung 4.26). In diesen beiden Simulationen wird der Kontaktdruck darüber hinaus an mehr Stellen und großflächiger vom Implantat auf die Femurkavität übertragen (Abbildung 4.12). Die Beobachtung, dass bei einem höherem Kontaktdruck P in der Kavität eine höhere Implantationskraft notwendig ist und auf einen stärkeren Press-Fit hindeutet, wird durch die Ausführungen in Kapitel 2.2 (insb. Gl. (2.15), (2.16)) gestützt. Ein direkter Zusammenhang zwischen der Gesamtverformung des Femurs (Abbildung 4.19) und F_I (Tabelle 4.4, Abbildung 4.17) konnte nicht nachgewiesen werden. Der Kontaktdruck wird in Kapitel 5.2.3 genauer betrachtet. Die Kraft zum Frakturzeitpunkt ist bei den Implantaten mit Kragen höher als bei jenen ohne Kragen ($F_{I,A1} = 1,57 \cdot F_{I,A2}$, $F_{I,B1} = 2,30 \cdot F_{I,B2}$). Wie in dem Kraft-Zeit-Diagramm (Abbildung 4.17)

ersichtlich, treten zwischen $F_{I,A1}$ und $F_{I,A2}$ erst ab $t = 130$ s und zwischen $F_{I,B1}$ und $F_{I,B2}$ ab $t = 124$ s Unterschiede von über 10 % auf. Hieraus resultieren drei wesentliche Schlussfolgerungen:

- (1) Die Schäfte von Imp-mK A und Imp-oK A sowie von Imp-mK B und Imp-oK B sind so ähnlich, dass vor dem Kalkar-Kragen-Kontakt keine nennenswerten Unterschiede in den Kraftverläufen bestehen (Abbildung 4.16). Dies bestätigt die in Polyworks identifizierten geringen Unterschiede zwischen den Geometrien (Tabelle 4.3).
- (2) Ab $t = 124$ s sind bei den Simulationen A1 und B1 der Kragen und der Kalkar in Kontakt (Abbildung 4.16). Daraus wird ersichtlich, dass die Kräfte in den Simulationen mit Implantaten mit Kragen erst dann ansteigen, wenn der Implantatkragen das Femur berührt. Da in den Simulationen keine Versagenskriterien definiert wurden, wird auch die *in vitro* visuell ermittelbare Fissur bei $t = 159,4$ s *in silico* nicht abgebildet. Der genaue Zeitpunkt der Rissentstehung kann aufgrund der geringen GOM-Abtastrate von 15 Hz nicht ermittelt werden. Es ist wahrscheinlich, dass bereits zu einem früheren Zeitpunkt visuell nicht erkennbare Mikrofrakturen im kortikalen oder trabekulären Knochen auftraten (Kapitel 2.2.2). In einer mikroskopischen Untersuchung mit High-Speed-Röntgenaufnahmen (5 Mio. Hz) wird für einen axialen Riss eine Rissausbreitungsgeschwindigkeit von bis zu $300 \frac{m}{s}$ ermittelt [88].
- (3) $F_{I,A1} > F_{I,A2}$ und $F_{I,B1} > F_{I,B2}$ vor dem Kalkar-Kragen-Kontakt (bei $t = 124$) zeigen, dass bei gleicher Femurgeometrie (Femur A bzw. Femur B) schon eine geringe Veränderung des Schafts (0,6 % mehr als $\pm 0,5$ mm verändert, Tabelle 4.3) einen starken Einfluss auf die Implantationskraft hat. In dem genannten Zeitraum kann dieser Unterschied nicht auf den Kragen zurückgeführt werden, da dieser das Femur weder medial noch anterior oder posterior berührt, wie in Abbildung 4.16 ersichtlich.

Der mediale Kalkarkragen verhindert, dass das Implantat zu tief in die Kavität eingebracht wird (Kapitel 2.2.3) [29, 43, 44]. Da die Bewegung des Implantats in den Simulationen vorgegeben war, konnte dieser Vorteil von Imp-mK nicht evaluiert werden. Die Auswertung der Simulationen zeigt jedoch, dass sich das Femur bei A1 und B1 stärker verformt als bei A2 und B2 (Abbildung 4.19). Dies wird darauf zurückgeführt, dass sich das Femur infolge der Belastung am Kalkar durch den Kragen stärker verbiegt. Ein wesentlicher Vorteil des Kragens ist zudem die gleichmäßige Lastübertragung auf den Kalkar sofern ein homogener Kalkar-Kragen-Kontakt besteht [45]. Die in den Simulationen beobachtete inhomogene Lastübertragung auf den Kalkar (Abbildung 4.16) und damit die inhomogene axiale Femurbeanspruchung bildet ein wesentliches Problem von Kragenprothesen *in situ* und *in vitro* ab [45].

5.2.2 Parameterveränderung

Da der auf der z-Achse versetzte Imp-RP (0 | 0 | 10) die Implantationskraft F_I kaum beeinflusst (Tabelle 4.1, Abbildung 4.6), konnten die Erkenntnisse aus den Vorversuchen (Abbildung 4.4, Abbildung 4.5, Tabelle 4.1) für die Wahl der Parameter verwendet werden. Das Erlauben einer Interferenz der Kontaktflächen um bis zu 0,3 mm zur Nachbildung einer Press-Fit-Situation führt zu einer unveränderten Gesamtverformung des Femurs sowie zu einer geringen Kraftreduktion um 7,68 N ($3,6628 \cdot 10^{-4}$ %)

(Abbildung 4.5). Aufgrund des geringen Einflusses auf F_I und da die Belastung nicht aufgelöster Überschneidungen im Modell zu einem nicht-physikalischem Verhalten führen kann [175], erscheinen *Interference fits* nach derzeitigem Kenntnisstand nicht geeignet für die Implantationssimulation press-fit-verankerter Implantate.

Die Veränderung des Dämpfungsfaktors hatte in Vorversuchen keinen nennenswerten Einfluss auf F_I (Abbildung 4.4). Ein höherer Reibungskoeffizient μ führte hingegen zu einer höheren Implantationskraft F_I (Abbildung 4.4, Tabelle 4.1) sowie zu einer stärkeren Gesamtverformung des Femurs (Abbildung 4.4). Die Ergebnisse passen damit zur Literatur, sodass das Beibehalten des Reibungskoeffizienten von $\mu = 0,1$ bis $\mu = 0,3$ empfohlen wird [35, 156]. Insgesamt hat die Veränderung der Geometrien einen wesentlich stärkeren Einfluss auf F_I als veränderte Reibungskoeffizienten.

5.2.3 Kontaktdruck

Das Knochenmodell dieser Arbeit wurde, wie in vergleichbaren Studien [36, 39, 42, 148] aus einer CT-Aufnahme mithilfe von Bildsegmentierungstechniken extrahiert. Durch die elementbasierte Zuweisung der Dichte und des E-Moduls wurde dabei die Inhomogenität des Knochens berücksichtigt. Die hohe Genauigkeit des Femurmodells wurde durch die hohe CT-Qualität (Voxelkantenlänge: 0,35 mm) (Kapitel 3.1.2) sowie die geringe Nachbearbeitung der Oberflächen erreicht (Kapitel 4.3). Für eine realitätsnahe Abbildung der Femuroberfläche, der Kavität und der Knochenverdichtung infolge des Raspelns [40] wurde für die Simulationen dieser Arbeit die Knochengeometrie nach dem Raspeln segmentiert (Kapitel 3.1.2). Die Kavitäten waren dadurch, im Gegensatz zu ähnlichen Studien [36, 39, 148], nicht genau auf das Implantat abgestimmt, was über den gesamten Simulationszeitraum hinweg zu einer inhomogenen Knochen-Implantat-Kontaktfläche führte (Abbildung 4.12). Infolge dieser geringeren und ungleichmäßigen Kontaktfläche A wird die Implantationskraft vom Schaft ungleichmäßig auf den Knochen übertragen, wodurch der Kontaktdruck P (2.16) und damit die Knochenbeanspruchung lokal stark zunimmt. Heyland et al. (2019) bestätigen die proximale, jedoch inhomogene Lastübertragung bei Corail-Implantaten [40]. Bei einer größeren Knochen-Implantat-Kontaktfläche wird die Implantationskraft gleichmäßiger von der Schaftoberfläche auf den Knochen verteilt, wodurch das Frakturrisiko reduziert wird. Dass die Kontaktfläche von den Schaftrillen abhängt, wie Heyland et al (2019) für Corail-Implantate feststellen [40], konnte in der vorliegenden Arbeit aufgrund der Glättung der Implantatoberflächen nicht überprüft werden. Der nichtlineare Kraftverlauf (Abbildung 4.17) sowohl *in vitro* als auch *in silico* ist durch die größer werdende Kontaktfläche während der Implantation begründet [36, 180]. Da die Beanspruchungsverteilung einen relevanten Faktor für die Frakturentstehung darstellt, war es sinnvoll, dass dieser Faktor in der vorliegenden Arbeit berücksichtigt wurde.

5.3 Einfluss auf die Dehnungen

Die Geometrieänderungen beeinflussten die Höhe und Verteilung auftretender Dehnungen, welche wichtige Parameter zur Beurteilung der Verformung des Femurs sind [49]. Die *in vitro*- und *in silico*-Dehnungen werden mit den experimentellen Studien von Elias et al. (2000) und Jasty et al. (1993) verglichen [27, 29]. In der experimentellen Untersuchung dieser Arbeit wurde das Implantat durch die Zwick-Prüfmaschine so lange in -z-Richtung verfahren, bis eine Fraktur auftrat. Elias et al. und Jasty et al. hingegen beenden die Messung, sobald das Implantat vollständig in die Kavität eingebracht ist. Jasty et al. betrachten dabei die größten Dehnungen in axialer und tangentialer Richtung [29]. Elias et al. ermitteln die größten Hauptdehnungen entlang der Ringachse (Zug- und Druckdehnungen), wobei für die nachfolgenden Vergleiche die Werte der ersten Schaftimplantation betrachtet werden [27].

Durch die Oberflächensegmentierung und -glättung wurden Ungenauigkeiten in das Modell eingebracht. Die Dehnungswerte sind zudem empfindlich gegenüber der genauen Messposition [40]. Um beides zu berücksichtigen, wurde die Dehnungsauswertung in Abaqus nicht anhand der Abstandsänderung von Punktpaaren [39] oder anhand der Punktverschiebungen [35] durchgeführt, sondern anhand der Elementverschiebungen. Die Dehnungen wurden dabei für das Elementset an den Integrationspunkten ermittelt, da dies genauere Ergebnisse als die Knotenwerte liefert (Knotenwerte werden extrapoliert) [174]. Zudem wurden die gegenüber der genauen Messposition empfindlichen Dehnungswerte gemittelt [40].

5.3.1 Mediale Oberflächendehnungen in axialer Richtung

Die in GOM Correlate ermittelten negativen Dehnungen ($\varepsilon_z < 0$, Stauchung) in axiale Richtung (Abbildung 4.23, Abbildung 4.24, Abbildung 4.25) sind die Folge der in Abbildung 2.8 ersichtlichen axialen Druckspannung auf der medialen Femurseite. Die experimentell beobachtete axiale Stauchung entspricht damit der erwarteten Wirkung einer HTEP-Implantation auf das proximale Femur [4, 29]. Jasty et al. (1993) ermitteln während der Implantation ebenfalls proximale axiale Stauchungen auf medialer Seite in Kalkarnähe von rund -0,0300 % bei Precise-Fit-Implantationen und rund -0,0200 % bei Press-Fit-Implantationen [29]. Im Vergleich dazu sind die Dehnungen während der *in vitro*-Implantation des Implantats mit Kragen in der Teilfläche von $\varepsilon_z = -0,5706\%$ (vollständige Implantation bei $t = 152\text{ s}$) mehr als 19-mal und von $\varepsilon_z = -1,4394\%$ (Frakturzeitpunkt $t = 160,5\text{ s}$) mehr als 48-mal so hoch. Bei Jastys Press-Fit-Implantationen ist zudem die Stauchung ungefähr auf Höhe des Trochanter minor mit rund -0,100 % am stärksten. Dies ist der Bereich, in dem in der vorliegenden Arbeit die höchsten axialen Zugdehnungen von 0 % (*in vitro*) bis zu 2 % (*in silico*) zeigen. Die unterschiedlichen Messmethoden und -genauigkeiten (Dehnungsmessstreifen bei Jasty et al., DIC bei der *in vitro*-Untersuchung dieser Arbeit), Auswertungsmethoden und Einbringungsarten (Einschlagen des Implantats bei Jasty et al., konstante Einbringung in dieser Arbeit) können zu diesen Unterschieden in der Höhe und der Verteilung der *in vitro* ermittelten ε_z -Werte beitragen. Insbesondere ist dabei zu beachten, dass DMS, im Gegensatz zu DIC-Verfahren, die Verformungen punktuell und nicht über eine Fläche hinweg ermitteln [34]. Zudem ist der Einfluss der auf dem Knochen angebrachten DMS auf die Verformung des Femurs nicht bekannt.

Wie von Demey (2011) beschrieben [45], treten *in vitro* und *in silico* axiale Stauchungen ($\varepsilon_z < 0$) in Folge des Kalkar-Kragen-Kontakts auf. *In vitro* zeigt sich die höchste axiale Stauchung in Kalkarnähe (Abbildung 4.23, Abbildung 4.25). Auch weiter distal, auf Höhe des Trochanters minor, treten *in vitro* Stauchungen auf (Abbildung 4.23, Abbildung 4.24). Im medialen Bereich ist *in silico* hingegen ausschließlich proximal an der Kalkar-Kragen-Kontaktfläche und in der kalkarnahen Teilfläche eine axiale Stauchung $\varepsilon_z < 0$ vorhanden (Simulationen A1 und B1; Abbildung 4.23, Abbildung 4.25). Weshalb in den Simulationen im Gegensatz zu der *in vitro*-Situation auf Höhe des Trochanters minor keine Stauchungen auftreten, konnte nicht abschließend geklärt werden.

Die medialen axialen Dehnungen (ε_z) unterscheiden sich zwischen den Implantaten mit Kragen (Simulationen A1 und B1) und den Implantaten ohne Kragen (Simulationen A2 und B2) (Abbildung 4.24, Abbildung 4.25) stärker als die medialen Dehnungen entlang der Ringachse (tangentialen Dehnungen ε_y) (Abbildung 4.21, Abbildung 4.22). Dies zeigt, dass ε_z stärker von dem Kalkar-Kragen-Kontakt beeinflusst wird als ε_y . Die Vergrößerung der Kavität beeinflusst die Dehnungsverläufe (Abbildung 4.21, Abbildung 4.22, Abbildung 4.24, Abbildung 4.25). Da dies jedoch je nach betrachteter Fläche (Gesamt- oder Teilfläche) und je nach Implantatdesign (mit oder ohne Kragen) stark unterschiedlich ist, kann im Rahmen dieser Arbeit kein direkter Zusammenhang zwischen der distalen lateralen Kavitätvergrößerung und auftretenden Dehnungen hergestellt werden.

5.3.2 Mediale Oberflächendehnungen entlang der Ringachse

Die medialen tangentialen Dehnungen ε_y auf der Femuroberfläche waren sowohl *in vitro* als auch *in silico* größtenteils < 0 . Die Simulationen bildeten dabei die *in vitro*-Dehnungsverteilung und -höhe in der Gesamtfläche bis ca. $t = 152$ s näherungsweise nach (Abbildung 4.20, Abbildung 4.21). Bei Simulation A1 reduzierte sich ab $t = 140$ s die Stauchung in der Gesamtfläche um 54,08 % von $\varepsilon_y = -0,1261$ % auf $\varepsilon_y = -0,0579$ % bei $t = 160,5$ s (Abbildung 4.21). Im Gegensatz zu der experimentellen Messung trat jedoch in keiner der Simulationen eine Zugringdehnung in der Teilfläche (ab $t = 154$ s) auf (Abbildung 4.22). Es wird angenommen, dass ein Grund hierfür die *in vitro* vorhandene Verdichtung der Spongiosa während der Implantateinbringung im Vergleich zum Raspeln ist [42], welche *in silico* nicht implementiert wurde [181]. Es wird zudem vermutet, dass infolge der Ablenkung des Femurs in -y-Richtung während der *in vitro*-Untersuchung (lila Pfeil in Abbildung 3.2) eine nicht-axiale Kraft auf das Femur wirkt, welche die Beanspruchung beeinflusst [84].

Elias et al. (2000) konstatieren, dass das Implantat den proximalen medialen Knochen in der Kavität erst berührt, wenn die Implantation nahezu beendet ist [27]. Dieser initial fehlende mediale Kontakt führt demnach dazu, dass sich erst kurz vor der vollständigen Implantation die medial entlang der Ringachse auftretenden Druckdehnungen zu Zugdehnungen verändern [27], wie es in der *in vitro*-Untersuchung beobachtet wird (Abbildung 4.20, Abbildung 4.22). Zu dieser Beobachtung passt, dass nach Herstellerangaben die Stufengeometrie des Corail-Schafts dafür sorgt, dass Ringspannungen in Druckbelastungen umgewandelt werden [81].

Jasty et al. (1993) ermitteln bei der precise-fit-Implantation ebenfalls mediale Druckringdehnungen, wohingegen bei einer Press-Fit-Implantation das proximale Femur mediale Zugringdehnungen erfährt (Tabelle 5.1) [29]. Dies deutet darauf hin, dass das Raspel-Implantat-Verhältnis nicht nur einen Einfluss auf die Höhe der auftretenden Dehnungen hat (Kapitel 2.2.1), sondern auch auf das Vorzeichen. Basierend darauf wird die Hypothese aufgestellt, dass sowohl *in vitro* als auch *in silico* nicht an der gesamten Kontaktfläche Press-Fit-Bedingungen erreicht wurden (inhomogene Kontaktfläche in Abbildung 4.12 und wenig Kontaktdruck in Abbildung 4.13) und deshalb mediale Stauchungen entlang der Ringachse auftreten. Basierend auf Abbildung 4.12 und Abbildung 4.13 wird daher angenommen, dass *in silico* hauptsächlich precise-fit-Bedingungen vorliegen.

Dass bei 18 von 22 Press-Fit-Implantationen an der medialen Knochenoberfläche entlang der Ringachse hauptsächlich negative Dehnungen gemessen werden, führen Elias et al. (2000) auf eine Biegebeanspruchung und auf mediale Zugringdehnungen in der Kavität zurück [27]. Die Biegebeanspruchung des Femurs resultiert daraus, dass bei der Implantation einer doppel-keilförmigen Femurkomponente wie dem Corail-Schaft der Knochen besonders in der anterior-posterioren (AP) Richtung geweitet wird (Abbildung 5.1) [27]. Diese AP-Weitung wurde in den Simulationen durch die radialen Druckdehnungen ($\varepsilon_y < 0$) in der Femurkavität in die anteriore und posteriore Richtung und an der Knochenoberfläche sichtbar (blaue Pfeile in Abbildung 4.27).

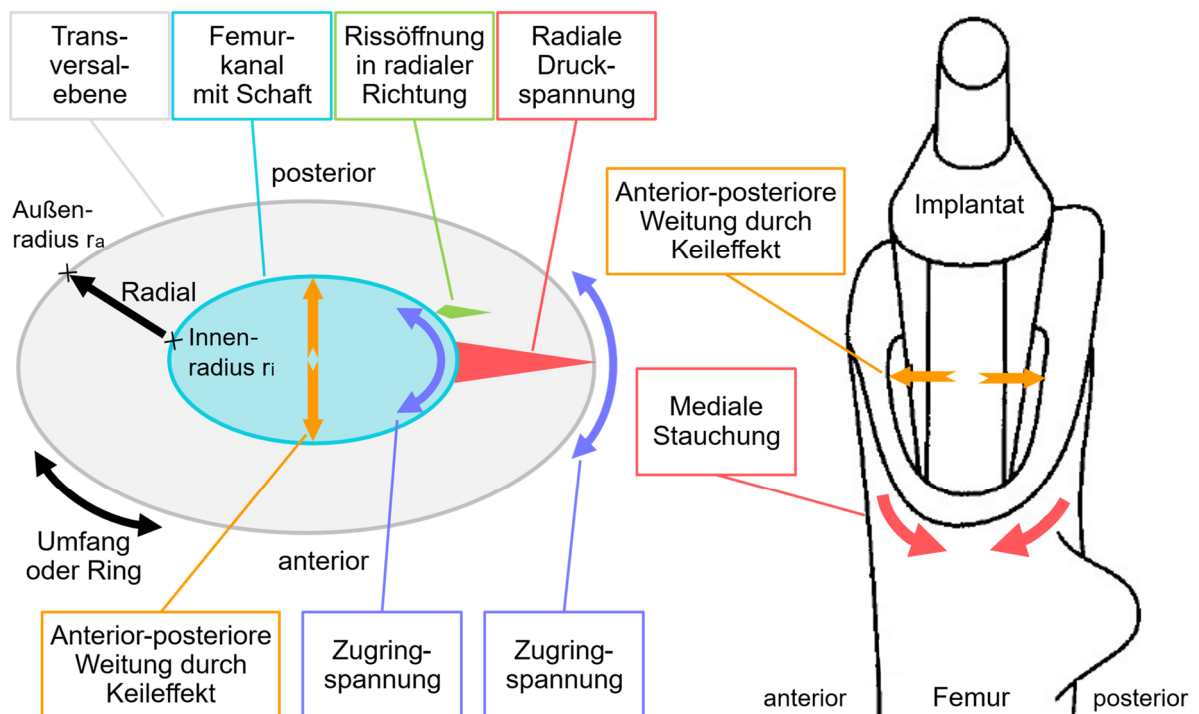


Abbildung 5.1: Schematische Darstellungen der Transversalebene (**links**) und des proximalen Femurs mit Implantat (**rechts**) mit der Belastung und Beanspruchung des Femurs bei Implantation eines doppel-keilförmigen Schafts (eigene Darstellung basierend auf Abbildung 2.8 und [28]).

Die auftretenden Dehnungen unterscheiden sich in Elias' Studie nicht signifikant zwischen Implantaten, die mit einer konstanten Rate eingedrückt werden, und Implantaten, die durch Hammerschläge sukzessive eingebracht werden [27]. Elias et al. (2000) ermitteln dabei experimentell ebenfalls Stauchungen am medialen Kortex entlang der Ringachse ($\varepsilon_y < 0$) bei 18 von 22 Femora. Die *in vitro*-Ringdehnung in der kalkarnahen Teilfläche zum Zeitpunkt der vollständigen Implantateinbringung ($t = 152\text{ s}$) liegt zwischen den in den Vergleichsstudien ermittelten Druckdehnungen (Tabelle 5.1). Die *in silico*-Stauchungen sind dagegen rund dreimal so stark wie die stärksten Stauchungen in den Vergleichsstudien und bis zu 18-mal stärker als die *in vitro*-Stauchungen. Dies zeigt, dass die Simulationen zum Zeitpunkt der vollständigen Implantation die experimentell auftretenden negativen Dehnungen (Stauchungen) abbilden, jedoch die Stärke der Stauchungen überschätzen.

Tabelle 5.1: Vergleich der medialen Oberflächendehnungen ε_y (LE22, in %) entlang der Ringachse in der Teilfläche (vgl. Abbildung 4.22) mit experimentellen Studien. ^a Medial bis anterior. ^b Precise-fit: Raspel und Implantat in gleicher Größe.

		Vollständige Implantation ($t = 152\text{ s}$)	Frakturzeitpunkt ($t = 160,5\text{ s}$)
Konstante Implantat- einbringung	<i>in vitro</i> -Untersuchung	-0,0221	+0,6901
	Simulation A1	-0,3616	-0,3700
	Simulation A2	-0,3280	-0,3590
	Simulation B1	-0,3947	-0,4431
	Simulation B2	-0,2894	-0,3258
	Elias et al. (2000) [27]	Hauptdehnungskomponente:	
		• Druckdehnung in 7 von 8 Femora: -0,1143 bis -0,0116	
		• Zugdehnung in 1 von 8 Femora: +0,1422	
Einschlagen des Implantats	Elias et al. (2000) [27]	Hauptdehnungskomponente:	
		• Druckdehnung in 11 von 14 Femora: -0,0885 bis -0,0252	
		• Zugdehnung in 3 von 14 Femora: +0,1008 bis +0,2667	
	Jasty et al. (1993) [29]	• Druckdehnung bei Precise-fit ^{a,b} : -0,1100 bis -0,0400	
		• Zugdehnung bei Press-fit ^a : +0,0700 bis +0,2400	

Die von Jasty et al. (1993) gemessenen medialen Zugringdehnungen bei der Press-Fit-Implantationen sind, im Gegensatz zu den experimentellen Untersuchungen, nicht in Kalkarnähe, sondern unterhalb des Trochanters minor maximal [29]. Bei Jastys Precise-Fit-Implantationen sind die medialen Stauchungen entlang der Ringachse in Kalkarnähe am höchsten und nehmen nach distal ab [29]. Dies stimmt mit den Ergebnissen der Simulationen überein (Abbildung 4.27). Die Verteilung der axialen Stauchungen *in vitro* entspricht jener der Precise-Fit-Implantationen (von proximal nach distal abnehmend) [29].

Bei einer der sieben Press-Fit-Implantationen in Jastys Studie sowie bei einem der 22 Femora von Elias' Studie entsteht eine Fraktur (Tabelle 5.1). Bei letzterem wurde eine mediale Zugringdehnung von $\varepsilon_y = 0,1008\%$ gemessen [27]. Mediale Frakturen werden, wie in Kapitel 2.2.1 erläutert, auf diese medialen Zugringdehnungen ($\varepsilon_y > 0$) zurückgeführt. Dieser Zusammenhang zeigt sich nicht nur bei Elias et al. [27], sondern auch in den positiven *in vitro*-Dehnungen der vorliegenden Arbeit in der Teilfläche wenige Sekunden vor der medialen Fraktur (Abbildung 4.20, Abbildung 4.22). Die *in vitro* ermittelte tangentielle Zugdehnung $\varepsilon_{y,exp} = 0,6901\%$ (Tabelle 5.1) ist ähnlich zu der in der Literatur angegebenen Bruchdehnung von $\varepsilon_y = 0,7\%$ (Tabelle 2.3). Dass die Fraktur axial nach distal propagierte [29], einen geraden Verlauf aufwies [85, 182] und das Femur spaltete (Abbildung 3.2b) [27], weist auf Zugringdehnungen als Frakturursache hin.

5.3.3 Dehnungen entlang der Ringachse und in radialer Richtung in der Kavität und an der Femuroberfläche

Durch diese Form der Corail-Implantate wird die Last auf den metaphysären Bereich des proximalen Femurs übertragen [81] [73]. In den Simulationen zeigte sich dies in den proximalen radialen Druckdehnungen in anteriorer und posteriorer Richtung (ε_y) (Abbildung 4.27) und in medialer und lateraler Richtung (ε_x) (Abbildung 4.26). Die radialen Druckdehnungen waren in der Kavität höher als an der Femuroberfläche. Diese Beobachtung wird durch die Ausführungen in Kapitel 2.2.1 gestützt (Gleichung (2.20), Abbildung 5.1). Die anterioren und posterioren Ringdehnungen entsprachen ε_x , die medialen und lateralen ε_y . Erstere waren sowohl in der Femurkavität als auch an der proximalen Knochenoberfläche $\geq 1\%$ (rote Pfeile in Abbildung 4.26). Die medialen Ringdehnungen traten hingegen nur in der Femurkavität mit $> 0\%$ auf, nicht jedoch an der Knochenoberfläche (graue Pfeile in Abbildung 4.27). Da die Fraktur *in vitro* bei Verwendung eines Implantats mit Kragen medial auftrat, werden die radialen Druckdehnungen ε_x und die Ringdehnungen ε_y in der medialen Femurkavität in Übereinstimmung mit Elias et al. (2000) und Brown et al. (2002) als frakturursächlich angenommen (Abbildung 5.1, graue Pfeile in Abbildung 4.26 und Abbildung 4.27) [27, 28]. Wie in den Simulationen dieser Arbeit ermitteln Marter et al. (2020) während der impliziten Implantationssimulation einer Aluminiumform in einen zylindrischen analogen Knochen (Polyurethan-Schaum, Dichte 320 kg/m^3 , Sawbone, Malmö, Schweden) ebenfalls höhere Dehnungen an der Kavitätsoberfläche als an der Femuroberfläche [181].

5.4 Limitationen und Ausblick

Die durchgeführte Arbeit weist Limitationen auf, bietet jedoch auch eine Grundlage für weiterführende Untersuchungen. Die Untersuchung wurde an einem einzigen Femur (Dorr Typ C) mit einem (*in vitro*) bzw. mit zwei (*in silico*) spezifischen Implantatdesigns durchgeführt. Der Reibungskoeffizient von $\mu = 0,1$ war niedriger als in vergleichbaren Studien, beispielsweise jener von Bätz (2020) ($\mu = 0,3$) [42], lag jedoch in dem für *in silico*-Studien verwendeten Bereich von $\mu = 0,1$ bis $\mu = 0,5$ [39, 156]. Die Femurkavität wurde bei beiden Femora distal verlängert und vergrößert, um Kontaktprobleme zu vermeiden.

Es wurde ein linear-elastisches Femurmodell mit isotropen Eigenschaften verwendet. Mit der Einstellung anisotroper Eigenschaften können zukünftig richtungsabhängige Beanspruchungsunterschiede realitätsnäher abgebildet werden (Kapitel 2.2.2, Tabelle 2.3) [26, 36]. Das in der Realität vorhandene zeitabhängige elasto-plastische Verhalten des Knochens (Kapitel 2.2.2, Abbildung 2.11) wurde in dieser Arbeit, wie in ähnlichen Studien [40-42], nicht berücksichtigt. Diese Vorgehensweise ist gerechtfertigt, da durch die langsame *in vitro*-Belastung von $0,1 \frac{mm}{s}$ die Zeitabhängigkeit vernachlässigt wird [116, 117]. Diese quasistatische Annahme vernachlässigt jedoch die für das Knochenverhalten relevante Dehnrate. Wird die Dehnrate zukünftig berücksichtigt, wird bei ansteigender Dehnrate das Knochenversagen bei einer geringeren Dehnung erwartet (Abbildung 2.11) [118, 183].

Neben der Definition des elasto-plastischen Verhaltens ist ein Ansatz für weiterführende Studien, die Simulation der während der Implantation entstehenden Knochenschäden mittels beanspruchungsabhängiger Elementlöschung. Es ist zu beachten, dass diese Löschung stark verzerrter Elemente die in der Realität auftretende Knochenverdichtung in der Kavität nicht reflektiert [36], jedoch zur Annäherung der *in silico*- an die *in vitro*-Implantationskraft beitragen kann.

Da im Rahmen dieser Arbeit keine Versagenskriterien definiert wurden, kann nicht überprüft werden, ob die Fraktur *in silico* zu dem gleichen Zeitpunkt und an der gleichen Stelle entstehen würde wie *in vitro*. Es wird zudem angenommen, dass sich durch definierte Versagenskriterien die *in silico*-Implantationskraft, insbesondere ab dem Zeitpunkt des Kalkar-Kragen-Kontakts, reduziert und so die *in vitro*-Situation besser abgebildet wird. In weiterführenden Untersuchungen sollten daher Versagenskriterien definiert werden, um die Entstehung von Mikrofrakturen, Fissuren und makroskopischen Frakturen in Abhängigkeit auftretender Belastungen und Beanspruchungen genauer zu untersuchen (Kapitel 2.2.2). Aufgrund der hohen Ausbreitungsgeschwindigkeit von Frakturen ist die quasistatische Annahme für Verschiebungsraten $< 1 \frac{m}{s}$ geeignet ist, nicht mehr anwendbar [88].

Des Weiteren wird angenommen, dass das Femur während des *in vitro*-Versuchs und während der CT-Aufnahme, die dem FE-Knochenmodell zugrunde liegt, unterschiedliche Feuchtigkeitsgehalte aufweist. Ob die unterschiedlich starken Dehnungen *in vitro* und *in silico* durch die veränderten Knocheneigenschaften infolge unterschiedlicher Feuchtigkeitsgehalte [66, 91] beeinflusst werden, wurde in dieser Arbeit nicht betrachtet.

Ausgehend von den hier vorgestellten Ergebnissen wird für die Validierung der Implantationssimulationen über die *in vitro*-Implantationskraft (bei gleichbleibender Netzdichte) empfohlen, den Einfluss der

Modellgeometrien zu berücksichtigen. Um die Aussagekraft und Vergleichbarkeit weiterführender Studien zu erhöhen, kann dafür ein standardisiertes Vorgehen der Nachbearbeitung der Geometrien eingeführt werden. Neben diesen genauen Glättungsvorgaben sollten zukünftig in unterschiedlichen Arbeiten, sofern möglich, dieselben Implantatmodelle verwandt werden, um durch Glättungs- und Netzverfeinerungsalgorithmen eingebrachte Diskrepanzen in den Geometrien zu vermeiden. So kann der Einfluss desselben Implantats auf unterschiedliche Knochengeometrien evaluiert werden. Um den Einfluss der Netzgrößen auf die Implantationskraft sowie auf die Dehnungen abzuschätzen, ist in weiterführenden Arbeiten die Durchführung von Netzkonvergenzanalysen notwendig.

Bei dem klassischen isotropen Coulombschen Reibungsmodell (Gl. (2.18), Abbildung 2.7) ohne Scherspannungslimit τ_{max} können bei höherem Kontaktdruck proportional dazu höhere äquivalente Scherspannungen aufgelöst werden, bevor Gleiten auftritt. Da dies bei hohen Kontaktdruckspannungen σ nicht valide ist, erlaubt Abaqus die Festlegung eines Grenzwerts τ_{max} . Wie in Abbildung 5.2 dargestellt, wird bei Überschreitung des Grenzwerts $\tau_{max} = \tau_{crit}$ das Gleiten trotz eines hohen Kontaktdrucks forciert [82, 184]. Da der Kontaktdruck (Abbildung 4.13) und die Implantationskraft (Abbildung 4.17) in den Simulationen mit kleinerer Kavität (A1 und A2) höher sind als in den Simulationen B1 und B2, kann in zukünftigen Simulationen untersucht werden, ob durch Veränderung dieses Grenzwerts eine realitätsnähere Abbildung hinsichtlich der Implantationskraft und der Gesamtverformung des Femurs erreicht werden kann ohne die Femurgeometrie zu verändern.

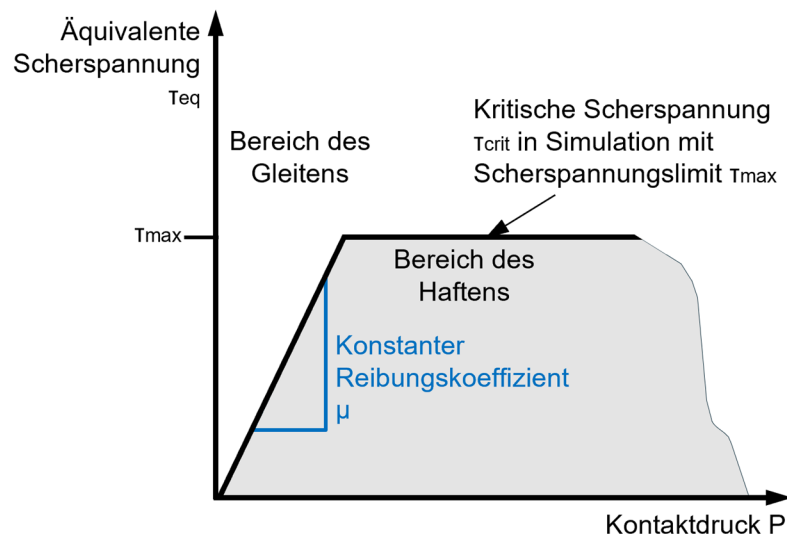


Abbildung 5.2: Isotropes Reibungsmodell mit der maximalen, kritischen Scherspannung $\tau_{max} = \tau_{crit}$ (Eigene Darstellung in Anlehnung an [82, 184]).

Wie Greenhill et al. (2017) zeigen, führen erhöhte Rotationsdynamiken (Abbildung 4.3) sowie nicht-axiale Kräfte, wie sie in der *in vitro*-Untersuchung vermutet werden, zu einer ungleichmäßigeren Beanspruchungsverteilung mit höheren Dehnungen [84]. Nicht-axiale Kräfte könnten nicht nur während der Kanalpräparation ursächlich für intraoperative PPF sein, sondern auch während der Schaftimplantation. Ob nicht-axiale Kräfte während der Implantation, ähnlich wie während des Raspelns, zu einer erhöhten Frakturwahrscheinlichkeit führen [84], kann in weiterführenden Studien betrachtet werden.

Die *in silico*-Dehnungen in der Kavität konnten nicht über die GOM Correlate-Daten validiert werden, da dieses DIC-System ausschließlich die Oberflächendehnungen ermitteln kann. Die digitale Volumenkorrelation (DVC) bietet hingegen durch die Berechnung eines volumetrischen Dehnungsfelds eine Möglichkeit, in weiterführenden Studien die dreidimensionalen Beanspruchungen der FE-Analyse besser mit der *in vitro*-Situation vergleichen zu können [181, 185, 186] sowie intraoperativ entstehende Mikroschäden zu identifizieren [186, 187]. Bei zukünftigen FE-Modellen, welche anhand experimenteller Daten validiert wurden, stellt die Auswertung der Dehnungen in der Femurkavität einen möglichen Ansatz dar, um die Frakturentstehung besser verstehen zu können. Da neben hohen Dehnungen auch hohe von-Mises-Spannungen in Zusammenhang mit der PPF-Entstehung stehen [36], sollten diese in weiterführenden Arbeiten näher betrachtet werden. Zudem kann das skalare Frakturrisiko bestimmt werden, das von Formica et al. (2024) als Quotient aus den maximalen Hauptzug- oder Hauptdruckdehnungen zu der Bruchdehnung des Knochenmaterials definiert wird [26].

6 Fazit

Die zementfreie Verankerung einer HTEP geht auch heute noch mit einem höheren Risiko für intraoperative PPF einher. Bleiben diese unbemerkt und damit unbehandelt, können postoperative Komplikationen wie die aseptische Lockerung und klinisch relevante PPF auftreten. Die Verhinderung der Entstehung intraoperativer PPF ist relevant, um diesen Komplikationen sowie daraus folgenden Revisionsoperationen vorzubeugen. Ein wesentlicher Faktor für die Frakturentstehung während der Implantation sind auftretende Dehnungen am proximalen Femur.

Um ein tiefergehendes Verständnis über die Femurbeanspruchungen zu erlangen, wurde die weggesteuerte Implantation in ein humanes Femur simuliert und die auftretenden Dehnungen analysiert. Im Zuge dessen wurden drei Forschungsfragen definiert, welche durch den Vergleich der impliziten FE-Analyse und der Validierung an einer *in vitro*-Untersuchung beantwortet wurden. Da es *in vitro* nicht möglich ist, den Einfluss unterschiedlicher Implantatdesigns auf ein und dasselbe Femur zu evaluieren, fokussiert diese Arbeit den Vergleich zweier Implantatdesigns (mit medialem Kalkarkragen (1) und ohne medialem Kalkarkragen (2)). Beide Implantatdesigns wurden in zwei Femurmodelle (Femur A oder Femur B), die sich in Ihrer Genauigkeit in der Abbildung der geraspelten Geometrie unterscheiden, weggesteuert implantiert. Die daraus resultierenden weggesteuerten Implantationssimulationen (A1, A2, B1, B2) und die *in vitro*-Implantation wurden bis zum Frakturzeitpunkt ($t = 160,5 \text{ s}$) hinsichtlich der Implantationskraft und der medialen Dehnungen des proximalen Femurs ausgewertet und verglichen.

Dieser Vergleich zeigt bei der Implantation des Implantats mit Kragen (1) in Femur A, dass die *in silico*-Implantationskraft $F_{I,A1}$ rund viermal höher ist als die *in vitro* gemessene Kraft $F_{I,exp}$ ($F_{I,A1} = 26086,18 \text{ N}$; $F_{I,exp} = 6588,34 \text{ N}$). Aufgrund der hohen Diskrepanz der Implantationskräfte wurde die Kavität des Femurs A im lateralen Bereich vergrößert, woraus sich Femur B ergab (Unterschied im Mittel um $0,13 \text{ mm}$). Im Vergleich zu Femur A wurde mit Femur B eine Senkung der Kraft um $34,14 \%$ bei Implantaten mit Kragen ($F_{I,A1} = 26090,64 \text{ N}$ auf $F_{I,B1} = 17182,42 \text{ N}$) und um $54,98 \%$ bei Implantaten ohne Kragen ($F_{I,A2} = 16624,47 \text{ N}$ auf $F_{I,B2} = 7484,16 \text{ N}$) erreicht. In allen Fällen wurde die realitätsnahe Abbildung beibehalten (maximale Abweichung zu der Ausgangsgeometrie des Femurs: $-0,16 \text{ mm}$ und des Implantats: $0,02 \text{ mm}$). Es zeigt sich, dass bereits ein Unterschied der Femurgeometrie um im Mittel $0,13 \text{ mm}$ die Implantationskraft wesentlich beeinflusst.

Sowohl bei den Simulationen mit Femur A als auch mit Femur B war ab $t = 124 \text{ s}$ ein deutlich stärkerer Anstieg der Implantationskraft bei Verwendung der Implantate mit Kragen (A1 und B1) erkennbar als derer ohne Kragen (A2 und B2). Dies wird durch den Kalkar-Kragen-Kontakt begründet, der ein weiteres Einsinken in die Kavität verhindert. *In vitro* tritt nach $159,4 \text{ s}$ eine visuell erkennbare Fissur auf. *In silico* wurde der *in vitro* beobachtete Kraftabfall um $3,16 \%$ zwischen Fissurentstehung und Frakturzeitpunkt (von $F_{I,exp} = 6803,35 \text{ N}$ auf $F_{I,exp} = 6588,34 \text{ N}$) nicht nachgebildet, da keine Versagenskriterien

implementiert wurden. Mögliche Ursache für die geringere $F_{I,exp}$ im Vergleich zu $F_{I,A1}$ und $F_{I,B1}$ sind die Knochenverdichtung und das Auftreten von nicht sichtbaren Mikrorissen und sichtbaren Fissuren während der Implantation.

Die Lastübertragung des Kragens auf den Kalkar wurde *in silico* ebenfalls beobachtet und führte zu einer axialen Stauchung ($\varepsilon_z < 0$) in den Kalkar-Kragen-Kontaktbereichen. Axiale Stauchungen an der proximalen medialen Femuroberfläche waren bei Verwendung der Implantate mit Kragen in der Gesamtfläche *in vitro* mit $\varepsilon_{z,exp} = -0,4913\%$ 2,4-mal bis 10,6-mal stärker als *in silico* ($\varepsilon_{z,A1} = -0,2060\%$; $\varepsilon_{z,B1} = -0,0462\%$). Stauchungen in der kalkarnahen Teilfläche traten dabei ausschließlich *in silico* bei Femur A ($\varepsilon_{z,A1} = -0,1607\%$) und rund neun-mal stärker *in vitro* ($\varepsilon_{z,exp} = -1,4394\%$) auf. Bei beiden Flächen waren die Stauchungen bei der Implantation in das Femur mit kleinerer Kavität näher an der *in vitro*-Situation.

An der proximalen Femuroberfläche waren sowohl *in vitro* als auch *in silico* mediale Ringdehnungen auf Druck (tangentielle Stauchungen) vorhanden. *In vitro* veränderten sich diese medialen Ringdehnungen auf Druck ab 6,5 Sekunden vor der medialen Fraktur zu medialen Ringdehnungen auf Zug ($\varepsilon_{y,exp} = 0,6901\%$ zum Frakturzeitpunkt in der kalkarnahen Teilfläche). *In silico* wurden an der Femuroberfläche ausschließlich Ringdehnungen auf Druck ermittelt ($\varepsilon_y \geq -0,4416\%$). An der proximalen Kavitätsoberfläche zeigten sich hingegen mediale Ringdehnungen auf Zug sowie posteriore und anteriore radiale Druckdehnungen. Dies stützt die in der Literatur aufgestellte These, dass mediale Ringdehnungen auf Druck aus der anterior-posterioren Kavitätswertung bei der Verwendung doppelkeilförmiger Schäfte, wie dem Corail-Schaft, resultieren. Als weitere mögliche Ursache für mediale tangentielle Stauchungen wurde die Implantation unter precise-fit-Bedingungen identifiziert, da die Implantat-Knochen-Kontaktfläche *in silico* über den kompletten Simulationszeitraum hinweg inhomogen war.

Mediale Ringdehnungen auf Zug werden als frakturursächlich angenommen, weshalb der Anstieg der *in vitro* gemessenen Dehnungen kurz vor der Fraktur erwartbar war. *In silico* war dieses Verhalten jedoch nicht abbildbar, da weder die Knochenverdichtung noch Materialversagen in das Simulationsmodell integriert waren. Die beanspruchungsabhängige Elementlöschung kann vorteilhaft sein, um die Knochenverdichtung zu berücksichtigen. Zudem stellt die Implementierung eines elasto-plastischen statt des verwendeten linear-elastischen Werkstoffverhaltens einen weiteren Ansatz dar, die reale Situation zukünftig *in silico* realitätsnäher abzubilden.

Die numerische Analyse bestätigt die Lastübertragung auf den Kalkar bei Implantaten mit Kragen. In den Simulationen dieser Arbeit wurden zudem der zeitliche Verlauf der medialen Stauchungen in tangentielle Richtung entlang der Ringachse bis 6,5 s vor der Fraktur erfolgreich abgebildet. Aus den Erkenntnissen der *in silico*- und der *in vitro*-Untersuchungen ergibt sich weiterer Forschungsbedarf in Bezug auf die medialen Stauchungen entlang der Ringachse während des gesamten Implantationszeitraums. Durch diese Arbeit wird deutlich, dass die Zielformulierung bei der Erstellung der Simulation von großer Bedeutung ist. Steht die *in silico*-Abbildung der axialen und tangentialen Dehnungen am proximalen Femur während der Implantation im Fokus, ist die Verwendung realitätsnaher Geometrien notwendig. Daher wird für die Implantationssimulation empfohlen, weiterhin realitätsnahe Geometrien zu verwenden, um die Dehnungsverläufe nachzubilden. Die durchgeführte Arbeit zeigt jedoch auch, dass

die Verwendung realitätsnaher Geometrien zu großen Diskrepanzen zwischen der *in vitro*- und der *in silico*-Implantationskraft führen kann. Soll in einer Erweiterung dieser Arbeit das Knochenversagen abgebildet werden, können die Materialverdichtung und Versagensmechanismen definiert werden. Dabei stellt die Implantationskraft einen relevanten Validierungsparameter dar. In beiden Fällen soll insbesondere der Einflussfaktor der verwendeten Geometrien auf die Dehnungen und die Implantationskraft berücksichtigt werden.

Literatur

- [1] OECD/European Commission. Health at a Glance: Europe 2024: State of Health in the EU Cycle. Paris, Frankreich: OECD; 2024 [Stand: 13.02.2025]. Verfügbar unter: https://www.oecd.org/en/publications/health-at-a-glance-europe-2024_b3704e14-en/full-report.html.
- [2] A. Grimberg, S. Kirschner, J. Lützner, O. Melsheimer, M. Morlock und A. Steinbrück. Endoprothesenregister Deutschland (EPRD): Jahresbericht 2024: Mit Sicherheit mehr Qualität. Berlin: Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie e. V.; 2024 [Stand: 14.02.2025]. Verfügbar unter: <https://www.eprd.de/de/downloads-1/berichte>.
- [3] B. G. Evans. The Hip and Femur. In: Wiesel SW, Delahay JN, Hrsg. Essentials of Orthopedic Surgery. 3rd ed. Dordrecht: Springer-Verlag New York Inc; 2006. S. 415–453 [Stand: 08.12.2024]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-0-387-38328-6_11.
- [4] I. Levadnyi, J. Awrejcewicz, M. F. Goethel und A. Loskutov. Influence of the fixation region of a press-fit hip endoprosthesis on the stress-strain state of the "bone-implant" system. Computers in Biology and Medicine 2017; 84:195–204.
- [5] D. Parsch und K.-P. Günther. Untersuchung des Hüftgelenkes und Pathophysiologie der Erkrankungen: Primäre Arthrose des Hüftgelenkes. In: Perka C, Heller K-D, Hrsg. AE-Manual der Endoprothetik: Living reference work: Springer Berlin, Heidelberg; 2025 [Springer Reference Medizin] [Stand: 04.04.2025]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/referenceworkentry/10.1007/978-3-662-55485-2_56-1.
- [6] C. Gwinner, S. Donner und C. Perka. Hüftendoprothetik bei speziellen Bedingungen: Endoprothetik bei entzündlichen Erkrankungen des Hüftgelenkes (rheumatoide Arthritis, Chondromatose, pigmentierte villonoduläre Synovialitis; M. Bechterew). In: Perka C, Heller K-D, Hrsg. AE-Manual der Endoprothetik: Living reference work: Springer Berlin, Heidelberg; 2025 [Springer Reference Medizin] [Stand: 14.02.2025]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/referenceworkentry/10.1007/978-3-662-55485-2_94-1.
- [7] M. Long und H. J. Rack. Titanium alloys in total joint replacement--a materials science perspective. Biomaterials 1998; 19(18):1621–39.
- [8] G. J. Alderink und B. M. Ashby. Hip Joint Complex: A Degenerative Joint. In: Alderink GJ, Ashby BM, Hrsg. Clinical Kinesiology and Biomechanics: A Problem-Based Learning Approach. 1st ed. 2023. Cham: Springer International Publishing; Imprint Springer; Springer Cham; 2023. S. 245–285 [Stand: 25.11.2024]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-031-25322-5_10.

- [9] N. Gueiral und E. Nogueira. Total Hip Arthroplasty Modelling and Load Simulation, in COMSOL Multiphysics. In: Daimi K, Alsadoon A, Seabra Dos Reis S, Hrsg. *Current and Future Trends in Health and Medical Informatics*. 1st ed. 2023. Cham: Springer Nature Switzerland; Imprint Springer; 2023. S. 319–342 [Studies in Computational Intelligence; vol. 1112] [Stand: 25.11.2024]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-031-42112-9_15.
- [10] I. D. Learmonth, C. Young und C. Rorabeck. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet* 2007; 370(9597):1508–19.
- [11] M. Rupp, E. Lau, S. M. Kurtz und V. Alt. Projections of Primary TKA and THA in Germany From 2016 Through 2040. *Clin Orthop Relat Res* 2020; 478(7):1622–33.
- [12] J. A. Singh, S. Yu, L. Chen und J. D. Cleveland. Rates of Total Joint Replacement in the United States: Future Projections to 2020-2040 Using the National Inpatient Sample. *J Rheumatol* 2019; 46(9):1134–40.
- [13] DePuy Synthes, Johnson & Johnson Medical Limited, Hrsg. CORAIL Total Hip System: Surgical Technique; 2022 117227-221111 EMEA [Stand: 04.04.2023]. Verfügbar unter: <https://www.jnjmedtech.com/en-GB/product/corail-total-hip-system>.
- [14] Hüfttotalendoprothese - das künstliche Hüftgelenk; 2025 [Stand: 07.05.2025]. Verfügbar unter: <https://www.orthopaediewasserschloss.ch/angebot/h%C3%BCfte/h%C3%BCfttotalendoprothese-das-k%C3%BCnstliche-h%C3%BCftgelenk/>.
- [15] R. G. Molli, A. V. Lombardi, K. R. Berend, J. B. Adams und M. A. Sneller. A short tapered stem reduces intraoperative complications in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2012; 470(2):450–61.
- [16] D. J. Berry. Epidemiology: hip and knee. *Orthop Clin North Am* 1999; 30(2):183–90. doi: 10.1016/S0030-5898(05)70073-0.
- [17] N. D. Colacchio, C. E. Robbins, M. S. Aghazadeh, C. T. Talmo und J. V. Bono. Total Hip Intraoperative Femur Fracture: Do the Design Enhancements of a Second-Generation Tapered-Wedge Stem Reduce the Incidence? *The Journal of Arthroplasty* 2017; 32(10):3163–8.
- [18] D. Davidson, J. Pike, D. Garbuz, C. P. Duncan und B. A. Masri. Intraoperative periprosthetic fractures during total hip arthroplasty. Evaluation and management. *J Bone Joint Surg Am* 2008; 90(9):2000–12.
- [19] R. E. Mayle und C. J. Della Valle. Intra-operative fractures during THA: See it before it sees us. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume* 2012; 94(11 Suppl A):26–31. doi: 10.1302/0301-620X.94B11.30614.
- [20] M. Lindberg-Larsen, C. C. Jørgensen, S. Solgaard, A. G. Kjersgaard und H. Kehlet. Increased risk of intraoperative and early postoperative periprosthetic femoral fracture with uncemented stems. *Acta Orthopaedica* 2017; 88(4):390–4.
- [21] M. P. Abdel, C. D. Watts, M. T. Houdek, D. G. Lewallen und D. J. Berry. Epidemiology of periprosthetic fracture of the femur in 32 644 primary total hip arthroplasties: a 40-year experience. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume* 2016; 98-B(4):461–7.

- [22] A. V. Carli, J. J. Negus und F. S. Haddad. Periprosthetic femoral fractures and trying to avoid them: what is the contribution of femoral component design to the increased risk of periprosthetic femoral fracture? *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume* 2017; 99-B(1 Supple A):50–9.
- [23] T. Ferbert, A. Jaber, N. Gress, G. Schmidmaier, T. Gotterbarm und C. Merle. Impact of intraoperative femoral fractures in primary hip arthroplasty: a comparative study with a mid-term follow-up. *Hip Int* 2019; 30(5):544–51. doi: 10.1177/1120700019849911.
- [24] C.-W. Park, S.-J. Lim, D.-H. Ye und Y.-S. Park. Outcomes of Cerclage Cabling for Intraoperative Calcar Cracks in Cementless Total Hip Arthroplasty Using Broach-Only, Tapered Wedge Stems. *The Journal of Arthroplasty* 2020; 35(10):3002–9.
- [25] J. N. Lamb, J. Baetz, P. Messer-Hannemann, I. Adekanmbi, B. H. van Duren und A. Redmond et al. A calcar collar is protective against early periprosthetic femoral fracture around cementless femoral components in primary total hip arthroplasty: a registry study with biomechanical validation. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume* 2019; 101-B(7):779–86.
- [26] M. Formica, A. Zanirato, E. Bori, T. A. Revetria, J. Ditting und B. Innocenti. Biomechanical analysis of different THA cementless femoral stem designs in physiological and osteoporotic bone during static loading conditions. *Arch Orthop Trauma Surg* 2024; 144(2):917–26.
- [27] J. J. Elias, M. Nagao, Y.-H. Chu, J. J. Carbone, D. W. Lennox und E. Y. S. Chao. Medial Cortex Strain Distribution During Noncemented Total Hip Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2000; 370:250–8.
- [28] C. U. Brown, T. L. Norman, V. L. Kish, T. A. Gruen und J. D. Blaha. Time-dependent circumferential deformation of cortical bone upon internal radial loading. *Journal of Biomechanical Engineering* 2002; 124(4):456–61. doi: 10.1115/1.1488168.
- [29] M. Jasty, R. M. Henshaw, D. O. O'Connor und D. H. Harris. High assembly strains and femoral fractures produced during insertion of uncemented femoral components: A cadaver study. *The Journal of Arthroplasty* 1993; 8(5):479–87. doi: 10.1016/S0883-5403(06)80213-5.
- [30] M. Jasty, C. R. Bragdon, H. Rubash, S. F. Schutzer, T. Haire und W. Harris. Unrecognized Femoral Fractures During Cementless Total Hip Arthroplasty in the Dog and Their Effect on Bone Ingrowth. *The Journal of Arthroplasty* 1992; 7(4):501–8.
- [31] E. Tokgöz. Complications of Total Hip Arthroplasty. In: Tokgöz E, Hrsg. *Total Hip Arthroplasty: Medical and Biomedical Engineering and Science Concepts*. 1st ed. Cham: Springer International Publishing AG; 2023. S. 97–138 [Stand: 14.11.2024]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-031-08927-5_5.
- [32] D. Marsland und S. C. Mears. A review of periprosthetic femoral fractures associated with total hip arthroplasty. *Geriatr Orthop Surg Rehabil* 2012; 3(3):107–20.
- [33] H. Lindahl. Epidemiology of periprosthetic femur fracture around a total hip arthroplasty. *Injury* 2007; 38(6):651–4.

- [34] T. Harpeng. Experimenteller Vergleich der Belastungskollektive auf den Kortex während der dynamischen Implantation eines Hüftschafts [Projektarbeit]. Hamburg: Technische Universität Hamburg; 2023.
- [35] G. Dakhili. How a collar impacts the load distribution during quasi-static cementless primary implantation - an experimental and numerical study in the porcine femur [Masterarbeit]. Hamburg: Technische Universität Hamburg; 2024.
- [36] M. Ovesy und P. K. Zysset. Explicit Non-linear Finite Element Analysis for Prediction of Primary Stability in Uncemented Total Hip Arthroplasty. In: Tavares JMRS, Bourauel C, Geris L, Vander Slotte J, Hrsg. Computer Methods, Imaging and Visualization in Biomechanics and Biomedical Engineering II: Selected Papers from the 17th International Symposium CMBBE and 5th Conference on Imaging and Visualization, September 7-9, 2021. Cham, Schweiz: Springer International Publishing; 2023. S. 128–142 [Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics (LNCVB, volume 38); vol. 38] [Stand: 26.09.2024]. Verfügbar unter: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-031-10015-4>.
- [37] S. Gabarre, A. Herrera, E. Ibarz, J. Mateo, J. Gil-Albarova und L. Gracia. Comparative Analysis of the Biomechanical Behaviour of Two Cementless Short Stems for Hip Replacement: Linea Anatomic and Minihip. PLOS ONE 2016; 11(7):e0158411.
- [38] M. T. Bah, P. B. Nair, M. Taylor und M. Browne. Efficient computational method for assessing the effects of implant positioning in cementless total hip replacements. Journal of Biomechanics 2011; 44(7):1417–22.
- [39] T. Konow. Robuste Implantationsprozesse in der zementfreien Hüftendoprothetik [Dissertation]. Hamburg: Technische Universität Hamburg; 2023.
- [40] M. Heyland, S. Checa, D. Kendoff und G. N. Duda. Anatomic grooved stem mitigates strain shielding compared to established total hip arthroplasty stem designs in finite-element models. Sci Rep 2019; 9(1):482. doi: 10.1038/s41598-018-36503-z.
- [41] A. A. Oshkour, N. A. Abu Osman, M. M. Davoodi, Y. H. Yau, F. Tarlochan und W. A. B. Wan Abas et al. Finite element analysis on longitudinal and radial functionally graded femoral prosthesis. Int J Numer Method Biomed Eng 2013; 29(12):1412–27. doi: 10.1002/cnm.2583.
- [42] J. Bätz. Patientenorientierte Implantation zementfreier Hüftendoprothesen [Dissertation]. Hamburg: Technische Universität Hamburg; 2020.
- [43] J. Bätz, P. Messer-Hannemann, F. Lampe, A. Klein, K. Püschel und M. M. Morlock et al. Effect of cavity preparation and bone mineral density on bone-interface densification and bone-implant contact during press-fit implantation of hip stems. Journal of Orthopaedic Research 2019; 37(7):1580–9. doi: 10.1002/jor.24288.
- [44] L. Whiteside, D. Amador und K. Russel. The Effects of the Collar on Total Hip Femoral Component Subsidence. Clin Orthop Relat Res 1988; 231:120–6.

- [45] G. Demey, C. Fary, S. Lustig, P. Neyret und T. A. si Selmi. Does a collar improve the immediate stability of uncemented femoral hip stems in total hip arthroplasty? A bilateral comparative cadaver study. *The Journal of Arthroplasty* 2011; 26(8):1549–55. doi: 10.1016/j.arth.2011.03.030.
- [46] P. S. Young, S. Patil und R. M. D. Meek. Intraoperative femoral fractures: Prevention is better than cure. *Bone & Joint Research* 2018; 7(1):103–4.
- [47] B. Miles, E. Kolos, W. L. Walter, R. Appleyard, A. Shi und Q. Li et al. Subject specific finite element modeling of periprosthetic femoral fracture using element deactivation to simulate bone failure. *Medical Engineering & Physics* 2015; 37(6):567–73.
- [48] J. M. Hartford und S. B. Knowles. Risk Factors for Perioperative Femoral Fractures: Cementless Femoral Implants and the Direct Anterior Approach Using a Fracture Table. *The Journal of Arthroplasty* 2016; 31(9):2013–8.
- [49] A. Y. Babil, E. Eghan-Acquah, L. E. Diamond, R. Barrett, C. P. Carty und M. Barzan et al. Effect of different constraining boundary conditions on simulated femoral stresses and strains during gait. *Sci Rep* 2024; 14(1):10808.
- [50] P. S. Ginestra, E. Ceretti und A. Fiorentino. Potential of modeling and simulations of bioengineered devices: Endoprostheses, prostheses and orthoses. *Proc Inst Mech Eng H* 2016; 230(7):607–38. doi: 10.1177/0954411916643343.
- [51] R. Galmiche, H. Migaud und P.-E. Beaulé. Hip Anatomy and Biomechanics Relevant to Hip Replacement. In: Rivière C, Vendittoli P-A, Hrsg. *Personalized Hip and Knee Joint Replacement*. 1st ed. 2020. Cham: Springer International Publishing; Springer Cham; 2020. S. 9–21 [Springer eBook Collection] [Stand: 23.02.2025]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-030-24243-5_2.
- [52] B. Weigel, M. Leunig und R. Ganz. Hüfte und Oberschenkel. In: Weigel B, Hrsg. *Praxisbuch Unfallchirurgie*. 2., vollst. überarb. und aktualisierte Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer; 2011. S. 505–586 [Stand: 27.02.2025]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-10789-4_9.
- [53] F. Galbusera und B. Innocenti. Chapter 12 - Biomechanics of the hip joint. In: Innocenti B, Galbusera F, Hrsg. *Human orthopaedic biomechanics: Fundamentals, devices and applications*. London: Academic Press; 2022. S. 221–237 [Stand: 26.02.2025]. Verfügbar unter: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128244814000135>.
- [54] S. B. L. Low und A. P. Toms. Calcification of the linea aspera: A systematic narrative review. *Eur J Radiol Open* 2019; 6:101–5.
- [55] Janis Savlovskis KR. Femur (Thigh bone); 2023 [Stand: 11.05.2025]. Verfügbar unter: <https://www.anatomystandard.com/ossa-et-juncturae/extremitas-inferior/femur.html>.
- [56] L. D. Dorr, M. C. Faugere, A. M. Mackel, T. A. Gruen, B. Bogner und H. H. Malluche. Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone* 1993; 14(3):231–42.
- [57] X. Flecher, M. Ollivier und J. N. Argenson. Lower limb length and offset in total hip arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2016; 102(1 Suppl):S9-20.

- [58] J. van Houcke, V. Khanduja, C. Pattyn und E. Audenaert. The History of Biomechanics in Total Hip Arthroplasty. *Indian J Orthop* 2017; 51(4):359–67.
- [59] S. Waldt, M. Eiber und K. Wörtler. Kapitel 2, Hüftgelenk (II). In: Waldt S, Eiber M, Wörtler K, Hrsg. Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie. 2. unveränderte Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2017. S. 10–12 [Stand: 27.02.2025]. Verfügbar unter: <https://www.thieme-connect.de/products/ebooks/lookinside/10.1055/b-0037-144232>.
- [60] J. Patel, R. Patel und J. Melton. Changes in coronal alignment of the hip joint after medial opening wedge high tibial osteotomy. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2023; 33(4):1159–65.
- [61] L. Maini. Hip Biomechanics and Preoperative Assessment in Total Hip Arthroplasty. In: Sharma M, Hrsg. Hip Arthroplasty: Current and Future Directions. 1st ed. 2023. Singapore: Springer Nature Singapore; Imprint Springer; 2023. S. 3–11 [Stand: 26.02.2025]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-981-99-5517-6_1.
- [62] S. A. Olson. Volume 2: Fractures of the Acetabulum, Section 5 Principles of the treatment of acetabular fractures: 2.2 Biomechanics of acetabular fractures. In: Tile M, Helfet DL, Kellam JF, Vrahas M, Hrsg. Fractures of the Pelvis and Acetabulum: Principles and Methods of Management. 4th ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2015 [Stand: 26.02.2025]. Verfügbar unter: <https://www.thieme-connect.de/products/ebooks/lookinside/10.1055/b-0035-121647>.
- [63] B. Preininger, K. Schmorl, P. von Roth, T. Winkler, P. Schlattmann und G. Matziolis et al. A formula to predict patients' gluteus medius muscle volume from hip joint geometry. *Manual Therapy* 2011; 16(5):447–51.
- [64] L. Sun, C. C. Berndt, K. A. Gross und A. Kucuk. Material fundamentals and clinical performance of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings: a review. *J Biomed Mater Res* 2001; 58(5):570–92.
- [65] F. Barthelat. The Fracture Mechanics of Biological Materials. *Mechanics and Physics of Fracture* 2023; 608:255–82.
- [66] W. Suchanek und M. Yoshimura. Processing and properties of hydroxyapatite-based biomaterials for use as hard tissue replacement implants. *Journal of Materials Research* 1998; 13(1):94–117.
- [67] W. Rust. Nichtlineare Finite-Elemente-Berechnungen: Kontakt, Kinematik, Material. 3., überarbeitete und erweiterte Auflage. Wiesbaden: Springer Vieweg; 2016. (Lehrbuch).
- [68] R. N. Wright. Wire technology: Process engineering and metallurgy. Amsterdam, Boston: Butterworth-Heinemann; 2016 [Stand: 14.01.2025]. Verfügbar unter: <https://www.sciencedirect.com/book/9780128026502/wire-technology>.
- [69] H. Altenbach. Technische Mechanik. 15., überarbeitete Auflage. Wiesbaden, Heidelberg: Springer Vieweg; 2022. (Lehrbuch).
- [70] J. Pfeil. Hüftchirurgie. 1. Aufl. Heidelberg: Steinkopff-Verlag; 2008 [Stand: 12.12.2024]. Verfügbar unter: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-7985-1628-1>.
- [71] DePuy Synthes, Johnson & Johnson Medical Limited, Hrsg. CORAIL® Stem (Cementless) Surgical Technique; 2016 DSUS/JRC/0116/1350 10/16.

- [72] G. Whitwell, C. L. Brockett, S. Young, M. Stone und T. D. Stewart. Spectral analysis of the sound produced during femoral broaching and implant insertion in uncemented total hip arthroplasty. *Proc Inst Mech Eng H* 2013; 227(2):175–80.
- [73] H. S. Khanuja, J. J. Vakil, M. S. Goddard und M. A. Mont. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2011; 93(5):500–9.
- [74] P. S. Walker und D. D. Robertson. Design and fabrication of cementless hip stems. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 1988; (235):25–34.
- [75] F. Falez, N. Santori und G. Panegrossi. Intraoperative type 1 proximal femoral fractures: influence on the stability of hydroxyapatite-coated femoral components. *The Journal of Arthroplasty* 1998; 13(6):653–9.
- [76] DePuy International Ltd., DePuy Orthopaedics, Inc., Hrsg. Product Rationale and Surgical Technique. Leeds, Vereinigtes Königreich; 2013 CA#DPEM/ORT/1112/0330(1) 9066-35-025 [Stand: 09.04.2025]. Verfügbar unter: <https://www.ortomedic.no/produkter/corail-usementert-femur-stamme/>.
- [77] D. Gross, W. Hauger, J. Schröder und W. A. Wall. Technische Mechanik 1: Statik. 15., aktualisierte Auflage. Berlin: Springer Vieweg; 2024. (Lehrbuch) [Stand: 24.01.2025]. Verfügbar unter: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-662-69443-5>.
- [78] X. He, Z. Liu, L. B. Ripley, V. L. Swensen, I. J. Griffin-Wiesner und B. R. Gulner et al. Empirical relationship between interfacial shear stress and contact pressure in micro- and macro-scale friction. *Tribology International* 2021; 155:106780.
- [79] D. Bartel. 4 Reibung. In: Bartel D, Hrsg. Simulation von Tribosystemen: Grundlagen und Anwendungen; Zugl.: Magdeburg, Univ., Fak. für Maschinenbau, Habil.-Schr., 2009. 1. Aufl. Wiesbaden: Vieweg + Teubner; 2010. S. 75–95 [Vieweg + Teubner Research] [Stand: 15.04.2025]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-8348-9656-8_4.
- [80] J. N. Israelachvili. Intermolecular and surface forces. 3rd ed. Burlington, USA: Academic Press; 2011 [Stand: 24.01.2025]. Verfügbar unter: <https://www.sciencedirect.com/book/9780123751829/intermolecular-and-surface-forces>.
- [81] DePuy Synthes, Johnson & Johnson Medical Limited, Hrsg. CORAIL® Hip System: Design Rationale; 2019 112748-190424 DSUS, 143211-200611 August 2020 [Stand: 18.03.2025]. Verfügbar unter: www.jnjmedtech.com.
- [82] Abaqus > Interactions > Contact Property Models > Frictional Behavior; 2023 [Stand: 25.01.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEITNRef-Map/simaitn-c-friction.htm>.
- [83] R. K. Nalla, J. H. Kinney und R. O. Ritchie. Mechanistic fracture criteria for the failure of human cortical bone. *Nat Mater* 2003; 2(3):164–8.
- [84] D. A. Greenhill, P. Abbasi, K. Darvish und A. M. Star. Broach Handle Design Changes Force Distribution in the Femur During Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 2017; 32(6):2017–22.

- [85] B. A. Masri, R. M. D. Meek und C. P. Duncan. Periprosthetic fractures evaluation and treatment. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 2004; (420):80–95.
- [86] E. A. Zimmermann, M. E. Launey, H. D. Barth und R. O. Ritchie. Mixed-mode fracture of human cortical bone. *Biomaterials* 2009; 30(29):5877–84.
- [87] R. Bartl, C. Bartl, H. M. Bonél und E. von Tresckow. Anatomie und Physiologie des Knochen-Knochenmark-Systems. In: Bartl R, Bartl C, Bonél HM, Tresckow E von, Hrsg. *Knochenmarködem: Formen, Pathogenese, Diagnose und Therapie*. Berlin, Heidelberg: Springer; 2023. S. 1–16 [Stand: 09.04.2025]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-662-67134-4_1.
- [88] X. Zhai, Y. Nie, J. Gao, N. Kedir, B. Claus und T. Sun et al. The effect of loading direction on the fracture behaviors of cortical bone at a dynamic loading rate. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids* 2020; 142:104015.
- [89] R. K. Nalla, J. J. Kruzic, J. H. Kinney, M. Balooch, J. W. Ager und R. O. Ritchie. Role of microstructure in the aging-related deterioration of the toughness of human cortical bone. *Materials Science and Engineering: C* 2006; 26(8):1251–60.
- [90] M. A. Mont, D. C. Maar, K. A. Krackow und D. S. Hungerford. Hoop-stress fractures of the proximal femur during hip arthroplasty. Management and results in 19 cases. *J Bone Joint Surg Br* 1992; 74(2):257–60.
- [91] Y.-C. Fung. *Biomechanics: Mechanical properties of living tissues*. Second edition. New York: Springer; 1993 [Stand: 14.04.2025]. Verfügbar unter: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-1-4757-2257-4>.
- [92] S. Kold, O. Mouzin, C. Bourgeault, K. Søballe und J. E. Bechtold. Femoral Fracture Risk in Hip Arthroplasty: Smooth Versus Toothed Instruments. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2003; 408:180–8. doi: 10.1097/00003086-200303000-00023.
- [93] C. Batailler, C. Fary, E. Servien und S. Lustig. Influence of femoral broach shape on stem alignment using anterior approach for total hip arthroplasty: A radiologic comparative study of 3 different stems. *PLOS ONE* 2018; 13(10):e0204591.
- [94] A. Aamodt, J. Lund-Larsen, J. Eine, E. Andersen, P. Benum und O. S. Husby. Changes in proximal femoral strain after insertion of uncemented standard and customised femoral stems. *J Bone Joint Surg Br* 2001; 83-B(6):921–9.
- [95] A. N. Fleischman, M. M. Schubert, C. Restrepo, A. F. Chen und R. H. Rothman. Reduced Incidence of Intraoperative Femur Fracture With a Second-Generation Tapered Wedge Stem. *The Journal of Arthroplasty* 2017; 32(11):3457–61.
- [96] A. Niemeier. Hüftendoprothetik bei speziellen Bedingungen: Hüftendoprothetik und Osteoporose. In: Perka C, Heller K-D, Hrsg. *AE-Manual der Endoprothetik: Living reference work*: Springer Berlin, Heidelberg; 2025 [Springer Reference Medizin]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/referenceworkentry/10.1007/978-3-662-55485-2_99-1.
- [97] J. N. Lamb, G. S. Matharu, A. Redmond, A. Judge, R. M. West und H. G. Pandit. Risk Factors for Intraoperative Periprosthetic Femoral Fractures During Primary Total Hip Arthroplasty. An Analysis

- From the National Joint Registry for England and Wales and the Isle of Man. *The Journal of Arthroplasty* 2019; 34(12):3065-3073.e1.
- [98] M. Krismer, R. Biedermann, B. Stöckl, M. Fischer, R. Bauer und C. Haid. The prediction of failure of the stem in THR by measurement of early migration using EBRA-FCA. Einzel-Bild-Roentgen-Analyse-femoral component analysis. *J Bone Joint Surg Br* 1999; 81(2):273–80.
- [99] D. Apostu, O. Lucaciu, C. Berce, D. Lucaciu und D. Cosma. Current methods of preventing aseptic loosening and improving osseointegration of titanium implants in cementless total hip arthroplasty: a review. *J Int Med Res* 2018; 46(6):2104–19.
- [100] P. O. Østbyhaug, J. Klaksvik, P. Romundstad und A. Aamodt. An in vitro study of the strain distribution in human femora with anatomical and customised femoral stems. *J Bone Joint Surg Br* 2009; 91(5):676–82.
- [101] J. Hua und P. S. Walker. Closeness of fit of uncemented stems improves the strain distribution in the femur. *J Orthop Res* 1995; 13(3):339–46. doi: 10.1002/jor.1100130307.
- [102] M. Oba, Y. Inaba, N. Kobayashi, H. Ike, T. Tezuka und T. Saito. Effect of femoral canal shape on mechanical stress distribution and adaptive bone remodelling around a cementless tapered-wedge stem. *Bone & Joint Research* 2016; 5(9):362–9.
- [103] J. A. Simões und A. T. Marques. Design of a composite hip femoral prosthesis. *Materials & Design* 2005; 26(5):391–401.
- [104] D. Dinkler und U. Kowalsky. *Introduction to Finite Element Methods*. 1. Aufl. Wiesbaden, Heidelberg: Springer Vieweg; 2024 [Stand: 23.03.2025]. Verfügbar unter: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-658-42742-9>.
- [105] M. Jung und U. Langer. *Methode der finiten Elemente für Ingenieure: Eine Einführung in die numerischen Grundlagen und Computersimulation*. 2., überarb. und erw. Aufl. Wiesbaden: Springer Vieweg; 2013.
- [106] M. Link. *Finite Elemente in der Statik und Dynamik*. 4., korrigierte Aufl. Wiesbaden: Springer Vieweg; 2014.
- [107] A. K. Dash, K. Sai Vishwak und V. Pahuja. Stress and Deformation Analysis of Hip Joint for Design of Hip Prosthesis. In: *Advances in Materials and Mechanical Engineering: Select Proceedings of ICFTMME 2020*. Singapore: Springer Singapore; Imprint Springer; 2021. S. 123–131 [Lecture notes in mechanical engineering] [Stand: 25.11.2024]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-981-16-0673-1_10.
- [108] R. J. Boulbes. *Troubleshooting Finite-Element Modeling with Abaqus: With Application in Structural Engineering Analysis*. 1st ed. 2020. Cham: Springer; 2020. (Springer eBooks Engineering) [Stand: 12.01.2025]. Verfügbar unter: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-030-26740-7>.
- [109] M. F. T. Romo, M. F. Sánchez, H. A. Sierra und E. R. Aguilar. Analysis of Mechanical Behavior of Biomaterials of HA/Ti for Bone Tissue Regeneration Using Finite Element Method. In: *XLVI Mexican Conference on Biomedical Engineering: Proceedings of CNIB 2023, November 2-4, 2023, Villahermosa Tabasco, México - Volume 2: Biomechanics, Rehabilitation and Clinical Engineering*. Cham:

- Springer International Publishing AG; 2024. S. 33–47 [IFMBE Proceedings Series; v.97] [Stand: 08.12.2024]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-031-46936-7_4.
- [110]C. Rodrigues, M. Correia, J. Abrantes, M. Rodrigues und J. Nadal. Lower Limb Joint Load Comparison from Subject Specific Musculoskeletal Model Simulation and Direct Measurements on Different Subject with Instrumented Implant During Normal and Abnormal Gait. In: Tavares JMRS, Bourauel C, Geris L, Vander Slotte J, Hrsg. Computer Methods, Imaging and Visualization in Biomechanics and Biomedical Engineering II: Selected Papers from the 17th International Symposium CMBBE and 5th Conference on Imaging and Visualization, September 7-9, 2021. Cham, Schweiz: Springer International Publishing; 2023. S. 250–270 [Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics (LNCVB, volume 38); vol. 38].
- [111]C. Luo, X.-D. Wu, Y. Wan, J. Liao, Q. Cheng und M. Tian et al. Femoral Stress Changes after Total Hip Arthroplasty with the Ribbed Prosthesis: A Finite Element Analysis. *BioMed Research International* 2020; 2020(1):6783936.
- [112]A. Sas, P. Pellikaan, S. Kolk, P. Marty, T. Scheerlinck und G. H. van Lenthe. Effect of anatomical variability on stress-shielding induced by short calcar-guided stems: Automated finite element analysis of 90 femora. *Journal of Orthopaedic Research*® 2019; 37(3):681–8.
- [113]Abaqus > Abaqus/CAE > Creating and analyzing a model using the Abaqus/CAE modules > The Step module > Understanding steps > Linear and nonlinear procedures; 2023 [Stand: 01.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAECAERefMap/simacae-c-simconcurprocs.htm>.
- [114]Abaqus > Abaqus/CAE > Creating and analyzing a model using the Abaqus/CAE modules > The Mesh module > Seeding a model > Defining seed density for an entire part or part instance; 2023 [Stand: 30.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAECAERefMap/simacae-t-mgnpartbtn.htm>.
- [115]Abaqus > Elements > Introduction > About the Element Library; 2023 [Stand: 31.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEELMRefMap/simaelm-c-general.htm>.
- [116]C. E. Okafor, I. Sunday, G. O. Ekwueme, E. C. Nwanna und C. C. Ihueze. Advances in design of polymer composite overwrap system for repair of pipeline damages induced by quasi-static and impact loading. In: Mavinkere Rangappa S, Hrsg. *Polymer Composite Systems in Pipeline Repair: Design, Manufacture, Application, and Environmental Impacts*. San Diego: Elsevier Science & Technology; 2023. S. 137–181 [Stand: 22.04.2025]. Verfügbar unter: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323993401000071>.
- [117]B. Klein. Kontaktprobleme. In: Klein B, Hrsg. *FEM: Grundlagen und Anwendungen der Finite-Element-Methode; mit 12 Fallstudien und 19 Übungsaufgaben*. 5., verb. und erw. Aufl. Wiesbaden: Vieweg; 2003. S. 179–199 [Aus dem Programm Konstruktion] [Stand: 07.05.2025]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-663-10052-2_8.

- [118]R. Yao, T. Pang, B. Zhang, J. Fang, Q. Li und G. Sun. On the crashworthiness of thin-walled multi-cell structures and materials: State of the art and prospects. *Thin-Walled Structures* 2023; 189:110734.
- [119]Abaqus > Interactions > Defining Contact Interactions > About Contact Interactions; 2023 [Stand: 25.01.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEITNRefMap/simaitn-c-contactoverview.htm>.
- [120]Abaqus > Interactions > Contact Property Models > Contact Pressure-Overclosure Relationships; 2023 [Stand: 25.01.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEITNRefMap/simaitn-c-normalinteraction.htm>.
- [121]Abaqus > Interactions > Contact Property Models > About Mechanical Contact Properties; 2023 [Stand: 25.01.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEITNRefMap/simaitn-c-contactmechanical.htm>.
- [122]Dassault Systèmes Simulia Corp. Abaqus > Interactions > Contact Formulations and Numerical Methods > Contact Formulations and Numerical Methods in Abaqus/Standard > Contact Constraint Enforcement Methods in Abaqus/Standard; 2023 [Stand: 25.01.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEITNRefMap/simaitn-c-contactconstraints.htm>.
- [123]M. van Eijnatten, R. van Dijk, J. Dobbe, G. Streekstra, J. Koivisto und J. Wolff. CT image segmentation methods for bone used in medical additive manufacturing. *Medical Engineering & Physics* 2018; 51:6–16.
- [124]K. Rathnayaka, T. Sahama, M. A. Schuetz und B. Schmutz. Effects of CT image segmentation methods on the accuracy of long bone 3D reconstructions. *Medical Engineering & Physics* 2011; 33(2):226–33.
- [125]E. A. Figueroa-Rodríguez, J. A. Beltrán-Fernández, J. C. Hermida-Ochoa, B. L. Pérez-Escobar, J. L. Cuevas-Andrade und E. O. Alvarado-Alcántara et al. Comparative Study of Stress and Strain of Orthopaedic Implants for the Hip with Photoelastic and Image Correlation Techniques. In: Beltran-Fernandez JA, Öchsner A, Hrsg. *Design and Simulation in Biomedical Mechanics*. 1st ed. 2021. Cham: Springer International Publishing; Springer Cham; 2021. S. 119–140 [Springer eBook Collection; vol. 146] [Stand: 12.12.2024]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-030-65983-7_4.
- [126]F. Gelaude, J. Vander Sloten und B. Lauwers. Accuracy assessment of CT-based outer surface femur meshes. *Computer Aided Surgery* 2008; 13(4):188–99.
- [127]Y. W. Adugna und H. G. Lemu. Comparative Evaluation of Stress Concentration Generated on Human Femur Structure Using Meshfree Software. In: *Advanced manufacturing and automation XII*. Singapore: Springer; 2023. S. 458–470 [Lecture notes in electrical engineering; volume 994]. Verfügbar unter: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-981-19-9338-1_56.
- [128]H. A. Richard und G. Kullmer. *Biomechanik: Anwendungen mechanischer Prinzipien auf den menschlichen Bewegungsapparat*. 2. Auflage. Wiesbaden: Springer Vieweg; 2020. (Lehrbuch).

- [129]C. Winsor, X. Li, M. Qasim, C. R. Henak, P. J. Pickhardt und H. Ploeg et al. Evaluation of patient tissue selection methods for deriving equivalent density calibration for femoral bone quantitative CT analyses. *Bone* 2021; 143:115759. doi: 10.1016/j.bone.2020.115759.
- [130]E. Schileo, E. Dall'ara, F. Taddei, A. Malandrino, T. Schotkamp und M. Baleani et al. An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models. *Journal of Biomechanics* 2008; 41(11):2483–91.
- [131]S. Zhou, Y. Cheng, Y. Wang, K. Dong, C. Guo und J. Bai et al. Segmentation of the hip joint in CT volumes using adaptive thresholding classification and normal direction correction. *Journal of the Chinese Institute of Engineers* 2013; 36(8):1059–72.
- [132]J. Zhang, C.-H. Yan, C.-K. Chui und S.-H. Ong. Fast segmentation of bone in CT images using 3D adaptive thresholding. *Computers in Biology and Medicine* 2010; 40(2):231–6.
- [133]J. van den Broeck, E. Vereecke, R. Wirix-Speetjens und J. Vander Sloten. Segmentation accuracy of long bones. *Medical Engineering & Physics* 2014; 36(7):949–53.
- [134]J. Rogowska. Chapter 5 - Overview and Fundamentals of Medical Image Segmentation. In: Bankman IN, Hrsg. *Handbook of medical image processing and analysis (Second Edition)*. 2nd ed. Amsterdam: Elsevier Inc./Academic Press; 2009. S. 73–90 [Academic Press series in biomedical engineering] [Stand: 20.02.2025]. Verfügbar unter: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123739049500131>.
- [135]P. Hu, Y. Han, Z. Zhang, S.-C. Chu und J.-S. Pan. A multi-level thresholding image segmentation algorithm based on equilibrium optimizer. *Sci Rep* 2024; 14(1):29728.
- [136]T. N. Hangartner. Thresholding technique for accurate analysis of density and geometry in QCT, pQCT and microCT images. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2007; 7(1):9–16.
- [137]T. Konow, K. Glismann, F. Lampe, B. Ondruschka, M. M. Morlock und G. Huber. Stem size and stem alignment affects periprosthetic fracture risk and primary stability in cementless total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research®* 2024; 42(4):829–36.
- [138]M. Preutenborbeck, J. Reuter und E. Ferrari. Quantitative characterisation of impaction events during femoral broaching in total hip arthroplasty. *Medical Engineering & Physics* 2020; 76:13–9.
- [139]C. Graeff, W. Timm, T. N. Nickelsen, J. Farrerons, F. Marín und C. Barker et al. Monitoring teriparatide-associated changes in vertebral microstructure by high-resolution CT in vivo: results from the EUROFORS study. *J Bone Miner Res* 2007; 22(9):1426–33.
- [140]Thermo Fisher Scientific. *User's Guide Avizo Software 2019*. Berlin, Deutschland; 2019 [Stand: 12.09.2024]. Verfügbar unter: <https://assets.thermofisher.com/TFS-Assets/MSD/Product-Guides/users-guide-avizo-software-2019.pdf>.
- [141]plotTransforms: Plot 3-D transforms from translations and rotations; 2025 [Stand: 09.05.2025]. Verfügbar unter: <https://de.mathworks.com/help/robotics/ref/plottransforms.html>.
- [142]Rotations, Orientation, and Quaternions; 2025 [Stand: 09.05.2025]. Verfügbar unter: <https://de.mathworks.com/help/nav/ug/rotations-orientation-and-quaternions.html>.

- [143]Koordinatentransformationen und Trajektorien: Quaternionen, Rotationsmatrizen, Transformationen, Trajektoriengenerierung; 2025 [Stand: 09.05.2025]. Verfügbar unter: https://de.mathworks.com/help/nav/coordinate-system-transformations.html?s_tid=CRUX_lftnav.
- [144]Mesh Enabler | Inventor | Autodesk App Store; 2025 [Stand: 09.05.2025]. Verfügbar unter: <https://apps.autodesk.com/INVENTOR/de/Detail/In-dex?id=6950391119076900441%20&appLang=en%20&os=Win64>.
- [145]Abaqus > Abaqus/CAE > Creating and analyzing a model using the Abaqus/CAE modules > The Mesh module > Mesh module basics > The meshing process; 2023 [Stand: 30.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAECAERefMap/simacae-c-mgnbasicsprocess.htm>.
- [146]Abaqus > Abaqus/CAE > Creating and analyzing a model using the Abaqus/CAE modules > The Mesh module > Mesh module basics > Mesh refinement; 2023 [Stand: 30.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAECAERefMap/simacae-c-mgnbasicsrefining.htm>.
- [147]M. O. Heller, M. Mehta, W. R. Taylor, D.-Y. Kim, A. Speirs und G. N. Duda et al. Influence of prosthesis design and implantation technique on implant stresses after cementless revision THR. J Orthop Surg Res 2011; 6.
- [148]M. Willsch. Einfluss des Kragens primärer zementfreier Hüftschäfte auf das periprothetische Frakturverhalten des humanen Femurs: Eine numerische Analyse [Masterarbeit]. Hamburg: Technische Universität Hamburg; 2024.
- [149]Abaqus > Elements > Continuum Elements > General-Purpose Continuum Elements > Solid (Continuum) Elements; 2023 [Stand: 21.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEELMRefMap/simaelm-c-solidcont.htm>.
- [150]Abaqus > Elements > Introduction > Choosing the Appropriate Element for an Analysis Type; 2023 [Stand: 31.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEELMRefMap/simaelm-c-analysisistype.htm>.
- [151]Abaqus > Getting Started with Abaqus/CAE > Using Continuum Elements > Selecting continuum elements; 2023 [Stand: 09.05.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAECSARefMap/simagsa-c-ctmselecting.htm>.
- [152]P. Szymczyk-Ziółkowska, G. Ziółkowski, V. Hoppe, M. Rusińska, K. Kobiela und M. Madeja et al. Improved quality and functional properties of Ti-6Al-4V ELI alloy for personalized orthopedic implants fabrication with EBM process. Journal of Manufacturing Processes 2022; 76:175–94.
- [153]R. A. Mahdavinejad, N. Khani und M. M. S. Fakhrabadi. Optimization of milling parameters using artificial neural network and artificial immune system. J Mech Sci Technol 2012; 26(12):4097–104.
- [154]DIN Deutsches Institut für Normung e. V. Chirurgische Implantate – Metallische Werkstoffe – Teil 3: Titan 6-Aluminium 4-Vanadium Knetlegierung (ISO 5832-3:2021); Deutsche Fassung EN ISO 5832-3:2021. Berlin: Beuth Verlag GmbH; 2022. (Bd. 11.040.40) Februar 2022.

- [155]F04 Committee. Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401). West Conshohocken, PA: ASTM International; 2021. (Bd. 11.040.40) 19.08.2021. Verfügbar unter: <https://www.astm.org/f0136-13.html> [Stand: 19.02.2025].
- [156]F. Brose. Einfluss der Femurgeometrie auf das Frakturrisiko bei der Implantation von unuzementierten Hüftschäften-Ein numerisches Modell [Masterarbeit]. Hamburg: Technische Universität Hamburg; 2018.
- [157]E. Schileo, F. Taddei, L. Cristofolini und M. Viceconti. Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro. *Journal of Biomechanics* 2008; 41(2):356–67.
- [158]E. F. Morgan, H. H. Bayraktar und T. M. Keaveny. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics* 2003; 36(7):897–904.
- [159]X. Li, M. Viceconti, M. C. Cohen, G. C. Reilly, M. J. Carré und A. C. Offiah. Developing CT based computational models of pediatric femurs. *Journal of Biomechanics* 2015; 48(10):2034–40. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.03.027.
- [160]Abaqus > Abaqus/CAE > Creating and analyzing a model using the Abaqus/CAE modules > The Part module > How is a part defined in Abaqus/CAE? > Part types; 2023 [Stand: 31.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAECAERefMap/simacae-c-prtconctype.htm>.
- [161]Abaqus > Abaqus/CAE > Creating and analyzing a model using the Abaqus/CAE modules > The Assembly module > Creating the assembly > The position tools in the Assembly module; 2023 [Stand: 01.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAECAERefMap/simacae-c-asmconceptassembly.htm>.
- [162]Abaqus > Abaqus/CAE > Creating and analyzing a model using the Abaqus/CAE modules > The Step module > Understanding steps > What is a step?; 2023 [Stand: 01.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAECAERefMap/simacae-c-sim-concunsteps.htm>.
- [163]Abaqus > Abaqus/CAE > Creating and analyzing a model using the Abaqus/CAE modules > The Step module > Configuring analysis procedure settings > Configuring general analysis procedures > Configuring a dynamic, implicit procedure; 2023 [Stand: 02.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAECAERefMap/simacae-t-sim-configuredynamicimplicit.htm>.
- [164]Abaqus > Abaqus/CAE > Creating and analyzing a model using the Abaqus/CAE modules > The Step module > Using the step editor > The incrementation tab; 2023 [Stand: 02.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAECAERefMap/simacae-c-simtimeintfolder.htm>.
- [165]Abaqus > Abaqus/CAE > Creating and analyzing a model using the Abaqus/CAE modules > The Step module > Customizing the Abaqus analysis controls > Customizing general solution controls;

- 2023 [Stand: 09.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAECAERefMap/simacae-t-simothergencontrols.htm>.
- [166]Abaqus > Interactions > Defining Contact Interactions > Defining Contact Pairs in Abaqus/Standard > About Contact Pairs in Abaqus/Standard; 2023 [Stand: 26.01.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEITNRefMap/simaitn-c-contactpair.htm>.
- [167]A. Tavakoli, G. Spangenberg, J. M. Reeves, K. J. Faber und G. D. G. Langohr. Humeral short stem varus-valgus alignment affects bone stress. *Journal of Orthopaedic Research®* 2022; 40(9):2169–78.
- [168]Abaqus > Interactions > Defining Contact Interactions > Defining Contact Pairs in Abaqus/Standard > Adjusting Contact Controls in Abaqus/Standard; 2023 [Stand: 26.01.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEITNRefMap/simaitn-c-contactcontrolsstd.htm>.
- [169]Abaqus > Abaqus/CAE > Creating and analyzing a model using the Abaqus/CAE modules > The Step module > Understanding output requests > What is the difference between field output and history output?; 2023 [Stand: 01.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAECAERefMap/simacae-c-simconconfieldhistory.htm>.
- [170]Abaqus > Constraints > Surface-Based Constraints > Coupling Constraints; 2023 [Stand: 11.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAECSSTRefMap/simacst-c-coupling.htm>.
- [171]Dassault Systèmes Simulia Corp. Abaqus > Introduction & Spatial Modeling > Spatial Modeling > Rigid Body Definition; 2023 [Stand: 11.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEMODRefMap/simamod-c-rigidoverview.htm>.
- [172]Abaqus > Prescribed Conditions > Boundary Conditions; 2023 [Stand: 01.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEPRCRefMap/simaprc-c-boundary.htm>.
- [173]F. Ihle. Einfluss der Belastungssituation auf die Primärstabilität eines zementfreien Revisionshüftschafes: Ein patientenspezifisches numerisches Modell [Masterarbeit]. Hamburg: Technische Universität Hamburg; 2024.
- [174]Abaqus > Output > Output Variables > Using Abaqus/Standard Output Variable Identifiers > Element Integration Point Variables; 2023 [Stand: 09.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEOUTRefMap/simaout-c-std-elementintegrationpointvariables.htm>.
- [175]Abaqus > Interactions > Defining Contact Interactions > Defining Contact Pairs in Abaqus/Standard > Modeling Contact Interference Fits in Abaqus/Standard; 2023 [Stand: 26.01.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEITNRefMap/simaitn-c-contactinterference.htm>.

- [176]Abaqus > Interactions > Contact Difficulties and Diagnostics > Resolving Contact Difficulties in Abaqus/Standard Common Difficulties Associated with Contact Modeling in Abaqus/Standard; 2023 [Stand: 12.05.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEITNRefMap/simaitn-c-contacttrouble.htm>.
- [177]Abaqus > Interactions > Contact Difficulties and Diagnostics > Resolving Contact Difficulties in Abaqus/Standard > Contact Diagnostics in an Abaqus/Standard Analysis; 2023 [Stand: 31.03.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEITNRefMap/simaitn-c-contactdiagnostics.htm>.
- [178]Abaqus > Analysis > Analysis Solution and Control > Solving Nonlinear Problems; 2023 [Stand: 26.04.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEANLRefMap/simaanl-c-nonlineareqns.htm>.
- [179]Abaqus > Interactions > Contact Formulations and Numerical Methods > Contact Formulations and Numerical Methods in Abaqus/Explicit > Contact Constraint Enforcement Methods in Abaqus/Explicit; 2023 [Stand: 12.05.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAEITNRefMap/simaitn-c-expcontactconstraints.htm>.
- [180]A. Tijou, G. Rosi, R. Vayron, H. A. Lomami, P. Hernigou und C.-H. Flouzat-Lachaniette et al. Monitoring cementless femoral stem insertion by impact analyses: An in vitro study. *J Mech Behav Biomed Mater* 2018; 88:102–8.
- [181]A. Marter, C. Burson-Thomas, A. Dickinson, K. Rankin, M. Mavrogordato und F. Pierron et al. Measurement of Internal Implantation Strains in Analogue Bone Using DVC. *Materials* 2020; 13(18):4050.
- [182]N. Mondanelli, E. Troiano, A. Facchini, R. Ghezzi, M. Di Meglio und N. Nuvoli et al. Treatment Algorithm of Periprosthetic Femoral Fractures. *Geriatr Orthop Surg Rehabil* 2022; 13:21514593221097608.
- [183]S. Farboodmanesh, J. Chen, Z. Tao, J. Mead und H. Zhang. Base fabrics and their interaction in coated fabrics. In: Smith WC, Hrsg. *Smart textile coatings and laminates*. Second edition. Duxford, Cambridge, MA, Kidlington: Woodhead Publishing an imprint of Elsevier; 2019. S. 47–95 [The Textile Institute book series].
- [184]B. Poole, B. Barzdajn, D. Dini, D. Stewart und F. P. Dunne. The roles of adhesion, internal heat generation and elevated temperatures in normally loaded, sliding rough surfaces. *International Journal of Solids and Structures* 2020; 185-186:14–28.
- [185]J. Targosinski, J. Kusins, N. Martensson, A. Nelson, N. Knowles und L. Ferreira. Assessing Methodological Uncertainty of In-Vitro Digital Volume Correlation Bone Strain Measurements in Total Shoulder Arthroplasties. In: Tavares JMRS, Bourauel C, Geris L, Vander Slotte J, Hrsg. *Computer Methods, Imaging and Visualization in Biomechanics and Biomedical Engineering II: Selected Papers from the 17th International Symposium CMBBE and 5th Conference on Imaging and Visualization*, September 7-9, 2021. Cham, Schweiz: Springer International Publishing; 2023. S. 183–193 [Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics (LNCVB, volume 38); vol. 38].

- [186]G. Tozzi, Q.-H. Zhang und J. Tong. Microdamage assessment of bone-cement interfaces under monotonic and cyclic compression. *Journal of Biomechanics* 2014; 47(14):3466–74. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.09.012.
- [187]G. Tozzi, V. Danesi, M. Palanca und L. Cristofolini. Elastic Full-Field Strain Analysis and Microdamage Progression in the Vertebral Body from Digital Volume Correlation. *Strain* 2016; 52(5):446–55. doi: 10.1111/str.12202.
- [188]Abaqus > Abaqus/CAE > Creating and analyzing a model using the Abaqus/CAE modules > The Load module > Using the load editors > Defining a concentrated force; 2023 [Stand: 28.02.2025]. Verfügbar unter: <https://docs.software.vt.edu/abaqusv2023/English/?show=SIMACAECAERef-Map/simacae-t-lbiloadeditorsconforce.htm>.

A. Aufbau der FE-Simulationen

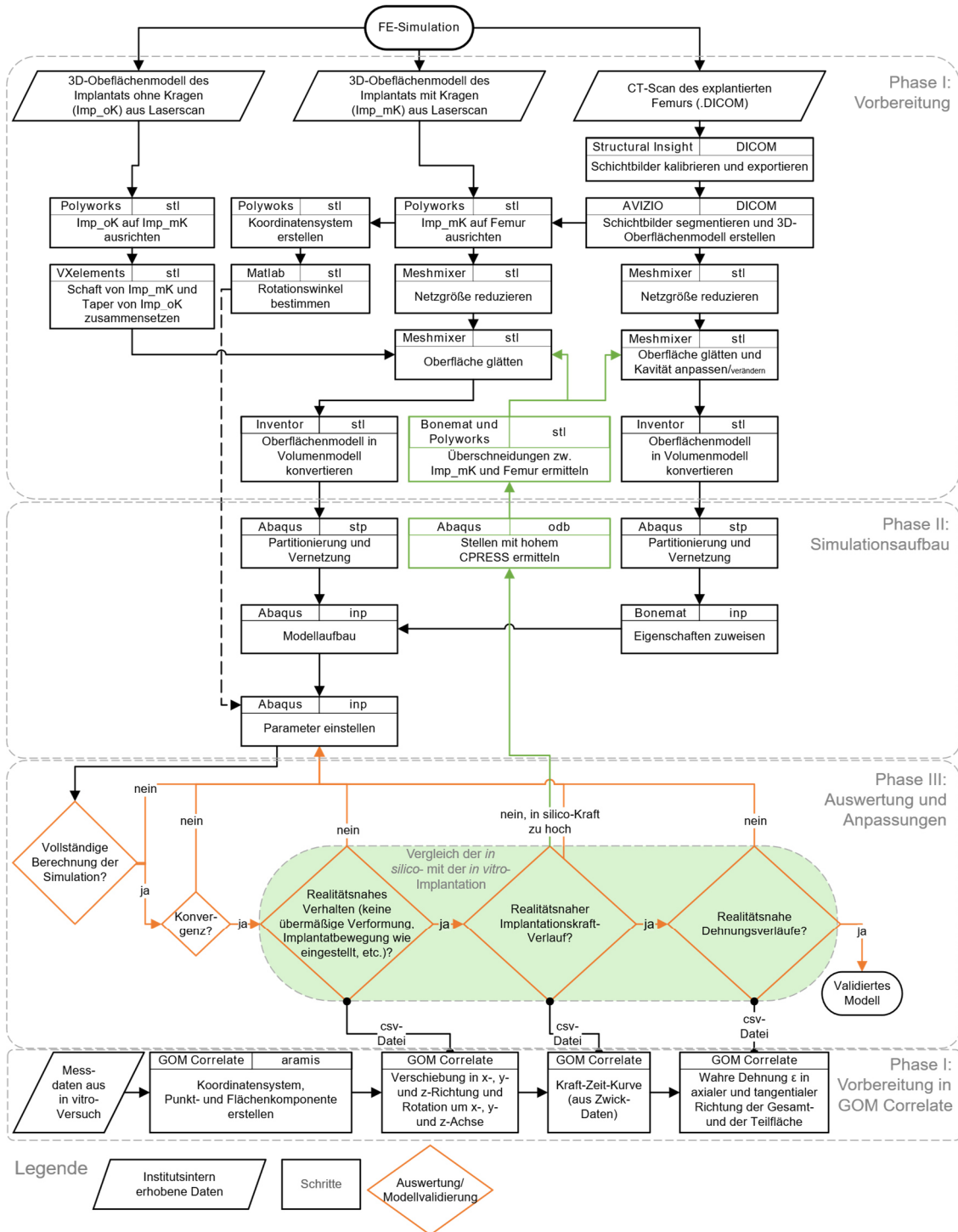


Abbildung A.1: Workflow-Diagramm des Aufbaus und der Validierung der FE-Simulationen. Erstellt mit der Software Visio (Microsoft Visio Professional 2021, USA).

B. Matlab-Code zur Bestimmung der Rotation

```
>> rotm = [0.909, 0.412, 0.066; -0.415, 0.909, 0.042; -0.043, -0.065, 0.997]; %Rotationsmatrix
quat = rotm2quat(rotm) %Rotationsmatrix in Quaternion konvertieren
eulXYZ_radian = quat2eul(quat, 'XYZ') %Quaternion in Eulerwinkel konvertieren
eulXYZ_degree = rad2deg(eulXYZ_radian) %Winkel in Radiant in Grad konvertieren
```

```
quat =
```

```
    0.9766   -0.0274    0.0279   -0.2117
```

```
eulXYZ_radian =
```

```
   -0.0418    0.0661   -0.4255
```

```
eulXYZ_degree =
```

```
   -2.3938    3.7854  -24.3808
```

Abbildung B.1: Matlab-Code zur Bestimmung der Rotation des lokalen KOS gegenüber des globalen KOS.

C. Bonemat- Kalibrierungsparameter

Tabelle C.1: Vergleich Bonemat-Kalibrierungsparameter mit Einstellungen wie in Kapitel 3.2.1 beschrieben.

<p>Anpassung der Einheit der Dichte von $\frac{mg}{cm^3}$ in $\frac{g}{cm^3}$</p>	<p>CT densitometric calibration $Rho_{QCT} = a + b * HU$ a <input type="text" value="0"/> b <input type="text" value="0.001"/></p>
<p>Kalibrierungskorrektur</p>	<p>Correction of the calibration $Rho_{Ash} = a + b * Rho_{QCT}$ <input checked="" type="checkbox"/> Apply calibration correction Single interval <input type="text" value="Single interval"/> ▼ Single interval a <input type="text" value="0.079"/> b <input type="text" value="0.877"/></p>
<p>Nicht verwendete Konvertierung</p>	<p>RhoAsh -> RhoWet Conversion $Rho_{Ash} = a * Rho_{Wet}$ <input type="checkbox"/> Enable RhoWet Conversion a <input type="text" value="1"/></p>
<p>Berechnung des E-Moduls</p>	<p>Density-elasticity relationship $E = a + b * Rho^c$ Elasticity Modulus Bounds [Min, Max] <input type="text" value="1e-06"/> <input type="text" value="1e+06"/> Single interval <input type="text" value="Single interval"/> ▼ Single interval a <input type="text" value="0"/> b <input type="text" value="14664"/> c <input type="text" value="1.49"/></p>
<p>Integration nach E-Moduln 14 Integrationsschritte</p>	<p>Bonemat integration parameter E integration <input type="text" value="E integration"/> Integration steps <input type="text" value="14"/></p>

<p>Aschedichte</p> <p>Poisson-Zahl</p>	<p>▼ Advanced Configuration</p> <p><input type="checkbox"/> Apply Elasticity bounds on Integration</p> <p>Density Output</p> <p>Use rhoAsh</p> <p>Poisson's Ratio</p> <p>0.3</p>
<p>Differenz zwischen E-Moduln</p>	<p>Abaqus File parameters:</p> <p>Absolute matrix</p> <p>Apply <input checked="" type="checkbox"/></p> <hr/> <p>FEM Exporter Properties</p> <p>Elasticity Gap value</p> <p>50</p>
<p>Dichteberechnung</p> <p>Berechnung des E-Moduls</p>	<p>Density Back Calculation</p> <p>Enable <input checked="" type="checkbox"/></p> <p>▼ Back Calculation Settings</p> <p>Density-elasticity relationship</p> <p>$E = a + b * \text{Rho}^c$</p> <p>Single interval</p> <p>▼ Single interval</p> <p>a 0</p> <p>b 14664</p> <p>c 1.49</p>

D. Python-Code zur Skalierung der Materialeigenschaften

```
# -*- coding: utf-8 -*-
# -*- coding: mbcs -*-
# Library import
import numpy as npobject
import math
for i in range (501): %Anzahl der Materialien
    rho_existing = mdb.models['Simulation-A1'].materials['MAT_'+str(i+1)].density.table[0][0]
    rho_Converted=rho_existing*10**(-9) %Konvertierung von g*cm^-3 in t*mm^-3
    mdb.models['Simulation-A1'].materials['MAT_' +str(i+1)].Density(table=((rho_Converted, ), ))
```

Abbildung D.1: Python-Code für die Skalierung der Materialeigenschaften in Abaqus.

E. Amplituden für Randbedingungen in Abaqus

Tabelle E.1: In Abaqus eingestellte Amplituden der Implantatverschiebung und -rotation nach GOM-Daten zur Festlegung von Randbedingungen.

Zeit t in s	Verschiebung in z-Richtung in mm	Zeit t in s	Rotation um z-Achse in rad
0	0	0	0
50	-4,66	0,4	0
100	-9,15	9	0,002
145	-12,80	15	0,005
155	-13,31	26,8	0,01
160,533	-13,74	50	0,014
160,6	-13,77	96	0,019
		109	0,0197
		120,2	0,019
		129,8	0,01
		137	0
		145,2	-0,01
		149,2	-0,015
		154,4	-0,02
		158	-0,024
		158,4	-0,0247
		160	-0,026
		160,533	-0,027
		160,6	-0,027

F.Ausblick: Kraftgesteuerte Belastung

Die verschiebungsgesteuerte Belastung führte in Simulation A2 zu einer Implantationskraft $F_{I,A2} = 16624,47 \text{ N}$ bei $t = 160,5 \text{ s}$. Testweise wurde für dieses Modell statt der über Randbedingungen eingestellten verschiebungsgesteuerten Belastung die kraftgesteuerte Belastung verwendet [188]. Die am Implantat-Referenzpunkt angreifende Punktlast (*concentrated force* CF) in -z-Richtung wurde ähnlich zu den experimentellen Kraftmessdaten (Kapitel 3.1.1) mit der in Tabelle F.1 ersichtlichen Amplitude bis auf $6597,9 \text{ N}$ bei $t = 160,6 \text{ s}$ erhöht. Der an die Implantatoberfläche gekoppelte Implantat-Referenzpunkt wurde in x- und y-Richtung eingeschränkt ($U1 = U2 = 0$). Die restlichen FHGs (U3, UR1, UR2 und UR3) blieben frei. Während bei den Modellen mit weggesteuerter Implantation die Reaktionskraft RF als wesentlicher Validierungsparameter verwendet wurde, wurde bei dieser kraftgesteuerten Implantation die Implantatbewegung verfolgt.

Tabelle F.1: In Abaqus eingestellte Amplituden Punktlast CF3 nach *in vitro*-Kraftmessung.

Zeit t in s	CF3 in N
0	0
0,0001	24,3
0,067	28,1
53	387,7
113	1613,8
123	2406,2
133	3272,1
143	4288,4
153	6263,7
158,4	6823,8
159,4	6762,7
160	6714,7
160,533	6612,6
160,6	6597,9

Es zeigt sich ein Bewegungsverlauf des Implantats in -z-Richtung, welche nicht mit den in Tabelle E.1 Werten übereinstimmt. Jedoch wurde das Imp-oK A in das Femur mit der kleineren Kavität (Femur A) durch die eingestellte Punktlast vollständig eingebracht. Dies deutet darauf hin, dass wenn die Selbstpositionierung des Implantats durch vier nicht eingeschränkte FHGs ermöglicht wird, eine bessere Abbildung der *in vitro*-Situation möglich ist. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde die Kraftsteuerung aufgrund des Fokus auf die weggesteuerte Implantation nicht weiter elaboriert.