

Masterarbeit

**Diskrete-Elemente-Methode in der Endoprothetik -
eine Pilotstudie zur numerischen Simulation von
Knochenpartikeln**

von

Katja Glismann

Matrikelnummer: 21599152

Erstprüfer: Prof. Dr. habil., Ph.D. M. M. Morlock
Zweitprüfer: Prof. Dr.-Ing. habil., Dr. h.c. S. Heinrich
Betreuer: S. Zobel, M.Sc.

Technische Universität Hamburg (TUHH)
Institut für Biomechanik
Prof. Dr. habil., Ph.D. M. M. Morlock

Hamburg, 22. März 2021

Eidesstattliche Erklärung

Ich, Katja Glismann, erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Masterarbeit selbstständig verfasst und keine anderen Hilfsmittel und Quellen als angegeben genutzt habe. Die Arbeit wurde noch keiner anderen Prüfungskommission vorgelegt und auch noch nicht veröffentlicht.

Ort, Datum

Unterschrift

Abstract

This pilot study used the Discrete Element Method (DEM) to research the interaction between bone particles and trabeculae in a high-resolution model simulating the densification of bone structures.

This research is motivated by the aim of reducing the number of revisions needed due to the loosening of uncemented prosthetic implants. An increase in the primary stability by increasing the density of trabecular bone material surrounding the prosthesis has been shown to decrease loosening. Previous simulations using the Finite Elements Method (FEM) have treated porous bone material as solid, thus disregarding the impact of the increased density on the trabeculae.

By coupling DEM and FEM, the impact of intertrabecular particles on the movement of trabeculae under stress could be examined and insights into the effects of increased density in the microstructure of individual trabeculae could be gained. To this end, two simulations were set up, to determine the penetration depth of bone particles into a native bone structure and a densified one, respectively. This then made possible a comparison between the native and densified beam model.

To set up these simulations, the parameters of Poisson's ratio, Young's modulus, and the coefficient of static friction of bone-particles were ascertained through literature review. Their density was calculated to be 1655 kg/m^3 . Particle shape and -size were determined to be spheres, splinters and tetrahedra with an average diameter of 125 to $500 \mu\text{m}$ using the Camsizer. The rolling friction coefficient was indirectly calibrated to be 0.12. The coefficient of restitution was, after comparing the value in the literature with one gathered from a material characterisation experiment, set to 0.55.

It was determined that a smaller particle size significantly increases penetration depth. The simulated material ratio of 46 % was congruent with the published value for densification (BÄTZ et al., 2019). Furthermore, a significant difference in movement and stresses between the densified and native trabecular models was observed. For the native model, all trabeculae were engaged at the same time, resulting in an even spread of stresses, while the compressed model showed a variation of stress-magnitudes by more than 90 %. The simulations with specific particle shapes showed an increase in displacements of trabeculae for splinters ($p < 0,001$), while spheres lead to higher stresses ($p = 0,018$).

In a clinical context, this could indicate that compression can inhibit simultaneous failures of all trabeculae, counteracting a loosening of the prosthesis by the remaining trabeculae. As a continuation of this pilot study, a simulation incorporating the bone marrow should be supplemented. This could be achieved by coupling CFD ("Computational Fluid Dynamics") and DEM. Furthermore, it is recommended to retain the coupling between FEM and DEM for analysis of results.

Zusammenfassung

In dieser Pilotstudie wird mit der Diskrete-Elemente-Methode (DEM) die Interaktion zwischen Knochenpartikeln und Trabekeln in einem hochauflösenden Modell zur Darstellung der Verdichtung von Knochenstrukturen untersucht.

Diese Untersuchung steht im Kontext der Forschung zur Reduzierung von Revisionen, zurückzuführen auf die Lockerung der zementfrei implantierten Prothesen. Eine Erhöhung der Primärstabilität durch Verdichtung des das Implantat umschließenden trabekulären Knochenmaterials kann Lockerungen reduzieren. Die zur Erforschung der Primärstabilität bislang durchgeführten Simulationen mit der Finiten-Elemente-Methode (FEM), stellen poröse Knochenstrukturen als Vollmaterial dar und vernachlässigen damit den Einfluss der Dichteerhöhung auf einzelne Trabekel.

Durch den Einsatz der DEM kombiniert mit der Kopplung zur FEM wurde der Einfluss von intertrabekulären Partikeln auf die Verschiebung von Trabekeln unter Belastung untersucht und zusätzliche Erkenntnisse über den Einfluss der Dichteerhöhung in der Mikrostruktur auf einzelne Trabekel gewonnen.

Hierfür wurden methodisch zwei Simulationen aufgesetzt, mit denen die Eindringtiefe von Knochenpartikeln in eine Knochenstruktur und ein Vergleich zwischen einem nativen und einem verdichteten Balkenmodell zur Simulation von Trabekeln ermöglicht wurde.

Zur Aufsetzung der Simulationen wurden die Parameter Poissonzahl, E-Modul und Haftreibungskoeffizient von Knochenpartikel aus der Literatur ermittelt. Ihre Dichte wurde mit 1655 kg/m^3 berechnet. Die Partikelformen und -größen wurden aus den Aufnahmen des Camsizers als Kugeln, Splitter und Tetraeder mit einem Durchmesser von durchschnittlich 125 bis $500 \mu\text{m}$ bestimmt. Der Rollreibungskoeffizient wurde basierend auf dem Ergebnis des Kalibrierversuchs des Ruhewinkels zu 0,12 indirekt kalibriert. Der Restitutionskoeffizient wurde nach einem Vergleich des Literaturwerts mit dem aus einem Materialcharakterisierungsversuch ermittelten Wert auf 0,55 festgelegt. Es wurde ermittelt, dass eine geringe Partikelgröße die Eindringtiefe signifikant steigert.

Der in der Simulation zur Eindringtiefe ermittelte Materialanteil von 46 % entsprach dem in der Literatur publizierten Wert zur Verdichtung (BÄTZ et al., 2019). Weiterhin wurde ein signifikanter Unterschied zwischen den Verschiebungen und Belastungen des verdichteten und nativen Trabekelmodells ermittelt. Beim nativen Modell befanden sich alle Trabekel gleichzeitig im Eingriff, sodass eine verteilte Belastung erfolgte, während im verdichteten Modell zu beobachten war, dass die Belastungen um mehr als 90 % streuten. Aus den Simulationen mit den bestimmten Partikelformen konnte für Splitter eine erhöhte Verschiebungen der Trabekel ($p < 0,001$) gezeigt werden, während Kugeln zu einer höheren Belastung führten ($p = 0,018$).

Im klinischen Kontext könnte dies bedeuten, dass die Verdichtung ein simultanes Versagen aller Trabekel verhindert und der Lockerung der Prothese durch die verbleibenden intakten Trabekel entgegengewirkt wird. Als Fortführung dieser Pilotstudie sollte eine Simulation zur Berücksichtigung des Knochenmarks ergänzt werden. Dies könnte über eine Kopplung zwischen der CFD („Computational Fluid Dynamics“) und der DEM erfolgen. Weiterhin wird empfohlen, an der Kopplung zwischen FEM und DEM für die Auswertung der Ergebnisse festzuhalten.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	iii
Abbildungsverzeichnis	x
Tabellenverzeichnis	x
1 Einleitung	1
2 Theoretische Grundlagen	3
2.1 Aufbau, Zusammensetzung und Funktion eines Knochens	3
2.2 Dichteerhöhung des Knochens als Einflussfaktor auf die Primärstabilität von zementfreien Prothesen	4
2.3 Simulationsansätze für die Verdichtung von Knochen basierend auf der FEM	6
2.4 Die Diskrete-Elemente-Methode	9
2.4.1 Simulationsansätze für Knochen basierend auf der DEM	9
2.4.2 Ablauf einer Simulation mit der DEM	10
2.5 Material- und Kontaktparameter von Partikeln	15
2.5.1 In EDEM benötigte Material- und Kontaktparameter von Partikeln	15
2.5.2 Bestimmung der Partikelparameter über Materialcharakterisierungs- und Kalibrierungsversuche	17
2.5.3 Parameter von Knochenpartikeln	21
2.6 Mazerationstechniken zur Erstellung von Knochenpartikeln	24
3 Material- und Kontaktparameter von Knochenpartikeln	28
3.1 Statistische Auswertung	29
3.2 Erstellung einer Methode zur Herstellung von Knochenpartikelproben und Charakterisierung der Dichte sowie der Partikelgrößenverteilung	29
3.2.1 Entwicklung der Methode zur Erstellung der Knochenpartikelproben und Charakterisierung von geometrischen Parametern	29

3.2.2	Ergebnisse der Knochenpartikelprobenerstellung und Auswertung der Größenverteilungen der Partikelproben	31
3.2.3	Diskussion der Knochenpartikelprobenerstellung sowie der Dichte- und Partikelgrößenbestimmung	34
3.3	Bestimmung des Restitutionskoeffizienten	36
3.3.1	Material und Methoden zum Restitutionskoeffizienten	36
3.3.2	Ergebnisse zum Restitutionskoeffizient	38
3.3.3	Diskussion zum Restitutionskoeffizient	39
3.4	Kalibrierungsversuch - Reale Bestimmung des Ruhewinkels	42
3.4.1	Versuchsaufbau und -durchführung des Ruhewinkelversuchs	42
3.4.2	Ergebnisse des Ruhewinkelversuchs	43
3.4.3	Diskussion des Ruhewinkelversuchs	43
3.5	Bestimmung des Rollreibungskoeffizienten über die indirekten Kalibrierung	44
3.5.1	Aufsetzen der Simulation des Ruhewinkels in EDEM	45
3.5.2	Ergebnisse der Bestimmung des Rollreibungskoeffizienten	46
3.5.3	Diskussion der Bestimmung des Rollreibungskoeffizienten	48
3.6	Limitationen bei der Bestimmung der Material- und Kontaktparameter von Knochenpartikeln	48
3.7	Zusammenfassung der zur Simulation benötigten Parameter von Knochenpartikeln .	49
4	Simulationen der Knochenpartikel mit der DEM	51
4.1	Simulation der Eindringtiefe von Knochenpartikeln in eine humane Knochenstruktur	51
4.1.1	Simulationsmethode zur Eindringtiefe und Implementierung in EDEM	51
4.1.2	Einflussfaktoren auf die Eindringtiefe von Knochenpartikeln in eine humane Knochenstruktur	56
4.1.3	Diskussion der Eindringtiefe	65
4.2	Vergleich der Simulationen von Verschiebungen und Beanspruchungen in verdichteter und nativer Trabekelstruktur	67
4.2.1	Implementierung der Simulation in EDEM und ABAQUS einschließlich der Entwicklung eines Trabekelmodells	68
4.2.2	Ergebnisse des Vergleichs zwischen einem verdichteten und einem nativen Trabekelmodell	73

4.2.3	Diskussion des Vergleichs zwischen nativem und verdichtetem Modell	80
4.3	Limitationen in den Simulationen	83
4.4	Entwicklung einer Validierungsstrategie und deren Umsetzung in dieser Pilotstudie .	84
5	Zusammenfassung und Ausblick	88
	Literaturverzeichnis	91
A	Anhang	100
A.1	Benutzung von EDEM	100
A.2	Ablauf zur Bestimmung von Knochenparametern über IMAGEJ und BONEJ	104
A.3	Untersuchung der Fördergeschwindigkeit im Camsizer	104
A.4	Simulationszeiten	106
A.5	Materialparameter und statistische Angaben zum Ruhewinkelversuch	106
A.6	Simulationen der Knochenpartikel mit der DEM	108
A.7	Mathematische Grundlagen zum Hertz-Mindlin (no slip)-Kontaktmodell	108
A.8	Netzkonvergenzanalyse	109
A.8.1	Methode der Netzkonvergenzanalyse	109
A.8.2	Ergebnisse der Netzkonvergenzanalyse	110
A.8.3	Diskussion der ausgewählten Netzgröße und der Netzkonvergenzanalyse . . .	111

Nomenklatur

Zeichen	Einheit	Bedeutung
δ	mm	Überlappung
Δ	-	Definierter Schritt
ϵ	%	Verdichtung
μ_S	-	Haftreibungskoeffizient
μ_R	-	Rollreibungskoeffizient
ν	-	Poissonzahl
ρ	kg/m ³	Dichte
σ_{Mis}	MPa	Von-Mises-Vergleichsspannung
ω	1/s	Winkelgeschwindigkeit
a	m	Abstand
d	kg/s	Dämpfungskonstante
D	mm	Durchmesser
e	-	Restitutionskoeffizient
E	MPa	E-Modul
E	J	Energie
F	N	Kraft
G	Pa	Schubmodul
h	mm	Höhe
I	mm ⁴	Trägheitsmoment
k	N/m	Federsteifigkeit
m	kg	Masse
N	-	Partikelanzahl
p	Pa	Druck
R	mm	Radius
S	-	Spanne
St	Pa	Steifigkeit
t	s	Zeit
T	Nm	Moment
T_R	s	Rayleigh Zeitspanne
v	m/s	Geschwindigkeit
V	m ³	Volumen
X	μm	Verschiebung in X-Richtung
Y	μm	Verschiebung in Y-Richtung
Z	μm	Verschiebung in Z-Richtung

Indizes

Index	Bedeutung
1	Partikel 1
2	Partikel 2
*	Äquivalent
%	Anteil
a	Aufkommen
area	flächengleicher Kreis
c	Kontur
D	Belastungsart Druck
end	Endzeitpunkt
E	Energie
Fe	Feret
g	groß/ großer
i	initial
it	initial translatorisch
ir	initial rotatorisch
k	klein/ kleiner
K	Kugel
m	mittel/ mittlerer
Ma	Martin
n	normal/ normale Komponente
p	Partikel
P-G	Partikel-Geometrie-Kontakt
P-P	Partikel-Partikel-Kontakt
rel	Realtiv
rr	Rückstoß rotatorisch
rs	Rückstoß
rt	Rückstoß translatorisch
R	Belastungsart Rotation
S	Splitter
t	tangential/ tangentielle Komponente
T	Belastungsart Translation
T	Tetraeder
v	Geschwindigkeit
Voll	Vollvolumen

Abkürzungen

Abk.	Bedeutung
2D	Zweidimensional
3D	Dreidimensional
μ CT	Mikrocomputertomograph
BV	Bone Volume, Knochenvolumen
CT	Computertomograph
DE	diskrete Elemente
DEM	Diskrete-Elemente-Methode
E-Modul	Elastizitäts-Modul
EPRD	Endoprothesenregister
FE	finite Elemente
FEM	Finite-Elemente-Methode
HMK	Hertz-Mindlin (no slip)-Kontaktmodell
KS	Knochenschicht
max	maximal, Maximum
min	minimal, Minimum
Mises	Von-Mises-Vergleichsspannung
Trab. Spac.	Abstand zwischen Trabekeln
Trab. Thick.	Dicke von Trabekeln
TV	Total Volume, Vollvolumen
Hüft-TEP	Hüft-Totalendoprothese

Abbildungsverzeichnis

2.1	(a) Foto eines aufgeschnittenen Knochens aus dem Beckenkamm eines Schweins links mit Knochenmark, rechts nach der Mazeration (b) Nahaufnahme der Spongiosa mit Darstellung ihrer mazerierten Mikrostruktur . . .	4
2.2	Übersicht zu verschiedenen Veröffentlichungen zur Simulation von Knochen	7
2.3	Algorithmus zur Durchführung einer Simulation basierend auf der Diskreten-Elemente-Methode angelehnt an [1, 2]	11
2.4	Darstellung der Bewegung zweier Partikel, die nach dem Soft-Sphere-Modell in Kontakt zueinander stehen, angelehnt an [1]	13
2.5	Rheologische Darstellung des vereinfachten Hertz-Mindlin Kontaktmodells zwischen zwei runden Partikeln angelehnt an [3]	13
2.6	Zur Simulation in EDEM notwendige Partikel- und Kontaktparameter zwischen Partikeln und zwischen Partikel und Geometrie	16
2.7	Parameter zur Bestimmung der Partikelgrößenverteilung nach der ISO 13322-2 [4] angelehnt an [5] am Beispiel eines Knochenpartikels	18
2.8	Summenverteilung mit Angaben zu den D10-, D50- und D90-Werten eines Partikelkollektivs angelehnt an [6]	19
2.9	Beispiele für die Versuchsprinzipien der Kalibrierungsversuchen als Simulation in EDEM dargestellt	21
2.10	Knochenpartikel hergestellt aus einer mazerierten Spongiosaprobe aus dem Femur eines Schweins zerkleinert mit einer Formraspel (DePuy Orthopaedic, 2001) der Raspeltiefe 0,5 mm	22
3.1	Regionen für die Probenentnahme und Vorstellung der Probekörper	30
3.2	Formraspel mit fest konnektiertem Handgriff (DePuy Orthopaedic, 2001) und einer Raspeltiefe von 0,5 mm	31
3.3	Momentaufnahmen der Knochenpartikel aus dem Camsizer, die zur Bestimmung ihres äquivalenten Durchmessers aufgenommen werden	32
3.4	Boxplots zur Identifikation von Ausreißern bei den Größenverteilungen der Knochenpartikelproben	33
3.5	Summenverteilungskurven der Partikelkollektive logarithmisch dargestellt	33

3.6	Verhaltensabweichung nach einem Aufprall zwischen einem azerierten und agglomerierten Knochenpartikel	35
3.7	Restitutionskoeffizienten e aufgetragen über die initiale Geschwindigkeit V_{initial} der Partikel	38
3.8	Restitutionskoeffizienten aufgetragen in Boxplots	39
3.9	Geschwindigkeit in normaler Richtung sowie Winkelgeschwindigkeitsverlauf innerhalb der Versuchsdurchführung zum Restitutionskoeffizienten e_E mit Momentaufnahmen eines Beispielpartikels	40
3.10	Eingezeichneter Ruhewinkel der Vergleichsprobe	42
3.11	Ruhewinkelversuch als Kalibrierungsversuch zur Bestimmung des Rollreibungskoeffizienten	47
3.12	Beispiel einer Ruhewinkelsimulation, bei dem der Rollreibungskoeffizient auf 0,147 gesetzt wurde und das Modell auf der linken Seite im Anfangszustand stagnierte . .	47
4.1	Arbeitsablauf mit Informationen zum verarbeitenden Medium und einzusetzender Software und Geräten zum Aufsetzen der Simulation zur Untersuchung der Eindringtiefe von Knochenpartikeln in einer Knochenstruktur	52
4.2	(a) Extraktion eines Subvolumens (167 x 167 x 167 Voxel) aus den μCT -Daten eines humanen Femurkopfes (25mm x 10mm) in AVIZO (b) Extrahierte Knochenstruktur dargestellt in EDEM	52
4.3	Übersicht verschiedener Partikel aus dem Camsizer mit Verhältnisbildung und hineingefitteten Kugeln zur Auswahl der Vergleichsformen für die Simulation der Knochenpartikel in EDEM	53
4.4	Simulationsprozess zur Untersuchung der Eindringtiefe von Knochenpartikeln in eine Knochenstruktur	55
4.5	Humane Knochenstruktur befüllt mit unterschiedlichen Partikelvolumina und -formen zur Untersuchung der Eindringtiefe zum Zeitpunkt $t=0,3\text{s}$ mit markierter Vergleichsprobe	57
4.6	Mittelwerte und Standardabweichungen aller in die Knochenstruktur eingedrungenen Knochenpartikel aufgeteilt nach den Partikelformen (Kugel, Splitter, Tetraeder) und ihren Partikelvolumen (klein, mittel, groß)	58
4.7	Anteile der Knochenpartikel aufgetragen nach ihrer Eindringtiefe und aufgeteilt nach den Partikelformen (Kugel, Splitter, Tetraeder) und Partikelvolumina (klein, mittel, groß)	59
4.8	Verläufe der Verdichtungsanteile aller Knochenpartikel in der Knochenstruktur aufgeteilt in 10 Schichten abhängig von den Partikelformen (Kugel, Splitter, Tetraeder) und ihren Partikelvolumen (klein, mittel, groß)	60

4.9	Tabellarische Übersicht zum Füllgrad der Knochenstruktur mit variierender Belastungsart des Einbringens und variierender Partikelform mit Markierung einer Pore zum Vergleich	62
4.10	Abhängigkeit von Belastungsart beim Einbringen der Knochenpartikel (Druck, Rotation, Translation) und der Partikelform	63
4.11	Abhängigkeit von der Belastungsart beim Einbringen der Partikel und von der Partikelform	63
4.12	Verläufe der Verdichtungsanteile aller Knochenpartikel in der Knochenstruktur aufgeteilt in 10 Schichten abhängig von der Belastungsart beim Einbringen (Druck, Translation, Rotation) sowie der Partikelform	64
4.13	Zwei Darstellungen von Kontakten zwischen den Partikeln und Trabekeln	66
4.14	Knochenmodell mit markierten Trabekeln im Vergleich zum Trabekelmodell in der 2D-Ansicht	69
4.15	Knochenmodell mit markierten Trabekeln im Vergleich zum Trabekelmodell in der 3D-Ansicht	69
4.16	Arbeitsablauf für die FE-DE-Kopplung zur ergänzten Auswertung von DE-Ergebnissen	71
4.17	Ablauf der Simulation zur Verschiebung	72
4.18	Aus ABAQUS exportierte Informationen zur Auswertung der Verschiebungen, der Von-Mises-Vergleichsspannungen und des Drucks aufgebracht entweder durch Partikel in EDEM oder durch die Platte in ABAQUS	73
4.19	Grafische Darstellung der Von-Mises-Vergleichsspannungen bei einer tangentialen Belastung von 10 N für das native und das verdichtete Trabekelmodell	74
4.20	Tabellarische Übersicht zur Kompressionskraft, die auf die verschiedenen Partikel bei zunächst vertikaler Belastung von 0,5 MPa und anschließend axialer Belastung entlang der y-Achse wirken	74
4.21	Tabellarische Übersicht zur Kompressionskraft, die auf die verschiedenen Partikel bei zunächst vertikaler Belastung von 0,5 MPa und anschließend axialer Belastung entlang der y-Achse wirken	75
4.22	Zeitlicher Ablauf der Belastung der Partikel für Kugeln unter einer seitlichen Belastung von 10 N	75
4.23	(a) Verschiebung der Trabekel entlang der y- bzw. Kraftangriffsrichtung und (b) Von-Mises-Vergleichsspannung auf die Trabekel jeweils aufgeführt abhängig von der Form und der seitlichen Belastung	77
4.24	Verläufe von Verschiebungen und der Von-Mises-Vergleichsspannung innerhalb des Trabekelmodells unter variabler tangentialer Belastung zur Hervorhebung des Unterschieds zwischen einem nativen und einem verdichteten Trabekelmodell	78

4.25	Verläufe des Drucks innerhalb des Trabekelmodells unter variabler tangentialer Belastung zur Hervorhebung des Unterschieds zwischen einem nativen und einem verdichteten Trabekelmodell	79
A.1	Creator-Auswahlbaum	100
A.2	Simulator-Auswahlbaum	102
A.3	a) Analyst-Auswahlbaum zur visuellen Darstellung, b) Analyst-Auswahlbaum zur quantitativen Auswertung	103
A.4	Summenverteilungskurven des Partikelkollektivs „mazeriert2“ gefördert mit drei verschiedenen Geschwindigkeiten	105
A.5	Konvergenzanalyse zur von Mises-Spannung im Knochenmodell, der gestrichelte Rahmen symbolisiert die ausgewählte Netzgröße	110
A.6	Konvergenzanalyse zur Magnitude der Verschiebung gemessen an vier mittig liegenden Punkten im Knochenmodell, der gestrichelte Rahmen symbolisiert die ausgewählte Netzgröße	111

Tabellenverzeichnis

2.1	Übersicht der vorgestellten Mazerationstechniken mit ihren Vor- und Nachteilen . . .	27
3.1	Übersicht zu den bereits der Literatur entnommenen Material- und Kontaktparametern für Knochenpartikel sowie die mit Hilfe von Materialcharakterisierungs- und Kalibrierversuchen zu ermittelnden Parameter	28
3.2	Partikelgrößenverteilungen der Knochenpartikelproben	32
3.3	Mögliche zu untersuchende Einflussfaktoren auf den Ruhewinkel	42
3.4	In EDEM getestete Partikelgrößenverteilungen und Partikeldurchmesser zur Ermittlung des Rollreibungskoeffizienten	46
3.5	Übersicht der für EDEM erforderlichen und in dieser Arbeit bestimmten und zusammengestellten Material- und Kontaktparameter für Knochenpartikel	49
4.1	Durchgeführten und weiter durchzuführende Schritte zur Validierung der Ergebnisse innerhalb der entwickelten Validierungsstrategie	87
A.1	Partikelgrößenverteilungen bei drei unterschiedlichen Fördergeschwindigkeiten	105
A.2	Beispiel für Simulationszeiten bei der Untersuchung der Eindringtiefe abhängig von der Einbringart	106
A.3	Angaben zur Dichte und zum Ruhewinkel der Knochenpartikel	106
A.4	Korrelationen nach Spearman-Rho für den Ruhewinkel	107
A.5	Ausgleichsfunktionen für die Verdichtungsanteile bei unterschiedlichen Partikelformen und Belastungsarten beim Einbringen der Partikel	107
A.6	Verschiebungen und Belastungen sowohl für das verdichtete als auch für das native Modell	108

1. Einleitung

Zur Verbesserung der Implantationsergebnisse und der Standzeit von Prothesen ist es notwendig, die Revisionsgründe, Gründe für eine mögliche Korrekturoperation, zu kennen und zu senken. Durch das Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) soll die Identifizierung dieser Revisionsgründe verbessert werden. Auf freiwilliger Basis können bisher Hüft- und Knieprothesen registriert und die Revisionsgründe angegeben werden. Der häufigste Grund für Revisionen ist unabhängig von der Implantationsart bei Hüftprothesen mit 27 % und bei Knieprothesen mit 23,9 % die aseptische Lockerung der Prothese im Knochen [7]. Um diesen Prozentsatz zu senken und für die Patienten die mit den Revisionsoperationen verbundenen Risiken zu vermeiden [7], wird daran geforscht, welche Einflussfaktoren die Lockerung der Prothese vermindern können.

Die Lockerungen sind bei größerem zeitlichen Abstand zur Operation auf eine unzureichende Osseointegration der Prothese zurückzuführen. Da die Osseointegration nur für Mikrobewegungen zwischen Prothese und Knochen unterhalb von 150 μm sicher erfolgt [8], ist die Stabilität der Prothese im Knochen direkt nach der Operation (Primärstabilität) von entscheidender Bedeutung. Diese Primärstabilität wird bei zementfreien Prothesen über eine Press-Fit-Verbindung erreicht. Sie kann durch eine höhere Dichte des die Prothese umschließenden Knochens verbessert werden [9–13].

Die höhere Dichte kann erreicht werden, indem durch plastische Verformung des porösen trabekulären Knochens die Kavität für die Prothese im Knochen geformt wird [10, 14]. Weiterhin kann die Dichte erhöht werden, indem Knochenspäne, die beim Raspeln der Kavität anfallen, in die Poren des trabekulären Knochens gedrückt werden, anstatt aus dem Knochen entfernt zu werden [14]. Es wird vermutet, dass die Erhöhung der Primärstabilität auf eine Erhöhung der Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen zurückzuführen ist. Weitere, mögliche Ursachen basierend auf der Mikrostruktur des Knochens sollen in dieser Arbeit numerisch untersucht werden.

In den bisherigen Forschungen zur Simulation der Primärstabilität von Prothesen wird die Finite-Elemente-Methode (FEM) eingesetzt, bei der poröse Knochenstrukturen als Vollmaterial simuliert werden [10, 15, 16]. Dabei wird jedoch der Effekt der Dichteerhöhung auf die mikroskopische Knochenstruktur vernachlässigt, da makroskopischen Gebieten Dichtewerte zugeordnet werden [10, 15].

Ziel dieser Pilotstudie ist es, mit der DEM die Interaktionen zwischen Knochenpartikeln und Trabekeln in einem hochauflösenden Modell zur Darstellung der Verdichtung einer Knochenstruktur zu untersuchen. Weiterhin ist der Einfluss von intertrabekulären Partikeln auf die Verschiebung von Trabekeln unter Belastung darzustellen.

Für eine Simulation mit der DEM sind zunächst Material- und Kontaktparameter von Knochenpartikeln zu bestimmen, die bisher noch nicht erforscht wurden und somit nicht der Literatur entnommen werden können. Es werden die Bewegungen von Knochenpartikeln im Knochen abhängig

von der Partikelform, dem Partikelvolumen und der Belastungsart beim Einbringen der Knochenpartikel innerhalb einer Simulation untersucht. In einem gekoppelten FE-DE-Modell werden die Verformungen von trabekelähnlichen Strukturen unter Last in verdichteter und unverdichteter als nativ bezeichneter Umgebung verglichen.

Dazu werden in einem ersten Schritt die Grundlagen des neu für die Simulation von Knochen eingesetzten Simulationsansatzes beschrieben (vgl. Kapitel 2). Die Material- und Kontaktparameter für die Knochenpartikel werden, soweit möglich, der Literatur entnommen und die bisher unbekannt Material- und Kontaktparameter in Versuchen und über Simulationen bestimmt (vgl. Kapitel 3). Kapitel 4 umfasst die Simulation der Bewegungen von Knochenpartikeln im Knochen und die Simulation der Verformung von trabekelähnlichen Strukturen unter Last durch die Verdichtung von Knochen im Vergleich zu einem nativen Modell. Hier wird nach der Umsetzung und Deutung der Simulationsergebnisse auch auf mögliche Ansätze zur Validierung der Ergebnisse eingegangen. Kapitel 5 umfasst die Zusammenfassung der Arbeit, sowie die Einordnung der Ergebnisse in einen klinischen Kontext. Es wird innerhalb des Ausblicks ein mögliches weiteres Vorgehen skizziert.

2. Theoretische Grundlagen

In diesem Kapitel werden zunächst der Aufbau und die Funktion eines Knochens vorgestellt. Anschließend wird die zementfreie Implantation von Prothesen beschrieben. Ein Überblick zu den Gründen von möglichem Prothesenversagen und damit verbundenen Revisionen wird gegeben. Die Primärstabilität wird als Qualitätsmaß eingeführt und die Verdichtung als Möglichkeit zur Erhöhung der Primärstabilität erläutert. Verschiedene Veröffentlichungen zur Simulation von Knochen sowie der Ansatz der Diskreten-Elemente-Methode nach CUNDALL und STRACK [1] werden vorgestellt. Die mathematischen Grundlagen sowie die benötigten Parameter für die Simulation mit der Software EDEM[®] ACADEMIC SIMULATOR Version 6.3.0 (DEM Solutions Ltd., Edinburgh, Scotland) folgen. Die Grundlagen zu später durchzuführenden Versuchen werden dargelegt. Zum Abschluss des Kapitels werden die bekannten Material- und Kontaktparameter für Knochenpartikel durch die Literaturrecherche ermittelt sowie Parameter herausgearbeitet, die zunächst durch Materialcharakterisierungs- oder Kalibrierungsversuche zu bestimmen sind. Da einige Material- und Kontaktparameter für Knochenpartikel durch Versuche ermittelt werden müssen, werden mögliche Vorgehensweisen zur Entfettung von Knochen („Mazeration“) beschrieben und später eine für diese Arbeit passende ausgewählt.

2.1 Aufbau, Zusammensetzung und Funktion eines Knochens

Knochen übernehmen als Hauptstützgewebe im menschlichen Körper die Stabilisierung, Kraftaufnahme und Lastverteilung [17]. Die Kortikalis umschließt als äußere feste Schicht die innen liegende schwammartige Spongiosa, deren Zwischenräume mit Knochenmark gefüllt sind. Die einzelnen Ästchen der Spongiosa werden Trabekel genannt. Die trabekuläre Struktur wird als Mikrostruktur des Knochens bezeichnet.

In Abbildung 2.1 (a) sind die einzelnen Bestandteile des Knochens am Beispiel des Beckenkamms eines Schweins (Pubis) zu erkennen. Der Prozess zur Entfernung des Knochenmarks sowie weiterer Fette wird als Mazeration bezeichnet und legt die trabekuläre Mikrostruktur der Spongiosa frei (vgl. Abbildung 2.1 (b)).

Die Kortikalis und die Spongiosa bestehen zu ca. 25 % aus organischen, zu 65 % aus anorganischen Mineralien (z.B. Hydroxylapatit HA) und zu 10 % aus Wasser [18]. Die organische Substanz der Knochenmatrix teilt sich weiter in 95 % Kollagenfasern und 5% Knochengrundsubstanz auf [18].

Durch den hohen organischen Anteil ist es dem Knochen möglich, sich nach den Hauptbeanspruchungsrichtungen (Spannungstrajektorien) auszurichten und so seine Aufgaben optimal angepasst auszuführen. Diese Fähigkeit zur Anpassung wurde als WOLFF'sches Gesetz 1892 bereits postu-

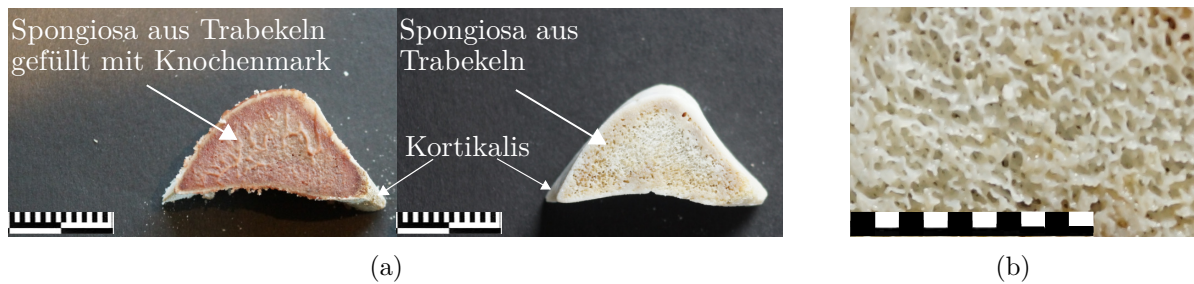


Abbildung 2.1: (a) Foto eines aufgeschnittenen Knochens aus dem Beckenkamm eines Schweins links mit Knochenmark, rechts nach der Mazeration
(b) Nahaufnahme der Spongiosa mit Darstellung ihrer mazerierten Mikrostruktur

liert [19]. Sie ermöglicht ebenfalls die Selbstheilungsfähigkeiten bzw. Adaptionsmöglichkeiten an Fremdkörper im Knochen, wie beispielsweise nach dem Einbringen einer Prothese.

Zur Charakterisierung der Mikrostruktur von Knochen werden die morphologischen Parameter BV/TV-Wert (Knochenvolumen zu gesamten Volumen), die durchschnittliche Dicke eines Trabekels („trabecular thickness“, Trab. Thick.) und der durchschnittliche Abstand zwischen Trabekeln („trabecular spacing“, Trab. Spac.) genutzt [20].

2.2 Dichteerhöhung des Knochens als Einflussfaktor auf die Primärstabilität von zementfreien Prothesen

Kommt es zu einem künstlichen Gelenkersatz, kann die Implantation zementfrei, zementiert oder in einer hybriden Form erfolgen [7, 21]. Die Ausrichtung dieser Arbeit liegt auf dem zementfreien Ansatz, für den zunächst mit Hilfe des Operationsablaufs sein Wirkprinzip vorgestellt wird.

Die zementfreie Implantation von Prothesen zeichnet sich dadurch aus, dass eine dauerhafte Stabilität der Prothese durch die eigene Knochenstruktur des Patientenkörpers erreicht wird.

Während der Operation wird dazu das Implantatbett (Kavität) vom Operateur mit einem Raspelwerkzeug als Übermaßpassung bezogen auf den Implantatschaft präpariert. Der trabekuläre Knochen wird zerkleinert und entstandene Knochenpartikel aus der Kavität herausgefördert. Der Implantatschaft wird vom Operateur in die Kavität eingeschlagen, sodass der Pressfit die Prothese im Knochen durch die Verbindung aus Knochen und Implantatoberfläche fixiert.

Die so entstandene Kurzzeitfestigkeit wird Primärstabilität genannt [22]. Sie ist als Festigkeit des Implantats bzw. als Widerstand des Implantats gegen eine Explantation definiert [22]. Ihr Wirkprinzip kann auf den patientenspezifischen Einfluss der Dichte des Knochens zurückgeführt werden [23].

Durch eine hohe Primärstabilität wird das Einwachsen des Knochens in die Prothese (Osseointegration) gefördert. Die auf der Osseointegration basierende dauerhafte Festigkeit des Implantats im Knochen, die sich durch den Heilungsprozess und die Osseointegration entwickelt, wird Langzeit- bzw. Sekundärstabilität genannt [13, 21]. Da die Sekundärstabilität fundamental von der Osseointegration abhängt, sollten unterschiedliche Aspekte zur Sicherstellung der Osseointegration bedacht

werden [8, 24]. Bioaktive Materialien sollten für den Prothesenschaft eingesetzt werden, um die Osseointegration zu fördern. Außerdem haben Forschungen von KIENAPFEL et al. ergeben, dass Bewegungen der Prothese gegenüber dem Knochen (Mikrobewegungen) unter $150 \mu\text{m}$ zu halten sind, damit die Osseointegration nicht behindert wird [8]. Diese Bedingung hängt direkt mit einer hohen Primärstabilität zusammen, da bei ihr die Bewegung der Prothese durch die feste Verankerung eingeschränkt wird [8].

Dennoch können nach dem EPRD 27 % der Revisionen von Hüfttotalendoprothesen auf die Lockerung der Prothese zurückgeführt werden [7]. Um die Standzeit der Implantate und damit ihre Qualität zu erhöhen sowie die Gesundheit der Patienten sicherzustellen, ist es notwendig, auch die Primärstabilität zu erhöhen, damit die Osseointegration gesteigert werden kann.

Die Primärstabilität einer Prothese wird zur Qualitätsprüfung im Labor gemessen, indem die Kraft zum Lösen der Prothese aus einem Knochen bestimmt wird. Bei diesen Versuchen wurden Abhängigkeiten der Primärstabilität vom Implantatdesign, der Implantationstechnologie, der Operationstechnik und Knochenqualität gezeigt [8]. Bei dem Messvorgang wird der Knochen jedoch beschädigt und besonders die trabekuläre Struktur im Umfeld des Implantats verändert. Die Primärstabilität kann daher nicht im Rahmen einer Operation getestet werden.

Ein Ansatz zur Lösung dieses Problems liefert die Simulation des patientengebundenen Knochens mit der gewählten Prothese, um eine Prognose zur Primärstabilität und ihren möglichen Einflussfaktoren aufzustellen. Sie wird bisher nicht routiniert eingesetzt [15]. In der Zahnmedizin wird die Knochenmineraldichte als möglicher Einflussfaktor für eine gute Implantation genannt [14, 23]. Eine höhere Knochenmineraldichte und damit verdichteter Knochen impliziert dabei eine qualitativ höherwertige Verankerung der Prothese [11, 12, 25–27].

Eine Erhöhung der Mineraldichte des die Prothese umschließenden Knochens wird erreicht, indem Knochenmaterial beim Präparieren der Kavität in das weitere Knochenmaterial verdrängt wird [10, 14] oder bzw. zusätzlich Knochenpartikel aus Knochenspänen beim Raspeln der Kavität in das Knochenmark zwischen den einzelnen Trabekeln der Spongiosa eingebracht werden [14]. Es werden Eindringtiefen der Partikel zwischen $600\text{--}900 \mu\text{m}$ [28] bis maximal $1,5 \text{ mm}$ [13] angegeben.

Die verbesserte Primärstabilität einer Prothese bei einer Dichteerhöhung kann darauf zurückgeführt werden, dass die Kontaktfläche von Implantat und Knochen steigt. Es ist bei einer Verdichtung mehr Knochenmaterial im direkten Eingriff mit der Prothese [8]. Die Reibungsresistenz und damit Fähigkeit zur Bewegung wird gesenkt [10].

Es gibt verschiedene Präparationsmechanismen bzw. Werkzeuge, mit denen die Verdichtung durch Verdrängung von Trabekelmaterial und eigene Knochenpartikel (Autografts) klinisch herbeigeführt werden kann [10, 14, 29]. Im Folgenden werden drei unterschiedliche Veröffentlichungen dazu vorgestellt.

In der Veröffentlichung von GREEN et al. wird das „**Verdichtungsbohren**“, („Compaction Drilling“) dem „Extraktionsbohren“ („Extraction Drilling“) gegenübergestellt und verglichen, bei welcher Methode eine höhere Primärstabilität der Prothesen in Versuchstieren erreicht werden kann. Das „Verdichtungsbohren“ weitet dabei mithilfe von Dilatatoren die Kavität immer weiter auf

und verdrängt das Material in tieferliegende Trabekelbereiche, während beim „Extraktionsbohren“ das Spanmaterial aus der Kavität während des Reibvorgangs herausgefördert und keine gezielte Verdrängung herbeigeführt wird. Beim „Verdichtungsbohren“ wird im Labortest die höhere Primärstabilität zurückgeführt auf den höheren Knochen-Implantat-Kontakt ermittelt. [10]

HUWEIS und MEYER erforschen über eine spezielle **Bohraufsatz** die Methode der Verdrängung von Knochenmaterial und dem Einbringen gesplitteter Trabekel zur Dichteerhöhung weiter und stellen dabei fest, dass sie einen Anstieg der Primärstabilität durch die Verdichtung im Vergleich zu nicht verdichtetem Knochen messen können [14]. Sie sehen den Grund für die erhöhte Primärstabilität neben der Verdichtung aber auch im viskoelastischen Verhalten von Knochen, da sich dieser wieder gegen das Implantat ausdehnt, sobald die Belastung nachlässt [14, 25]. HUWEIS und MEYER verweisen darauf, dass es durch die eingebrachten Partikel zu Mikrofrakturen kommen kann, die den Heilungsprozess verlangsamen könnten [14].

In der Arbeit von BÄTZ et al. werden drei **Formraspeln** („Broach model“) mit unterschiedlichen Oberflächengegebenheiten und -rauigkeiten zur Erstellung von Kavitäten an Knochenwürfeln auf ihre Eigenschaften von Verdichtung, ihre Ausziehkräfte und ihre Reibungskoeffizienten getestet [30]. Mit jedem der Werkzeuge wird eine unterschiedliche Verdichtung erreicht, wobei das als Verdichtungsdesign benannte Werkzeug die höchste Verdichtung des Knochens zeigt. Sie wird auf besonders große erzeugte Partikel zurückgeführt.

Durch diese drei Veröffentlichungen wird deutlich, dass eine zerstörungsfreie Messmethode der Primärstabilität bisher fehlt, da bei jeder der vorgestellten praktischen Methoden der trabekuläre Knochen beschädigt wurde [10, 14, 30]. Mit einer passenden Simulation rückt eine destruktive Messung der Primärstabilität in den Hintergrund, da Einschätzungen zur Dichteerhöhung, zur Partikelgröße bezogen auf die Eindringtiefe aber auch ggf. zu Mikrostrukturen im Knochen möglich werden könnten.

2.3 Simulationsansätze für die Verdichtung von Knochen basierend auf der FEM

Durch die Simulation von Knochen ist es möglich, Knochenparameter ohne eine destruktive Messung zu quantifizieren. Die FEM ist dabei das etablierte Verfahren und wird in diesem Kapitel anhand von fünf verschiedenen Veröffentlichungen vorgestellt. Für sie ist zu untersuchen, ob die jeweilige Umsetzung der FEM sich für die Simulation des Mikromodells einer Knochenstruktur verdichtet durch Partikel eignen würde.

Dazu müssen zunächst die Begriffe „Mikromodell“ und „Makromodell“ abgegrenzt werden. Unter einem „Mikromodell“ wird verstanden, dass das Modell die Mikrostruktur des Knochens in Form der porösen Trabekelstruktur aufnimmt (vgl. Kapitel 2.1). Im Gegensatz dazu steht das „Makromodell“, bei dem das Knochenmaterial als Vollmaterial simuliert und nicht auf die einzelnen Trabekel eingegangen wird.

Als Anforderungen an die Simulationen wird gestellt, dass das Mikromodell eines Knochens untersucht werden soll, bei dem eine Verdichtung durch Knochenpartikel durchgeführt werden kann. Verdichtungen müssen in einem Bereich um 1 mm Kantenlänge umsetzbar sein, damit eine Verdichtung der Kavität gegenüber unverdichtetem als nativ bezeichneten Material verglichen werden kann (vgl. Kapitel 2.2).

Bei den etablierten Simulationen auf Basis der FEM wird mit Makromodellen gearbeitet [31–33]. Dieses Vorgehen ist darin begründet, dass bei der FEM ein Vollvolumen in viele einzelne, zusammenhängende Elemente aufgeteilt wird, um anschließend über Knoten wieder zusammengesetzt zu werden. Der Einfluss der variierenden Mikrostruktur wird über die Zuweisung unterschiedlicher Materialeigenschaften umgesetzt. Jedem Element wird eine Dichte zugeordnet. Aus der Dichte ergibt sich der E-Modul durch Literaturannäherungen. Der Dichtewert selbst stammt aus patientenspezifischen CT-Daten, die in die Simulation eingesetzt werden [34].

Abbildung 2.2 zeigt auf der linken Seite eine Übersicht zu den nachfolgend vorgestellten Veröffentlichungen. Die Veröffentlichungen zur DEM werden in Abbildung 2.2 rechts bereits gezeigt, ihre Vorstellung erfolgt in Kapitel 2.4.



Abbildung 2.2: Übersicht zu verschiedenen Veröffentlichungen zur Simulation von Knochen

1) VAN RIETBERGENS Arbeit aus dem Jahr 1993 ist eine der ersten Veröffentlichungen unter Einsatz der Finite-Elemente-Methode, bei der von einer Verdichtung des Knochens gesprochen wird [31]. Sie fokussiert dabei die Verdichtung des Knochens hervorgerufen durch die veränderte Belastung nach dem Einsatz einer Hüft-TEP (vgl. WOLFF'sches Gesetz in Kapitel 2.1). In der Realität wird beobachtet, dass sich im distalen Bereich der Prothese der Knochen aufbaut (verdichtet) und im proximalen Bereich abbaut. Mit dieser Verdichtung wird ein erhöhtes periprothetisches Frakturrisiko verbunden [31]. Es handelt sich hierbei zwar nicht um die gewünschte Verdichtung einer Kavität, doch ein erster Ansatz zur möglichen Simulation wird geliefert. In der Simulation wird

die Dichteveränderung durch Bereiche bzw. Einheiten mit einem höheren Dichtewert umgesetzt. Der gesamte Knochen wird mit schätzungsweise 800 Knotenpunkten abgebildet. Während in der Veröffentlichung angegeben wird, dass diese Knotenanzahl für die Untersuchung der These der Veröffentlichung ausreicht, kann damit keine Analyse der Mikrostruktur des Knochens erfolgen. Auch könnten Verdichtungsbereiche von unter 1mm, wie sie mindestens benötigt würden, nicht detektiert werden (vgl. Verdichtungsbereiche in Kapitel 2.2). Die Darstellung als Vollmaterial verhindert das zusätzliche Einbringen einzelner Partikel, sodass der in der Veröffentlichung von VAN RIETBERGENS umgesetzte Ansatz in der durchzuführenden Pilotstudie nicht eingesetzt werden kann. [31]

2) In der Veröffentlichung von ABDUL-KADIR et al. aus dem Jahr 2007 wird die Primärstabilität über die Mikrobewegung der Prothese im Knochen direkt nach der Operation untersucht. Der Presssitz der Prothese wird als Einflussfaktor auf die Primärstabilität variiert. Es wird gezeigt, dass ein zu hoher Presssitz mit verbundenen hohen Einbringkräften zu einem erhöhten Femurkahnaltunnelfrakturrisiko führen kann. Vergleichbar mit Van Rietbergens Arbeit, werden auch hier unterschiedliche Dichten aus CT-Daten entnommen und den Elementen zugeordnet. Die Simulation enthält 12.000 Knotenpunkte. Es ist mit dieser Anzahl der Elemente möglich, Bereichsgrößen von 1 mm umzusetzen. Obwohl die technischen Möglichkeiten deutlich angestiegen sind, wird aber auch bei dieser Veröffentlichung auf die Erstellung eines Mikromodells verzichtet und so können keine Partikel eingebracht werden. [15]

3) Auch in der Arbeit LEE et al. von 2017 wird weiterhin an der Simulation von Knochenmaterial als Makromodell festgehalten. Um dennoch die Realität genauer abzubilden, wird ein neues Materialmodell an einem Spongiosablock in dieser Arbeit entwickelt. Das reale elasto-viskoplastische Verhalten von Knochen wird umgesetzt und das Spannungs-Dehnungs-Diagramm einer Knochenprobe kann sowohl unter Zug als auch Druck nachgebildet werden. Es wird auf die Zuordnung einzelner Eigenschaften zu bestimmten Elementen, wie sie bei den zuvor vorgestellten Veröffentlichungen umgesetzt wurde, verzichtet, da die durch das Materialmodell geforderten Eigenschaften erreicht wurden. Mit einer Würfelkantenlänge von 5 mm und einer Knotenpunktzahl von 1331 wäre die Darstellung einer Verdichtung möglich, wurde in von LEE et al. jedoch nicht untersucht. Die Autoren selbst empfehlen, die Mikrostruktur des Knochens in weiteren Forschungen zu fokussieren, da sie in der Annahme, ihre Knochenwürfel seien homogen und isotrop, eine Limitation ihres Modells sehen. [34]

4) In der Veröffentlichung von BOYLE et al. wird ein Mikromodell des Knochens umgesetzt. Es wird die Verdichtung des Knochens um eine eingesetzte Hüft-TEP untersucht und mit 10.300.000 finiten Elementen die Porosität des Knochens nachgebildet. Den einzelnen Elementen werden die gleichen Eigenschaften zugeordnet, ihre Lage darf sich aber, wie in der Realität angepasst an die Belastungen nach dem WOLFF'schen Gesetz, verändern. Dadurch ergibt sich eine Konzentration des Knochengewebes um die Prothese. Es handelt sich hierbei um eine steigende Verdichtung, die zwar nicht das Ziel dieser Pilotstudie ist, jedoch eine Umsetzung eines Mikromodells mit Verdichtung vorstellt. Es fehlt aber die Möglichkeit zur Einbringung externen Partikel, um die Änderung der Lage der Trabekel auch aufgrund der Belastung durch die Partikel verfolgen zu können. [33]

5) WIRTH et al. bezeichnen zwar ihre Umsetzung als „diskret“, meinen damit jedoch die Darstellung der Trabekel als Mikromodell gegenüber der Darstellung eines Kontinuums im Makromodell [35]. Da sie einen Unterschied der Spannungen und Belastungen zwischen ihren Mikro- und Makromodellen feststellen, kritisieren sie das typische Vorgehen über ein Makromodell zur Simulation von Knochen. Sie empfehlen für die Untersuchung der realen Effekte im Knochen durch Belastungen das Mikromodell. Unterschiedliche Dichten werden in dem Mikromodell simuliert, indem eine höhere Anzahl von Trabekeln umgesetzt wird. Die unterschiedlichen Dichten ergeben sich hierbei aus dem Dichtewert der Patienten. Die Dichteerhöhung durch Verdichtung des Knochens mit Partikeln wird nicht betrachtet. [35]

Aus diesen Ansätzen ergibt sich, dass ein passender Simulationsansatz basierend auf der FEM noch nicht vorliegt. Entweder wird der gewünschte Fokusbereich nicht umgesetzt oder die manuelle Verdichtung des Knochens während einer Operation wird nicht mit eingebunden. Besonders die Arbeit von WIRTH et al. zeigt aber, dass in der Darstellung als Mikromodell Potenzial zur genaueren Analyse eines Knochens und der Bewegung von Trabekeln besteht. Es wird daher nach Veröffentlichungen der Diskreten-Elemente-Methode, bei der einzelne Partikel simuliert werden können, recherchiert.

2.4 Die Diskrete-Elemente-Methode

Die Diskrete-Elemente-Methode (DEM) bezeichnet einen numerischen Simulationsansatz nach CUNDALL und STRACK [1], bei dem das Verhalten einzelner Partikel simuliert und aus der Summe der einzelnen Partikel das Gesamtverhalten des Systems bestimmt wird. Es handelt sich um eine Untersuchung auf der Mikroebene [36], die anschließend die Darstellung der Makroebene ermöglicht. Besonders für Schüttgüter kann durch den DE-Ansatz im Vergleich zum FE-Ansatz von einem höheren Realitätsbezug ausgegangen werden, da das Material nicht als Kontinuum in Form eines zusammenhängenden Blocks dargestellt wird, sondern das Verhalten jedes einzelnen Partikels einen Einfluss ausübt [36, 37]. Für die Simulation werden den Partikeln zunächst Eigenschaften, wie eine Position und eine translatorische bzw. rotatorische Bewegung, zugewiesen. Das Simulationsprogramm bestimmt, basierend auf den Rechenansätzen von NEWTON und EULER, die weiteren Bewegungen der Partikel. Treffen die Partikel aufeinander oder gegen eine räumliche Begrenzung, werden die Bewegungsparameter angepasst und so wird es möglich, das Verhalten von großen Partikelmengen nahe an der Realität abzubilden [36].

2.4.1 Simulationsansätze für Knochen basierend auf der DEM

1) SCHMITZ et al. benutzen die Beschreibung der diskreten Elemente, wobei sie darunter verstehen, dass die Kontaktflächen des Kniegelenks mit vielen diskreten Federn dargestellt und zusätzlich auch die Bänder mit einbezogen werden [38]. Obwohl über den Ansatz viele kaum zu messende Kräfte im Knie simuliert werden können, ist er in Bezug auf die Verdichtung des Knochens nicht relevant. In diesem Modell wird der Knochen weiterhin als Makromodell angenommen. Kavitäten werden

nicht abgebildet, wodurch keine Partikel eingebracht werden können. Außerdem fehlen Angaben zur Knotenanzahl, sodass keine Aussage zum Verdichtungsbereich gegeben werden kann.

2) BOYCE et al. stellen eine Möglichkeit vor, wie Frakturen im Anwendungsfall Marmor genauer simuliert werden könnten [39]. Bei der Simulation von Brüchen wird das Programm vor die Wahl gestellt, welche Risskante weiterverfolgt werden sollte. Aus den angegebenen Materialwerten ergibt sich keine rechnerische Lösung und es wird der Pfad entlang der Knotenpunkte umgesetzt. Durch das Ersetzen dieser Gebiete mit Partikeln wird es möglich, dass sich rechnerisch Gebiete ergeben, die materialabhängig einem Bruch mit höherer Wahrscheinlichkeit nachgeben. Bruchkanten mit realistischeren Verläufen werden vom Simulationsprogramm erstellt. Eine Umsetzung für Knochen erscheint besonders dann sinnvoll, wenn der überwiegende Teil des Knochens zur Reduzierung der Rechenzeit weiterhin nicht in seiner trabekulären Form dargestellt werden soll. Eine Verdichtung kann in diesem Fall jedoch ebenfalls nicht durch externe Partikel dargestellt werden, da hier zwar nicht die Makrostruktur dargestellt wird, jedoch die Mikrostruktur nur aus Kugeln besteht, die keine Porosität für das weitere Einbringen von Kugeln aufweisen. [39]

Weitere Veröffentlichungen zu den Recherchebegriffen „Bone“ und „Discrete-Element-Method“ bezogen auf verdichteten Knochen bestehen nach Wissen des Autors nicht, sodass kein bestehendes Modell aus der Diskreten-Elemente-Methode weiterentwickelt werden kann, sondern ein eigener Ansatz auszuarbeiten ist. Da es so scheint, als könne mit dem Simulationsansatz der Diskreten-Elemente-Methode nach CUNDALL und STRACK ein Mikromodell erstellt und anschließend mit Partikeln verdichtet werden [1], wird dieser Ansatz als Grundlage für die Pilotstudie gewählt.

2.4.2 Ablauf einer Simulation mit der DEM

Die Berechnung einer Simulation mit der DEM erfolgt über den in Abbildung 2.3 gezeigten Algorithmus. Innerhalb der Algorithmusschritte ergeben sich verschiedene Material- und Kontaktparameter, die für eine Simulation anzugeben sind. Das Kapitel dient als Ablauf, da bisher mit der DEM bezogen auf Knochen noch nicht gearbeitet wurde.

Grundsätzlich besteht der Algorithmus aus einer Schleife, bei der geprüft wird, ob der Endzeitpunkt der Simulation erreicht ist. Wenn dies nicht der Fall ist, werden fünf einzelne Programmschritte durchlaufen, der Zeitschritt um einen vorher definierten Zeitschritt erhöht und die Abbruchbedingung erneut geprüft.

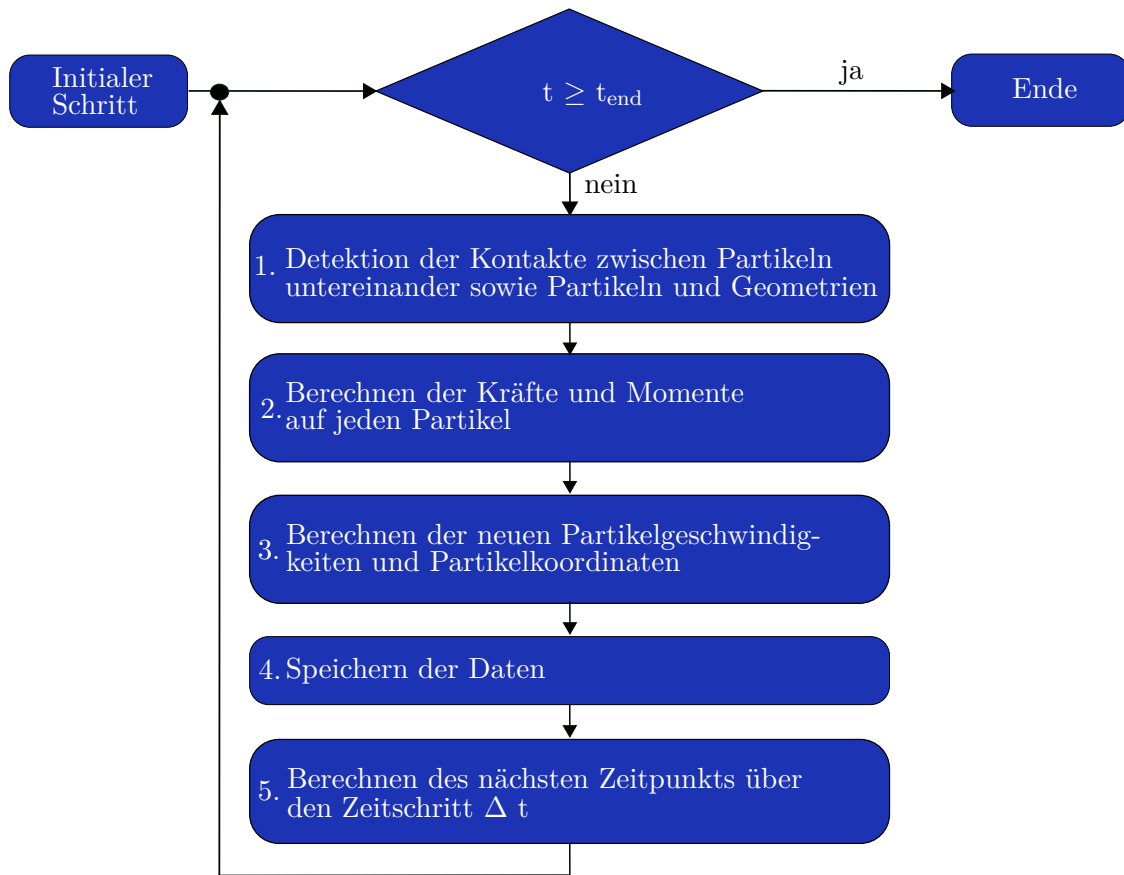


Abbildung 2.3: Algorithmus zur Durchführung einer Simulation basierend auf der Diskreten-Elemente-Methode angelehnt an [1, 2]

Schritt 1: Im Algorithmusschritt **Detektion der Kontakte zwischen Partikeln untereinander sowie Partikeln und Geometrien** wird geprüft, ob ein Partikel einen anderen oder eine Begrenzung berührt. Wird keine Berührung detektiert, wird keine Veränderung der Bewegungseigenschaften vorgenommen. Bei einer Berührung wird diese Information gespeichert und im nächsten Algorithmusschritt folgt eine Anpassung der Bewegungseigenschaften basierend auf der Bewegung, beispielsweise in Form einer Richtungsänderung.

Der Detektion der Berührung bzw. der Kontaktdetektion zugrunde liegt eine Berechnung, bei der laufend geprüft wird, welchen Abstand (a) Partikelmittelpunkte bzw. ein Partikelmittelpunkt und eine Wand haben. Ist der Abstand kleiner als die Summe der Radii der Partikel (R_1, R_2) bzw. beim Wandkontakt nur eines Radius, wird ein Kontakt vom Programm registriert (vgl. Gleichung 2.1).

$$R_1 + R_2 - |a| < 0 \quad (2.1)$$

Es gibt zwei Ansätze, die den Kontakt selbst unterschiedlich interpretieren und im Folgenden vorgestellt werden. Sowohl das „Hard-Sphere-“ als auch das „Soft-Sphere“-Modell gehen beide zur Reduzierung der Rechenzeit davon aus, dass die Partikel als starre Körper anzunehmen sind und lassen keine direkte Verformung zu. Sie unterscheiden sich aber durch das Zulassen einer Überlappung und geben so den Partikeln unterschiedliche Eigenschaften [40–42].

Beim „**Hard-Sphere-Modell**“ wird jeder Kontakt, also eine Berührung der Oberflächen, direkt detektiert und die Kontakte sind auf einen einzelnen Kontakt eines Partikelpaars bzw. Partikel und Geometrie limitiert [43, 44]. Es ist nicht vorgesehen, dass ein Partikel mit mehreren anderen gleichzeitig in Kontakt steht. Vorteilhaft wird das Modell besonders bei Prozessen mit verdünntem Partikelstrom gesehen, bei dem genauer einzelne Kontakte anstatt zum Beispiel das gesamte Verhalten eines Pulverhaufens zu untersuchen sind [44].

Das „**Soft-Sphere-Modell**“ ist wiederum dafür geeignet, Pulverhaufen zu simulieren, da hier mehrere Kontakte mit unterschiedlichen Partikeln detektiert werden können. Dies ist möglich, da die Partikelbewegung im vorgegebenen Zeitpunkt simuliert und ausgeführt wird. Erst anschließend wird untersucht, bei welchen Partikeln an den neuen Positionen eine Überlappung und damit ein Kontakt vorliegt (vgl. Gleichung 2.1 [45]). Damit eine Limitation auf kleine Deformationen und Überlappungen garantiert werden kann, ist darauf zu achten, dass sich ein Partikel innerhalb eines Zeitschrittes nicht durch die vorgegebene Geschwindigkeit durch einen gesamten anderen Partikel hindurchbewegen kann [36]. Das Modell ist insgesamt mit einem vergleichsweise hohen Rechenaufwand verbunden. Dennoch wird es häufiger als das „Hard-Sphere“-Modell eingesetzt [41, 44, 46].

Zur Senkung der deutlich höheren Rechenzeit des „Soft-Sphere“-Modells erfolgt eine Diskretisierung des Simulationsbereichs und eine Implementierung von Verlet-Listen [40]. Durch die Diskretisierung wird dabei der Simulationsbereich in quadratische Bereiche aufgeteilt, die möglichst die Größe der größten Partikel besitzen und Kontakte werden nur ausgewertet, wenn die Partikel in angrenzenden Feldern liegen. Zusätzlich wird für jeden Partikel eine Verlet-Liste erstellt, die durch einen bestimmten Radius um einen Partikel definiert, dass nur innerhalb des Radius Kontakte detektiert werden können. Außerhalb des Radius wird angenommen, dass keine Kontakte mit dem zu untersuchenden Partikel bestehen [47]. Zu beachten ist, dass es bei der Diskretisierung Ansammlungen vieler Partikel mit kleineren Durchmessern in einem diskretisierten Block geben kann. Dann muss ggf. weiter diskretisiert werden, sodass ein hierarchischer Aufbau entsteht [48]. Um Fehler zu vermeiden, sind möglichst schmale Partikelverteilungen einzusetzen. Die Verlet-Listen sind dynamisch zu aktualisieren, sobald eine Bewegung stattgefunden hat. [40]

Die Kontakte geben insgesamt für die Bewegungen Richtungsänderungen und Energieübergaben vor und sind somit die entscheidende Grundlage für die folgende Berechnung der Bewegungen.

Schritt 2: Im Schritt **Berechnen der Kräfte und Momente auf jeden Partikel** wird bestimmt, wie sich die vorher definierte Kraft bzw. Geschwindigkeit auf die Partikel im ablaufenden Zeitschritt verändert. Wurde kein Kontakt detektiert, muss keine Anpassung erfolgen, doch nach einem Kontakt sind die einzelnen Komponenten des Aufpralls genauer zu betrachten. Es müssen sowohl die Rotation als auch die translatorische Bewegung mit einbezogen werden. Abbildung 2.4 zeigt diese.

Basierend auf der Anschauung der Rotation und Translation ist es notwendig, die Kräfte, die auf die Partikel wirken, in eine tangentiale und eine normale Komponente aufzuteilen und diese erst einzeln zu betrachten und später wieder zu überlagern. Für den Kontakt zwischen den Partikeln können verschiedene Materialmodelle implementiert werden [43]. Weit verbreitet ist beispielsweise

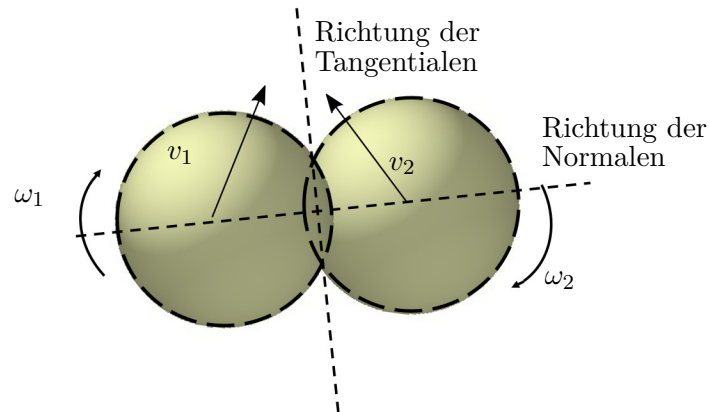


Abbildung 2.4: Darstellung der Bewegung zweier Partikel, die nach dem Soft-Sphere-Modell in Kontakt zueinander stehen, angelehnt an [1]

der HERTZSCHE Ansatz, bei dem der Kontakt in der Richtung der Normalen als nicht linear-elastisch angenommen wird [49, 50]. Hierbei stehen der E-Modul (E) als Verbindung zwischen Spannung und Dehnung, sowie die Poissonzahl (ν) als Quotient aus transversalen zur axialen Dehnung im Vordergrund. Bei diesem Modell findet keine Energieübertragung statt [43].

Da Dämpfung und Reibung in vielen nicht idealisierten Prozessen ebenfalls eine wichtige Rolle einnehmen und nicht vernachlässigbar sind, entstehen immer neue, an bestimmte Gegebenheiten angepasste Materialmodelle [36, 43]. Das häufig in EDEM eingesetzte **Hertz-Mindlin (no slip)**-Kontaktmodell (HMK) wird hier genauer vorgestellt [3, 51].

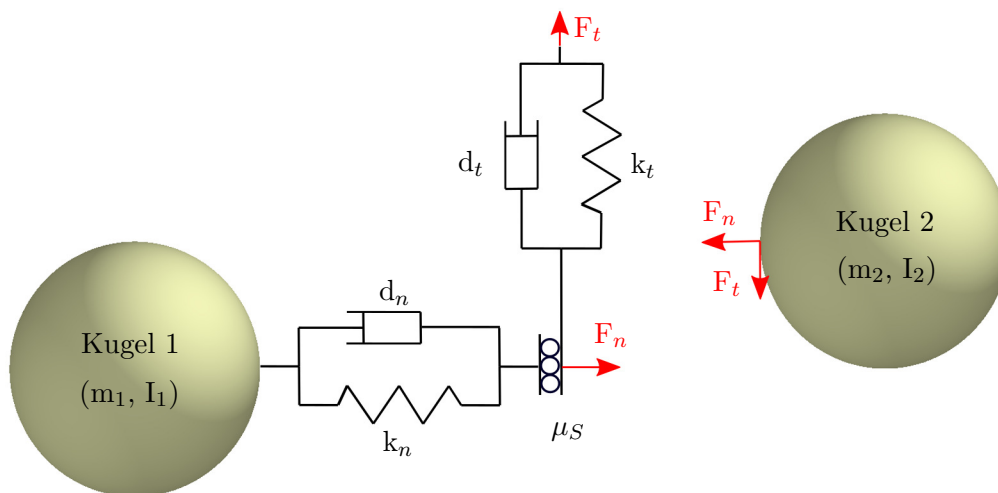


Abbildung 2.5: Rheologische Darstellung des vereinfachten Hertz-Mindlin Kontaktmodells zwischen zwei runden Partikeln angelehnt an [3]

Der rheologischen Darstellung in Abbildung 2.5 ist die Aufteilung der Kontaktkräfte in normale und tangentiale Richtung zu entnehmen [52, 53]. Ein HOOKESCHES (Federsteifigkeit k) und ein NEWTONSCHES Element (Dämpfungskonstante d) werden zur Darstellung von viskoelastischem Verhalten verschaltet. Dafür müssen der E-Modul sowie der Restitutionskoeffizient der Partikel bekannt sein [54]. Zusätzlich wird eine Haftreibungskomponente μ_S hinzugefügt [1]. Im HMK besteht

diese neben der hier dargestellten tangentialen Haftreibungskomponente nach dem COULOMBSCHEN Reibungsgesetz noch aus einer Rollreibungskomponente, die unabhängig vom Kontakt als direktes konstantes Drehmodell mit einbezogen wird [55]. Die zugrunde liegenden Formeln dieses Modells finden sich im Anhang A.7. Weitere Materialmodelle können der Arbeit von ROJEK entnommen werden [43].

Schritt 3: Sind die auf die Partikel wirkenden Kräfte bestimmt, kann das **Berechnen der neuen Partikelgeschwindigkeiten und Partikelkoordinaten** durch die Aktualisierung der Geschwindigkeiten und später auch der Koordinaten erfolgen [1]. Zur Berechnung wird das zweite NEWTONSCHE Gesetz, sowohl für translatorische als auch rotatorische Bewegungen eingesetzt (vgl. Gleichung 2.2 bzw. 2.3).

$$m_p \frac{d\bar{v}}{dt} = \sum_{i=1}^n \bar{F}_{p,i} \quad (2.2)$$

$$I_p \frac{d\bar{\omega}}{dt} = \sum_{i=1}^k \bar{T}_{p,i} \quad (2.3)$$

m_p aus Gleichung 2.2 steht hierbei für die Masse des Partikels und \bar{v} für seine Geschwindigkeit. Abgeleitet nach der Zeit wiederum ergibt sie die Beschleunigung des Partikels. $\bar{F}_{p,i}$ fasst, angegeben als Summe, alle auf den Partikel wirkenden Kräfte, die in Schritt 2 ermittelt wurden, zusammen. Wichtig ist hierbei, dass auch Körperkräfte wie die Erdanziehungskraft miteinbezogen werden [3], um die resultierenden Kräfte zu ermitteln. In 2.3 werden die Drehmomente fokussiert. I_p steht für das Trägheitsmoment und $\bar{\omega}$ für die Winkelgeschwindigkeit des Partikels. Abgeleitet nach der Zeit ergibt sich die Winkelbeschleunigung. $\bar{T}_{p,i}$ wiederum steht für die auf die Partikel wirkenden Momente. Die Lagebestimmung erfolgt über die Berechnung der Geschwindigkeiten und der numerischen Integration über den vorgegebenen Zeitschritt Δt [1]. Mit den Ergebnissen können die Verschiebungen auf die ehemaligen Positionen aufaddiert und die Partikelpositionen für den im Algorithmus durchlaufenden Zeitschritt auf die neuen Positionen aktualisiert werden [41].

Schritt 4: Der vierte Schritt umfasst das **Speichern der Daten**. Durch die sehr kleinen erforderlichen Zeitschritte werden viele Daten während einer Simulation mit der Diskreten-Elemente-Methode generiert. Es ist daher notwendig, später zu differenzieren, wie viele Datenpunkte gespeichert werden sollen, um mehrere hundert Gigabyte an Daten zu verhindern, wenn dies nicht gewünscht ist. Vom Programm werden die Positionen für den nächsten Algorithmusdurchlauf gespeichert, jedoch anschließend wieder überschrieben.

Schritt 5: Der letzte Schritt umfasst das **Berechnen des nächsten Zeitpunkts über den Zeitschritt Δt** . Die Größe des Zeitschritts Δt hat bei der Diskreten-Elemente-Methode einen direkten Einfluss darauf, wie weit sich Partikel innerhalb eines Algorithmusdurchlaufs bewegen und wie die Simulationszeit gestaltet wird bzw. sich verlängert.

Er bestimmt, ob sich Partikel nur zu einem kleinen Teil überlappen, oder ein Partikel einen anderen bzw. eine Wand durchdringt und damit ein realitätsfernes Verhalten aufzeigen würde [42]. Besonders beim „Soft-Sphere“-Modell ist diese Problematik gegeben, da es auf der Annahme beruht, es würden nur kleine Überlappungen möglich sein und im Algorithmusschritt 3 die neuen Koordinaten berechnet werden, ohne die Überlappung zu prüfen [42].

Weiterhin beeinflusst der Zeitschritt, wie weit die Auswirkungen eines Kontakts im Modell nachgewiesen werden können [42, 56]. Bei einem kleinen Zeitschritt ist davon auszugehen, dass sich die Energie eines Stoßes nicht über einen Kontakt hinweg ausbreitet. Bei einem größeren wird die RAYLEIGH-Wellenlänge zur Beschreibung der Energieübertragung genutzt [56].

Um die Beeinflussung der Ergebnisse durch die weiterführende Energieübertragung in der Simulation zu verhindern, wird empfohlen, nur einen Bruchteil der RAYLEIGH-Wellenlänge einzusetzen [57]. Dadurch wird die Energieübertragung auf ein Partikel limitiert. Es ergibt sich folgende Gleichung, die in vielen DEM-Simulationen zur Berechnung des Zeitschritts eingesetzt wird (vgl. Gleichung 2.4 [42]).

$$T_R = \frac{\pi R(\rho/G)}{0,1631\nu + 0,8766} \quad (2.4)$$

T_R steht für die RAYLEIGH-Zeitspanne, R für den Partikelradius, ρ für die Dichte des Partikels, G für den Schubmodul des Partikels und ν für seine Poissonzahl. Es handelt sich bei den Parametern um typische Materialeigenschaften.

Zum weiteren Schutz vor Instabilitäten der Simulation wird zusätzlich empfohlen, nur zwischen 10 bis 20 % T_R einzusetzen [58]. BURNS empfiehlt jedoch, auf die Anwendung wiederholter Schutzfaktoren zu verzichten, um Rechenzeit einzusparen [40].

Der Algorithmus wird so lange wiederholt, bis die Abbruchbedingung erfüllt ist.

2.5 Material- und Kontaktparameter von Partikeln

In dieser Arbeit wird zur Simulation der Diskreten-Elemente-Methode die kommerzielle Software EDEM[®] ACADEMIC SIMULATOR Version 6.3.0 (DEM Solutions Ltd., Edinburgh, Scotland) eingesetzt. Dieses Kapitel umfasst die für EDEM relevanten Material- und Kontaktparameter, die sowohl für Partikel als auch für Geometrien vor einer Simulation zu bestimmen sind. Anschließend werden die Grundlagen zur Untersuchung und Charakterisierung von Partikeln vorgestellt. Eine Übersicht zu Versuchen zur Bestimmung der Materialparameter und Kalibrierversuche für die Kontaktparameter wird gegeben. Das Kapitel endet mit der Erarbeitung der Material- und Kontaktparameter für Knochenpartikel, die bereits der Literatur entnommen werden können.

2.5.1 In EDEM benötigte Material- und Kontaktparameter von Partikeln

Die Materialparameter, die für eine Simulation in EDEM benötigt werden, ergeben sich aus den Algorithmusschritten und Formeln der DEM-Simulation (vgl. Kapitel 2.4.2 und A.7). Sie werden im

Programm für die im Hintergrund laufenden Berechnungen abhängig vom ausgewählten Materialmodell eingesetzt. Die Mikroebene der Bewegung einzelner Partikel und ihrer Kontakte bestimmt das spätere Verhalten der Makroebene und damit das Verhalten des Partikelkollektivs [59], sodass eine Modellbildung mit möglichst hohem Bezug zu einem realen Versuchsaufbau umgesetzt werden kann. Unter der Mikroebene werden einzelne Partikel verstanden und die Makroebene bezeichnet entweder wie in Kapitel 2.3 ein Vollvolumen oder im Kontext der DEM das Verhalten vieler Partikel als ein Gemisch.

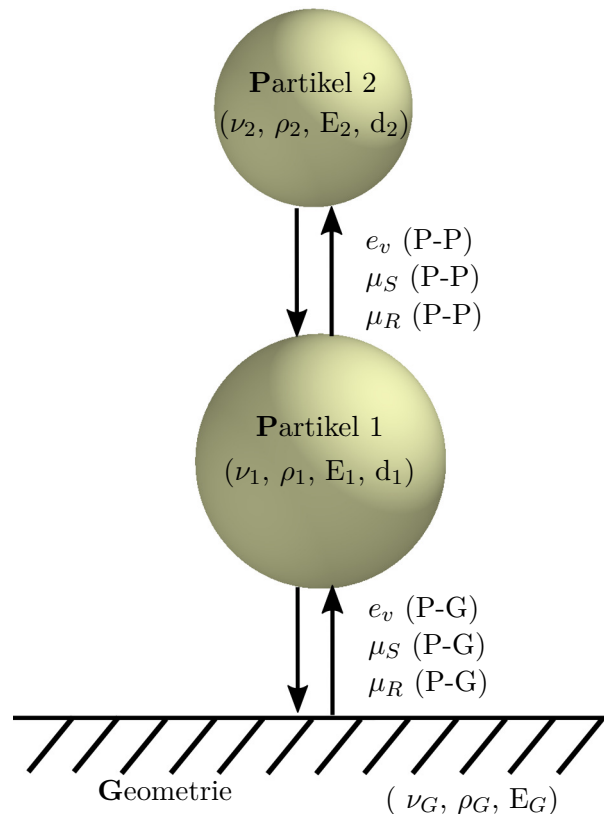


Abbildung 2.6: Zur Simulation in EDEM notwendige Partikel- und Kontaktparameter zwischen Partikeln und zwischen Partikel und Geometrie

Für das ausgewählte Hertz-Mindlin (no slip)-Kontaktmodell (vgl. Kapitel 2.4.2) sind folgende notwendigen Materialparameter für die Partikel und die Geometrien, auf die die Partikel treffen, in der Software einzusetzen:

- die Dichte ρ : Quotient aus Masse und Volumen und
- die Poissonzahl ν : Quotient aus transversaler Dehnung zur axialen Dehnung und
- der Schubmodul G : linear-elastisch Verhalten des Materials gegenüber einer Schubbelastung oder
- der E-Modul E : Quotient aus Spannung und Dehnung.

Für in Kontakt tretende Partikel untereinander und Partikel sowie Geometrien müssen weiterhin folgende Kontaktparameter eingesetzt werden:

- der Restitutionskoeffizient e : Quotient aus der Geschwindigkeit eines Partikels nach einem Zusammenstoß und der Geschwindigkeit vor dem Zusammenstoß
- der Haftreibungskoeffizient μ_S : Quotient aus Reibungskraft zur Anpresskraft bis sich der Körper, auf den die Kräfte wirken, bewegt
- der Rollwiderstandskoeffizient μ_R : Quotient aus Rollreibungswiderstand zur Normalkraft, bis der Körper anfängt abzurollen.

Abbildung 2.6 zeigt die Material- und Kontakteigenschaften mit der rheologischen Darstellung bekannt aus Abbildung 2.5 ergänzt um den Kontakt zu einer Geometrie.

Abbildung 2.6 greift so noch einmal auf, dass sowohl der Kontakt von Partikeln untereinander als auch die Kontakte zu Geometrien das Makroverhalten beeinflussen. Es ist daher mit einer DEM-Simulation möglich, die Beanspruchung von Geometrien auch bezogen auf ihre Abnutzung zu bestimmen [46].

Neben den bereits erwähnten Material- und Kontaktparametern müssen weiterhin sowohl die Größe bzw. das Volumen der Partikel als auch die Form der Partikel bekannt sein, um diese bei EDEM zu implementieren. Oberhalb eines Durchmessers von $50 \mu\text{m}$ übt die Form einen signifikanten Einfluss auf das Verhalten von Partikeln aus [60].

Für die Bestimmung der Material- und Kontakteigenschaften können drei mögliche Verfahren eingesetzt werden [46, 61]:

1. Entnahme aus der Literatur,
2. Durchführung eines Materialcharakterisierungsversuchs,
3. Einsatz eines Kalibrierversuchs.

Es wird im Folgenden zunächst allgemein auf Möglichkeit 2. und 3. eingegangen. Danach folgt Möglichkeit 1. im direkten Bezug zu den in der vorliegenden Arbeit zu charakterisierenden Knochenpartikeln.

2.5.2 Bestimmung der Partikelparameter über Materialcharakterisierungs- und Kalibrierungsversuche

Dieses Kapitel umfasst die Grundlagen der innerhalb dieser Pilotstudie durchgeführten Materialcharakterisierungsversuche zur Partikelgrößenmessung und dem Restitutionskoeffizient, sowie die Vorstellung der Kalibrierungsversuche Ruhewinkelversuch und uniaxialer Kompressionsversuch.

Materialcharakterisierungsversuche sind von Kalibrierungsversuchen abzugrenzen. Unter einem Materialcharakterisierungsversuch wird ein Versuchsaufbau verstanden, der direkt zur Bestimmung einer bestimmten Materialeigenschaft genutzt werden kann. Im Kalibrierungsversuch wird hingegen das Ergebnis des real umgesetzten Versuchs als Vergleich zum Ergebnis einer Simulation

herangezogen, um das Kollektivverhalten von Partikeln durch Anpassung der Material- und Kontakteigenschaften an das real durch einen Versuch bestimmte Ergebnis anzupassen. Es ist ebenfalls möglich, den Kalibrierungsversuch zur iterativen Bestimmung eines einzelnen Materialparameters, wie beispielsweise den Rollreibungskoeffizienten, einzusetzen.

Materialcharakterisierungsversuche

Die **Partikelgrößenmessung** ist über die zertifizierte dynamische digitale Bildanalyse nach ISO 13322-2 [4] möglich. Dazu wird ein Partikelstrom im Freifallschacht durch eine „ultrahelle LED-Strobo-Lichtquelle“ geleitet und von zwei Kameras mit 300 2D-Aufnahmen pro Sekunde aufgenommen [5]. Die Bilder werden anschließend auf verschiedene Parameter automatisch ausgewertet und die Partikelanteile den verschiedenen Größen des ausgewählten Parameters zugeordnet. Mögliche Parameter sind der äquivalente Durchmesser eines flächengleichen Kreises (x_{area}), die minimale und maximale Länge gegeben durch den Feret-Durchmesser ($x_{\text{Fe min}}$, $x_{\text{Fe max}}$), die minimale Breite gegeben durch die Kontur ($x_{\text{c min}}$) und der minimale Martin-Durchmesser basierend auf der Flächenhalbierenden ($x_{\text{Ma min}}$) eines in der 2D-Aufnahme dargestellten Partikels [5]. Abbildung 2.7 zeigt die verschiedenen Parameter zur Bestimmung der Größe von Partikeln. Es ist abhängig von den zu untersuchenden Partikeln der passende Parameter auszuwählen. Besonders für unregelmäßig geformte Partikel wird beispielsweise der Durchmesser eines flächengleichen Kreises eingesetzt [5].

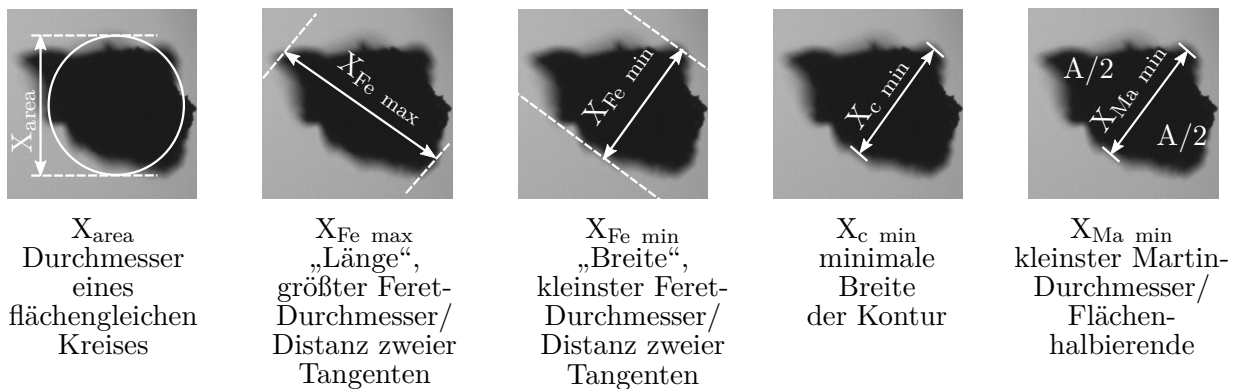


Abbildung 2.7: Parameter zur Bestimmung der Partikelgrößenverteilung nach der ISO 13322-2 [4] angelehnt an [5] am Beispiel eines Knochenpartikels

Sind die Partikelgrößen anhand eines definierten Parameters bestimmt worden, ist die Auswertung durchzuführen, indem Summenverteilungen erstellt werden, bei denen aufsummiert wird, welcher Anteil der Partikel sich in einer bestimmten Parameterschicht befindet. Je nach Auswertungsparameter können dabei die für jeden Partikel angegebenen Partikelgrößenverteilungen variieren [5]. Abbildung 2.8 zeigt eine verallgemeinerte Summenverteilung.

Der D50-Wert gibt dabei an, dass 50 % der Probe einen kleineren Durchmesser, als den mit D50 bezeichneten Durchmesser, aufweisen. Die Bezeichnung von D90 und D10 erfolgt analog. Die Spanne

S wird über Formel 2.5 berechnet, die sich auf die zuvor erwähnten D10-, D50- und D90-Werte bezieht. [6]

$$S = \frac{D90 - D10}{D50} \quad (2.5)$$

Die Spanne S einer Partikelprobe bietet einen Überblick, wie weit die Partikeldurchmesser streuen. Ein Wert unterhalb von eins wird bezogen auf den Einsatz von Partikeln häufig angestrebt, da dann davon auszugehen ist, dass die Partikelprobe homogene Eigenschaften aufweisen [6].

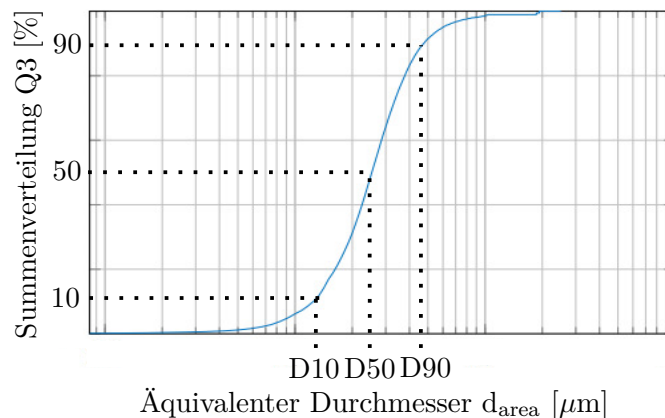


Abbildung 2.8: Summenverteilung mit Angaben zu den D10-, D50- und D90-Werten eines Partikelkollektivs angelehnt an [6]

Zur Bestimmung des **Restitutionskoeffizienten** wird die Bewegung vor dem Rückstoß mit der Bewegung im Rückstoß verglichen und ein Prozentsatz bestimmt, wie viel Energie im Partikel verbleibt. Dabei gibt es drei in der Literatur vorgestellte Möglichkeiten, die Bewegung zu definieren und so den Quotienten zu berechnen.

In der Arbeit von WANG et al. wird die mathematische Aufteilung des Restitutionskoeffizienten e in eine normale und eine tangentielle Komponente als typische Vorgehensweise vorgestellt [37]. Hierbei wird jeweils der Quotient aus der Normal- (n) bzw. Tangentialkomponente (t) nach dem Rückstoß (r) und der Normal- bzw. Tangentialkomponente vor dem Rückstoß (i) gebildet. Gleichung 2.6 verdeutlicht den Zusammenhang, bei dem die jeweiligen Geschwindigkeiten (v) eingesetzt werden.

$$e_n = v_{nr}/v_{ni}; e_t = v_{tr}/v_{ti} \quad (2.6)$$

Der zweite Ansatz stellt eine vereinfachte Version von Gleichung 2.6 dar. Dieser Ansatz wird beispielsweise durch HABIB genutzt [62]. Hierbei werden senkrechte Rückstoßversuche untersucht, bei denen keine Aufteilung in die tangentielle bzw. normale Komponente erfolgt. Gleichung 2.7 zeigt die Umsetzung.

$$e_n = v_r/v_i \quad (2.7)$$

In Gleichung 2.7 wird der Fokus nur auf die Initial- und Rückstoßgeschwindigkeit gelegt.

Im dritten Ansatz wird neben der translatorischen Bewegung auch die mögliche Rotation betrachtet. Die Berechnung über die jeweilige Energie ermöglicht das Einbinden beider Bewegungen, indem der Quotient aus translatorischer und rotatorischer Bewegung zum Quadrat nach dem Rückstoß und der initiativen translatorischen und rotatorischen Bewegung zum Quadrat bestimmt wird. Gleichung 2.8 zeigt die Grundformel und Gleichung 2.9 die eingesetzten Komponenten.

$$e_E = E_r/E_i = (E_{rr} + E_{rt})/(E_{ir} + E_{it}) \quad (2.8)$$

$$E_{ir} = 0,5I\omega_i^2; E_{it} = 0,5mv_i^2; E_{rr} = 0,5I\omega_r^2; E_{rt} = 0,5mv_r^2; \quad (2.9)$$

Hierbei steht ω für die Winkelgeschwindigkeit, I für das Trägheitsmoment, m für die Masse und v für die translatorischen Geschwindigkeiten. Der Ansatz wurde beispielsweise in folgenden Arbeiten eingesetzt [63, 64].

Für die passende Auswahl eines Berechnungsansatzes ist das Verhalten der Partikel während der Versuchsdurchführungen zur Bestimmung des Restitutionskoeffizienten zu beobachten. Aus dem Verhalten lässt sich anschließend ableiten, welcher der drei Ansätze das beobachtete Verhalten der Partikel abbildet und sich damit zur Berechnung eignen könnte. Bei einer starken beobachteten Rotation sollte beispielsweise Ansatz drei mit Gleichung 2.8 genutzt werden, um mit einzubeziehen, dass ein Teil der Energie in Rotationsenergie umgewandelt wird [64].

Kalibrierversuche

Ein Kalibrierversuch wird eingesetzt, um einzelne Material- oder Kontakteigenschaften über die inverse Kalibrierung zu bestimmen, wenn nur noch wenige bzw. nur eine Material- oder Kontakteigenschaft unbekannt ist [61].

Dazu wird zunächst real ein bestimmter Versuch durchgeführt, der anschließend im Simulationsprogramm umgesetzt wird. Die bekannten Material- oder Kontakteigenschaften werden eingesetzt und die unbekanntes Eigenschaften werden systematisch variiert, bis das Simulationsergebnis vom Realen nur minimal abweicht. Die Zahl der zu bestimmenden Parameter sollte möglichst gering gehalten werden, um Unsicherheiten zu vermeiden [61] und für die Startwerte sollten Literaturangaben vergleichbarer Materialien herangezogen werden. Zwei häufig eingesetzte Kalibrierversuche werden im Folgenden beispielhaft vorgestellt.

Beim **Ruhewinkelversuch** wird die steilste Neigung zwischen einem als Pyramide aufgeschütteten Material und der Horizontalen bestimmt, bei dem das Material seinen Ruhezustand nicht verändert [61]. Sowohl die Form als auch die Größe der Partikel haben dabei Einfluss auf den Ruhewinkel, sodass bei einer Kalibrierung darauf geachtet werden muss, sich an dem realen Aufbau zu orientieren. Da der Ruhewinkel von den Reibungseigenschaften eines Materials beeinflusst wird, wird der Ruhewinkel zur Kalibrierung des Rollreibungskoeffizienten herangezogen [46, 61]. Ein Beispiel für einen simulierten Ruhewinkelversuch ist in Abbildung 2.9 (a) zu sehen.

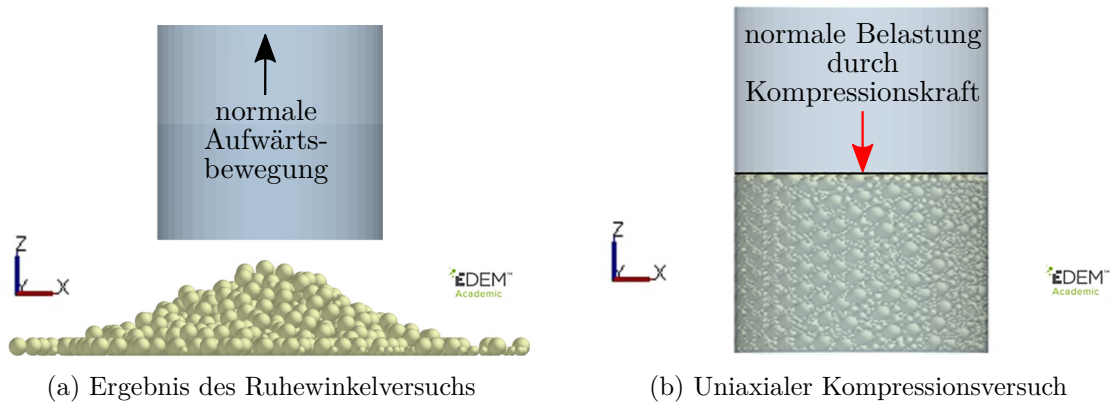


Abbildung 2.9: Beispiele für die Versuchsprinzipien der Kalibrierungsversuchen als Simulation in EDEM dargestellt

Der **uniaxiale Kompressionstest** (vgl. Abbildung 2.9 (b)) dient zur Simulation der Verdichtung der Partikel, die vertikal belastet werden, ihre Ausdehnung in horizontaler Richtung jedoch durch eine räumliche Begrenzung ausgeschlossen wird [59]. Dieser Test bietet den Vorteil, dass der E-Modul über die Untersuchung des elastischen Kompressionsverhalten untersucht und mit der Realität verglichen werden kann [65]. Das Abrollverhalten der Partikel liegt nicht im Fokus des Tests, jedoch hat der Reibungskoeffizient zwischen der räumlichen Begrenzung und den Partikeln einen Einfluss auf das Partikelverhalten.

Mit einem Kalibrierversuch ist es weiterhin möglich, das Verhalten eines als Simulation umgesetzten Partikelkollektivs mit der Realität zu vergleichen und damit zu validieren. Es kann abgewogen werden, ob der gewählte Detailgrad für die Simulation ausreicht.

2.5.3 Parameter von Knochenpartikeln

In diesem Kapitel werden die für die Simulation in EDEM benötigten Material- und Kontaktparameter für Knochenpartikel der Literatur entnommen. Die allgemeine Vorstellung der benötigten Parameter erfolgte innerhalb von Kapitel 2.5.1, wobei dort noch kein Bezug zu Knochenpartikeln hergestellt wurde.

Der Recherche zugrunde liegt die Annahme, dass die **Knochenpartikel** aus Spänen, die bei der Erstellung einer Kavität für eine Prothese anfallen (vgl. Kapitel 2.2), bestehen und damit die Eigenschaften eines **einzelnen Trabekels** aufweisen. Auch dem Material der Geometrien in EDEM sollen die Eigenschaften einzelner Trabekel zugeordnet werden, da die Umsetzung von Mikromodellen bestehend aus Trabekeln angestrebt wird.

Grundsätzlich besteht bei der Bestimmung von Eigenschaften eines Biomaterials wie Knochen das Problem, dass das Material abhängig vom Individuum unterschiedliche Eigenschaften aufweisen kann. Dabei variieren die Materialeigenschaften sowohl zwischen den einzelnen Tierarten als auch innerhalb eines einzelnen Probanden [66]. Selbst zwischen einzelnen Trabekeln kann Variabilität nachgewiesen werden [67]. Dadurch ergeben sich Schwierigkeiten bei der Angabe genauer physikalischer Materialeigenschaften und es ist mit Mittelwerten zu arbeiten. Eine Ergänzung der Werte

vom Menschen mit denen von Tieren erfolgt, wenn die Forschungen nicht an menschlichen Knochen durchgeführt wurden. Dieses Vorgehen beruht darauf, dass verschiedene Tiermodelle standardmäßig in der Testung im medizinischen Bereich eingesetzt werden [68].

Der Ablauf der Ergebnisse der Recherche orientiert sich an der Aufzählung der gesuchten Materialeigenschaften. Es wird ebenfalls nach Literaturwerten für den Ruhewinkelversuch recherchiert, da dieser häufig bei verschiedenen Versuchsaufbauten variiert [61] und ein Vergleichswert für den später durchzuführenden Ruhewinkelversuch bereitgestellt werden soll. Nach Wissen des Autors gibt es bisher keine Veröffentlichung, die einen solchen Überblick und Zusammenstellung der Eigenschaften von Knochenpartikeln beinhaltet. Zur Veranschaulichung sind in Abbildung 2.10 einzelne erstellte Knochenpartikel zu sehen.



Abbildung 2.10: Knochenpartikel hergestellt aus einer mazerierten Spongiosaprobe aus dem Femur eines Schweins zerkleinert mit einer Formraspel (DePuy Orthopaedic, 2001) der Raspeltiefe 0,5 mm

Bezogen auf Knochenmaterial wird die **Dichte** ρ typischer Weise nicht bestimmt, sondern die als Mineralanteil zum Vollvolumen definierte Knochenmineraldichte (158 mgHA/cm^3 [13]) oder die als Asche zum Vollvolumen definierte Knochenaschedichte (214 mg/cm^3 [69]) wird als Vergleichswert herangezogen. Diese alternativ zu Dichteangaben beispielsweise von Eisen existierenden Dichtewerte gehen auf das Problem ein, dass der Knochen aus unterschiedlichen Materialien wie Knochenstützstruktur und Knochenmark zusammengesetzt ist (vgl. Kapitel 2.1) und so die für Analysen wichtigen Angaben wie der Mineralanteil in den Vordergrund gestellt werden können. Die Knochenmineraldichte wird beispielsweise für die Diagnose von Osteoporose eingesetzt, wobei eine zerstörungsfreie Messung mit dem CT-Gerät zur Dichtebestimmung genutzt wird. Bei der Knochenaschebestimmung wird nicht zerstörungsfrei gearbeitet, da der Knochen verbrannt wird. Da diese Dichtedefinitionen beide aufgrund der Vorgaben durch EDEM nicht genutzt werden können, wird explizit die physikalische Dichte von Knochen recherchiert und hierbei zeigt sich, dass die Werte zwischen 3000 kg/m^3 [70] und 620000 kg/m^3 [71] variieren, wobei nicht angegeben wird, welche Knochenanteile gegenüber welchem Volumen gemessen werden. Für diese Arbeit ist daher eine eigene Methode zur Bestimmung der Dichte des reinen trabekulären Knochens umzusetzen.

Für die **Poissonzahl** ν wird der in der Literatur bei Finite-Elemente-Simulationen von Knochen etablierte Wert von 0,3 angesetzt [72–74]. Er wird zwar nicht einzeln in den zitierten Arbeiten validiert aber eine Validierung der Simulationsergebnisse wird vorgenommen.

Der **E-Modul** E stellt den am häufigsten analysierten Parameter des Knochens dar. Im Review von Wu et al. werden schon 110 Quellen als passend zum E-Modul von trabekulärem Knochen identifiziert [66]. Die Angaben reichen von 1 bis 22,3 GPa [66]. Die große Spanne der Werte kann darauf zurückgeführt werden, dass nicht nur der Knochen unterschiedliche Eigenschaften aufweist, sondern in den einzelnen Arbeiten die Versuchsparameter variieren und in einigen Fällen beispielsweise eine mazerierte Probe getestet wird, während andere das Knochenmark mit einbeziehen. Dieser Unterschied sorgt bereits für eine Schwankung von 50 % [75]. Selbst der Prüfstand von LORENZETTI für einen einzelnen Trabekel liefert keinen reproduzierbaren Wert. Mit einem E-Modul von ca. 15 GPa liegt er im Mittelfeld, bestimmt aber den E-Modul von Schafsknochen, die von menschlichen Knochen abweichen [68]. Es wird daher zunächst der Wert von 12,8 GPa aus [75] für die Simulation gewählt und später auf Grund der Annäherung an die Institutsinternen Daten zu 600 MPa angepasst [76].

Für die Kontaktparameter Restitutionskoeffizient und die Reibungskoeffizienten ist es notwendig, den später eingesetzten Kontakt auch umzusetzen. D.h., dass beispielsweise Knochen im Kontakt zu Knochen in den Tests zu recherchieren ist. In Bezug auf Knochen und Implantat gibt es verschiedene Veröffentlichungen, die sich mit Reibungskoeffizienten auch zur Bestimmung der Primärstabilität auseinandersetzen [77–79]. Eine Kombination zwischen Knochen und Knochenpartikeln wird weniger häufig untersucht, sodass hier Näherungen anzustreben bzw. Adaptionen der Ergebnisse vorzunehmen sind.

Für den **Restitutionskoeffizienten** wird die Arbeit von EDELSTEN zugrunde gelegt, in der ein Restitutionskoeffizient von 0,45 für menschlichen Knorpel innerhalb des Knies bestimmt wurde [80]. Da bereits untersucht wurde, dass das Dämpfungsverhalten von Knorpel gegenüber Knochenmaterial als höher einzustufen ist [17], kann davon ausgegangen werden, dass der Restitutionskoeffizient von Knochen oberhalb des Werts von Knorpel liegt und weniger Energie beim Aufprall weitergegeben wird. Ein Wert von 0,55 wird daher für diese Arbeit abgeleitet und festgelegt, jedoch zusätzlich in Kapitel 3 experimentell bestimmt.

Der **Haftreibkoeffizient** wird in der Arbeit von BISHOP wiederum als Nebenergebnis ermittelt. Es sollte das Implantat-Spongiosa-Interface untersucht werden, doch aufgrund fehlender Änderungen der Ergebnisse bei unterschiedlich rauen Implantaten wird die These aufgestellt, dass der Haftreibkoeffizient von Spongiosa auf Spongiosa 0,4 beträgt [81]. Hierbei ist besonders hervorzuheben, dass sich vermutlich Abriebpartikel, die den in dieser Arbeit untersuchten Partikeln ähneln, im Implantat festgesetzt hatten. Daher wird der Haftreibungskoeffizient von 0,4 für diese Arbeit angesetzt.

Den letzten Kontaktparameter stellt der **Rollreibungskoeffizient** dar. Für ihn ist keine Quelle gefunden worden. Die Veröffentlichung von [82] bietet einen möglichen Ablauf, um den Rollreibungskoeffizient aus einer Simulation abzuleiten. Es handelt sich um die bereits in Kapitel 2.5 beschriebene indirekte Kalibrierung, für die Kalibrierungsversuche, wie der Versuch zur Bestimmung des Ruhewinkels, benötigt werden. Der Kalibrierungsversuch über den Ruhewinkel wird gewählt,

da die Probenmenge der Partikel verhältnismäßig klein ist und die Untersuchung zerstörungsfrei verlaufen soll.

Der **Ruhewinkel** wird für Knochenpartikel bei einer Größe zwischen 1-25 μm zu $32,8^\circ$ angegeben [83]. Da in dieser Arbeit zum Zerkleinern der Knochenpartikel jedoch eine Knochenpresse genutzt wurde, ist zu prüfen, ob bei einer anderen Zerkleinerungstechnik ähnliche Partikelgrößen entstehen. Der Ruhewinkel ist experimentell zu bestimmen. Es wird außerdem von BEAKAWI empfohlen, den Ruhewinkel stets mit den eigenen Partikeln zu bestimmen. Der Ruhewinkel ist sowohl von der Größe der Partikel als auch von der Versuchsdurchführung abhängig [61].

Da die **Größenverteilung** der Partikel für den Ruhewinkelversuch relevant ist, wird auch zu ihr ein Überblick gegeben. Partikelgrößen zwischen 150 bis 500 μm werden in der Arbeit von BÄTZ et al. hergestellt und ihnen wird eine hohe Osteogenität zugesprochen, wodurch sie für die Verdichtung von Kavitäten empfohlen werden [13]. Ein Durchmesser oberhalb von 7800 μm wird mit einer Einschränkung der Osteogenität verbunden [84] und ist damit nicht zu nutzen. KON et al. erstellen Partikel mit einem Durchschnitt von 250 μm und erzielen damit hohe Knochenwachstumsraten [85]. WANG et al. erstellen wiederum Partikeldurchmesser von 300 bis 500 μm [86].

Vor der Durchführung des Ruhewinkelversuchs muss jedoch zunächst eine Partikelprobe erstellt werden.

2.6 Mazerationstechniken zur Erstellung von Knochenpartikeln

Knochen müssen vor ihrer Nutzung in verschiedenen Kontexten wie Forensik, im Museum oder im vorliegenden Anwendungsfall zunächst von Fetten, Weichteilen und Proteinen befreit werden [87]. Der Arbeitsprozess dazu wird Mazeration genannt. Er ist in dieser Arbeit durchzuführen, um die Zerkleinerung der Knochenproben zu Partikeln zu ermöglichen und die Bildung von Agglomeraten zu reduzieren bzw. ganz zu verhindern, damit die verschiedenen Versuche reproduzierbar durchgeführt werden können.

Grundsätzlich wird zwischen vier Gruppen der Mazeration unterschieden [87], die im Folgenden jeweils mit ihren Vor- und Nachteilen vorgestellt werden:

- Mazeration durch Kochen
- Wassermazeration
- Mazeration durch Aasinsekten
- Chemische Mazeration
 - Mazeration mit Bleiche
 - Mazeration mit Enzymen
 - Mazeration mit Waschmittel

Die Mazeration durch **Kochen** beschreibt Kochen ohne Hinzugabe weiterer Zusatzstoffe über mehrere Stunden [88, 89]. Dabei lösen sich die Weichteile zum großen Teil vom Knochen. Fette und Proteine bleiben jedoch haften. Dieses Verfahren wird daher ohne Kombination mit anderen Techniken in der Literatur nicht als hilfreich angesehen. Hinzu kommt, dass das somit notwendige manuelle Abschaben der Reste zu Verletzungen beim Personal führen kann und der Vorgang sehr arbeitsintensiv bei schlechten Ergebnissen ist [88, 89]. Auch muss der Aufbau permanent überwacht werden, damit keine Schäden am Knochen durch Wassermangel, wenn zu viel Flüssigkeit verdampft ist, entstehen [90].

Unter der **Wassermazeration** wird sowohl die Warmwasser- als auch die Kaltwassermazeration verstanden. Der Unterschied zwischen den beiden Vorgängen liegt bei der Wassertemperatur, die beim Warmwasser bei maximal 37° beträgt und beim Kaltwasser bei Raumtemperatur liegt [88]. Die Technik nutzt natürliche bereits im Knochen und Wasser vorkommende Bakterien, die die Weichteile sowie Fette und Proteine nach einer Zeit von zwei Tagen bis 8 Wochen zersetzen [91]. Auf sehr kurze Zeiten sollte allerdings verzichtet werden, da beispielsweise bei Mairs Aufbau nach vier Tagen kein Effekt zu bemerken ist [92]. Nach längerer Zeit liefert das Verfahren aber zufriedenstellende Ergebnisse [91]. Es ist jedoch notwendig, Räumlichkeiten für den Fäulnisprozess zur Verfügung zu stellen, da der Aufbau mit einer Geruchsbelästigung verbunden ist [92]. Positiv an dieser Technik wird gesehen, dass sie ohne Zusatz von Chemikalien und ohne Fachkenntnisse umgesetzt werden kann. Im Fall der Kaltwassermazeration wird zusätzlich auf eine Energiezugabe verzichtet [89].

Das dritte Verfahren stellt der Einsatz von **Aasinsekten** zur Mazeration dar. Speckkäfer (Dermestidae) sind schnell bei der Befreiung des Knochens von Weichteilen und arbeiten besonders bei filigranen Knochen sehr genau [92]. Sie fressen das abzutrennende Material auf und verändern die mechanischen Eigenschaften des Knochens dabei nicht. Da es sich um Lebewesen handelt, erfordern sie jedoch die Anwesenheit eines Entomologen (Insektenkundiger) und wenn die Knochen nicht rechtzeitig entfernt werden, werden diese ebenfalls von den Käfern zersetzt [90]. Ähnlich zu den Aasinsekten wird in manchen Einrichtungen auch die Zersetzung der Weichteile auf einem speziell dafür angelegten Friedhof genutzt. Dazu werden die Knochen beispielsweise ein Jahr vergraben und anschließend weiterverarbeitet [88]. Diese Methode bietet den Vorteil, dass keine Geruchsbelästigung entsteht und die Knochen gereinigt weiterverarbeitet werden können [90]. Das Personal benötigt keine besondere Schulung zur Vorbereitung der Knochen [88]. Auch hier kommt es nicht zu einer Änderung der mechanischen Eigenschaften des Knochens. Da die Knochen nach der Entnahme aus der Erde häufig noch verfärbt sind, wird eine Nachbearbeitung mit Bleiche durchgeführt [90].

Die **chemische Mazeration** kann in unterschiedliche Bereiche aufgeteilt werden. Es handelt sich um die Mazeration mit Bleiche, die Mazeration durch Enzyme und die Mazeration unter Einsatz von konventionellem Waschmittel.

Die Mazeration mit **Bleiche** stellt dabei einen Sonderfall dar, da sie auf der Annahme beruht, dass Weichteile zum Beispiel durch das Vergraben der Knochen bereits zersetzt wurden [88]. Bleiche ist nicht kostenintensiv und die Mazeration kann von gering angelernten Kräften durchgeführt werden [90]. Die Ergebnisse sind vergleichbar mit denen anderer Verfahren. Besonders positiv wird gesehen,

dass die Knochen das typische „weiß“ erhalten und sich somit gut für den Einsatz als Anschauungsmaterial eignen. Problematisch wird jedoch gesehen, dass die Bleiche Kalzium abbaut und die Eigenschaften des Knochens verändert werden [87]. Umstritten bleibt, ob sie ein Gesundheitsrisiko besonders bei ungelerten Kräften darstellt [87, 90].

Bei der Mazeration mit Hilfe von **Enzymen** wird warmes Wasser mit Lipasen und Proteasen versetzt, die als Katalysator dafür sorgen, dass sich Weichteile, Fette und Proteine vom Knochen ablösen. Die Methode kann dabei innerhalb von einer bis drei Stunden bereits vergleichbare Ergebnisse erzielen und ist damit die schnellste [91, 93]. Es erfolgt keine deutliche Geruchsbelästigung. Negativ an dieser Technik wird jedoch gesehen, dass sie mit hohen gesundheitlichen Risiken für das Personal verbunden ist und die Enzyme zunächst kostenaufwendig beschafft werden müssen. Sie sind mit einem aufwendigeren Versuchsaufbau auf Grund der vorzunehmenden Sicherheitsvorkehrungen verbunden [92] und es wurde bereits festgestellt, dass sich die mechanischen Eigenschaften beim Einsatz von Enzymen ändern können, wie am Beispiel der Mikrohärtigkeit gezeigt wurde [89].

Die letzte hier genannte Mazerationstechnik ist die Mazeration mit **Waschpulver**. Der Knochen wird in Wasser zwischen 40 und 60° gehalten und das Bad mit konventionellem Waschpulver versetzt. Anschließend wird die Temperatur über mehrere Stunden konstant gehalten. Es werden vergleichbare Ergebnisse zu der Mazerationstechnik mit Enzymen und mit Bleiche erzielt [92]. Diese sind darauf zurückzuführen, dass Waschmittel sowohl Enzyme wie Lipase und Proteasen zur Schmutzbeseitigung, als auch einen geringen Anteil an Bleiche enthält [92]. Das Material ist überall verfügbar und es zeigt sich, dass im Vergleich eine große Vielfalt von Waschmitteln gleiche Ergebnisse lediglich nach unterschiedlicher Zeit liefern [92]. Es ist nicht stark gesundheitsgefährdend und die Problematik einer Geruchsbelästigung wird durch zugesetzte Geruchsstoffe unterbunden [88]. Es ist bisher nicht nachgewiesen, dass die Nutzung von Waschpulvern zu einer Veränderung der mechanischen Eigenschaften führt [91]. Die DNA wird nicht beeinflusst [91]. Der am häufigsten genannte Nachteil von Waschpulver stellt jedoch die Tatsache dar, dass Unternehmen die genaue Zusammensetzung des Waschpulvers auf Grund von Geschäftsgeheimnissen nicht veröffentlichen, wodurch die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse erschwert wird.

Soll zwischen den vorgestellten Verfahren ein passendes Verfahren zur Mazeration von Knochen für einen Anwendungsfall ausgewählt werden, sind folgende Punkte zu bedenken [87]:

- der zeitliche Rahmen, der für die Mazeration eingeplant ist,
- der Zustand der Probe, bzw. die Konstanz der mechanischen Eigenschaften,
- die Möglichkeiten der Einrichtung in der die Mazeration durchgeführt werden soll,
- eine klare Formulierung des Ziels der Mazeration, z.B. die Reproduzierbarkeit bei wissenschaftlichen Veröffentlichungen.

Sind diese Informationen gesammelt, kann das passende Verfahren ausgewählt werden. Als Hilfestellung fasst Tabelle 2.1 noch einmal die Mazerationstechniken zusammen und zeigt die Vor- und Nachteile.

Tabelle 2.1: Übersicht der vorgestellten Mazerationstechniken mit ihren Vor- und Nachteilen

Technik	Vorteile	Nachteile
Mazeration durch Kochen	+ kein Gesundheitsrisiko [88] + Dauer des Kochens mehrere Stunden [88]	- schlechte Ergebnisse [88] - weitere Bearbeitung notwendig [89] - Kontrolle während gesamten Prozess erforderlich [90]
Wassermazeration	+ gute Ergebnisse [91] + keine Chemikalien [88] + kein Gesundheitsrisiko [89] + wenig Arbeitsintensiv	- Geruchsbelästigung [92] - Dauer bis zu 8 Wochen [91] - ggf. Zugabe von Bakterien notwendig [91]
Aaskäfer	+ gute Ergebnisse besonders auch bei kleinen Knochen [92] + Dauer im Stundenbereich und steuerbar über Anzahl der Käfer [92] - Konstante mech. Eigenschaften nach Maz. [92]	- Experte zur Versorgung der Käfer erforderlich [90] - Käfer zerlegen Knochen, wenn dieser nicht rechtzeitig entfernt wird [90]
Enzyme	+ schnell [91] + gute Ergebnisse [93]	- Gesundheitsrisiko [92] - schwer zu beschaffen [92] - geschultes Personal erforderlich [92] - mögliche Änderung der mechanischen Eigenschaften [89]
Waschpulver	+ gute Ergebnisse [92] + Arbeitsaufwand im Stundenbereich [92] + überall zugänglich [92] + kein geschultes Personal erforderlich [92] + keine Geruchsbelästigung [88] + bisher keine Änderung der mech. Eigenschaften bekannt [88]	- unbekannte Zusammensetzung des Waschpulvers [91]

3. Material- und Kontaktparameter von Knochenpartikeln

Dieses Kapitel umfasst die experimentelle Vervollständigung und Überprüfung der Material- und Kontaktparameter für Knochenpartikel, die bisher der Literatur entnommen wurden (vgl. Kapitel 2.5.3). Tabelle 3.1 liefert zu den noch unbekanntem bzw. dem zu prüfenden Parameter einen Überblick, welche Art von Versuch zur Ermittlung des Parameters umgesetzt werden soll.

Tabelle 3.1: Übersicht zu den bereits der Literatur entnommenen Material- und Kontaktparametern für Knochenpartikel sowie die mit Hilfe von Materialcharakterisierungs- und Kalibrierungsversuchen zu ermittelnden Parameter

		Entnommen aus/Bestimmt über		
		Literatur	Materialcharakterisierungsversuch	Kalibrierversuch
Knochenpartikelparameter	ν [-]	0,3	-	-
	ρ [kg/m ³]	-	X	-
	E [MPa]	600	-	-
	e_v [-]	0,55	X	-
	μ_S (P-P) [-]	0,4	-	-
	μ_S (P-G) [-]	0,4	-	-
	μ_R (P-P) [-]	-	-	X
	μ_R (P-G) [-]	-	-	X
	d [μm]	150 bis 500	125 bis 500	-

Das Kapitel gliedert sich in sieben Abschnitte, wobei der erste Abschnitt mit dem Vorgehen zu den statistischen Auswertungen verallgemeinert ohne direkten Bezug zu Ergebnissen vorweg gestellt wird, da die darin beschriebenen Vorgehen für jede der darauf folgenden Versuchsdurchführungen benötigt werden. Im zweiten Abschnitt wird die Methode zur Herstellung von Knochenpartikeln und eine Methode zur Bestimmung der physikalisch definierten Dichte entwickelt. Die Partikelgrößenverteilungen werden vollautomatisch bestimmt. Anschließend folgt der Materialcharakterisierungsversuch zur Prüfung des aus der Literatur abgeleiteten Restitutionskoeffizienten. Die Bestimmung des Ruhewinkels wird als Kalibrierungsversuch beschrieben, damit die Ergebnisse im fünften Abschnitt für die indirekte Kalibrierung des Rollreibungskoeffizienten eingesetzt werden können. Für die Materialcharakterisierungs- bzw. Kalibrierungsversuche erfolgt jeweils zuerst der methodische Ablauf, dann werden die Ergebnisse vorgestellt und abschließend eine Diskussion der zuvor gewonnenen Ergebnisse. Die Limitationen der Ergebnisse und der Bestimmung der Material-

und Kontaktparameter werden im sechsten Abschnitt versuchsübergreifend vorgestellt. Das Kapitel endet mit der Zusammenfassung aller Material- und Kontaktparameter, um diese später direkt in EDEM übernehmen zu können.

3.1 Statistische Auswertung

Die Auswertung der Daten aus den verschiedenen im Folgenden beschriebenen Versuche wurde mit dem Programm IBM SPSS STATISTICS Version 26 (IBM, Endicott, New York, Vereinigte Staaten) durchgeführt. Dabei wurden die Proben zunächst auf Normalverteilung mit einem Signifikanzniveau des Fehlers erster Art von 0,05 über den Kolmogorov-Smirnov- und den Shapiro-Wilk-Test untersucht und anschließend die Histogramme optisch mit den Ergebnissen der Tests verglichen. Normalverteilte Daten wurden mit der einfaktoriellen ANOVA und dem Bonferroni-Post-Hoc-Test untersucht und bei den nicht-normalverteilte Daten wurde der Gabriel-Post-Hoc-Test herangezogen. Als Signifikanzniveau wurde 0,05 eingesetzt. Bei der Aufstellung von Regressionen wurde ebenfalls ein Signifikanzniveau von 0,05 genutzt.

3.2 Erstellung einer Methode zur Herstellung von Knochenpartikelproben und Charakterisierung der Dichte sowie der Partikelgrößenverteilung

Dieses Unterkapitel umfasst die Erstellung der Partikel sowie die Untersuchung dieser bezogen auf ihre geometrischen Parameter Größe und Form. Es wird eine Methode zur Bestimmung der physikalisch definierten Dichte erarbeitet.

3.2.1 Entwicklung der Methode zur Erstellung der Knochenpartikelproben und Charakterisierung von geometrischen Parametern

Die Probekörper wurden aus dem distalen epiphysären bzw. metaphysären Bereich von drei Schweinefemora entnommen (vgl. Abbildung 3.1 (a)). Dieser Bereich wurde gewählt, da hier ein hoher Anteil von trabekulärem Knochen vorliegt und große Probekörper entnommen werden können. Das Femur wurde dazu oberhalb der Kondylen transversal abgetrennt und anschließend die Kondylen jeweils medial und lateral mit einer Handsäge plan gesägt. Abbildung 3.1 (b) zeigt den plangesägten Femurabschnitt im oberen Teil des Bildes. Danach wurde mit einem Hohlbohrer von proximal nach distal ein Zylinder mit einem Durchmesser von 25 mm und einer Höhe von 50 mm entnommen. Jeweils aus den Kondylen von medial nach lateral und von lateral nach medial wurden zwei weitere Proben mit dem Durchmesser 25 mm und einer Höhe von 15 mm gewonnen.

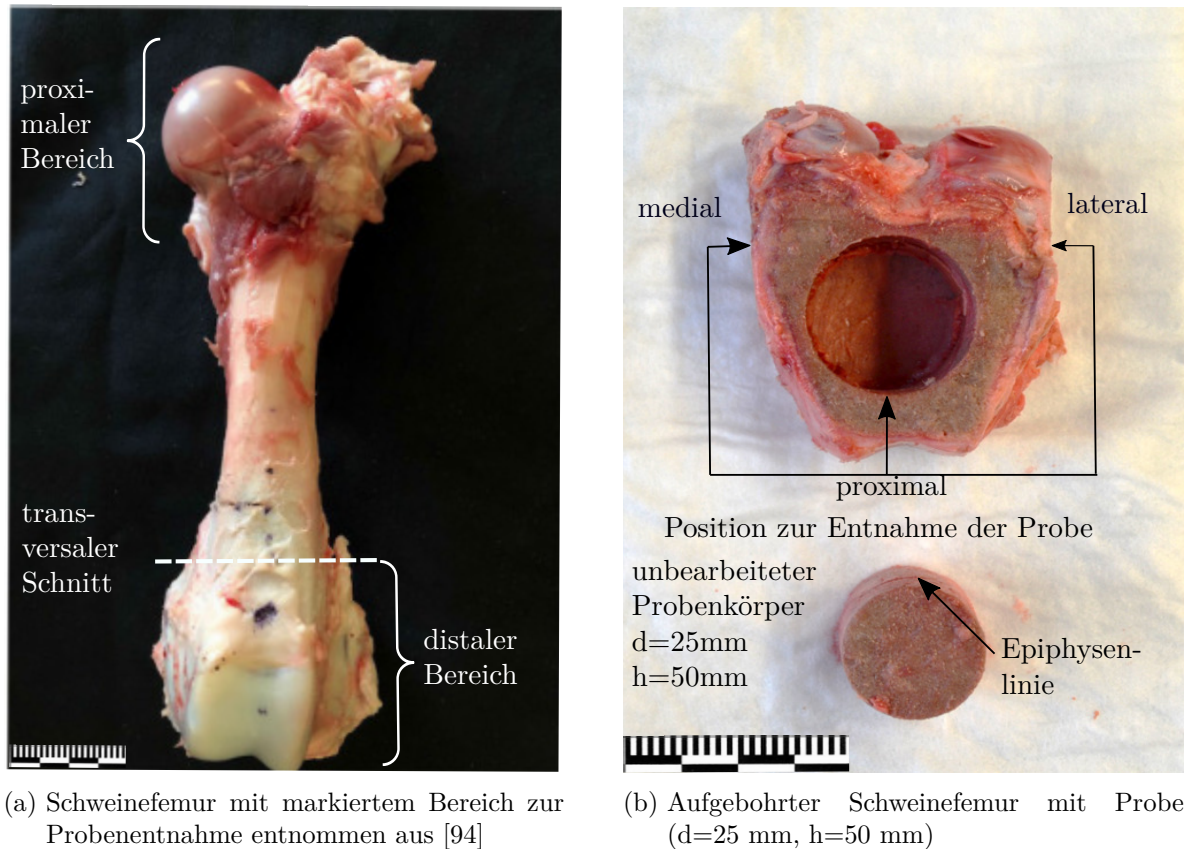


Abbildung 3.1: Regionen für die Probenentnahme und Vorstellung der Probekörper

Anschließend wurden die neun Proben mit einer Präzisionssäge (IsoMetTM 1000, Buehler, ITW, Lake Bluff IL, USA) plan gesägt. Vor der weiteren Bearbeitung der Proben wurden von jeder Probe mit Hilfe von Mikrocomputertomographie (μCT) Scans (μCT 35, Scanco Medical, Brüttisellen, Switzerland, 55 kVp, 145 μA , 400 ms Integrationszeit, isotropische Voxelgröße von 30 μm) die morphologischen Parameter BV/TV, die trabekuläre Dicke und der trabekuläre Abstand (vgl. Kapitel 2.1) in einem 200 x 200 Voxel großen Bereich über 116 Bildebenen bestimmt (BONEJ, Plugin von IMAGEJ [95, 96], vgl. Kapitel A.2).

Um später einzelne Trabekel zerkleinern zu können, wurde der Knochen mazeriert. Aufgrund der konstanten mechanischen Eigenschaften, des geringen Gesundheitsrisikos, der Zugänglichkeit und der geringen Geruchsbelästigung wurde die Mazeration mit Waschpulver ausgewählt (vgl. Kapitel 2.6). Dazu wurden in einem Topf jeweils 4-5 Knochenproben mit einem Gesamtgewicht von jeweils ca. 15 g Knochenmaterial mit 15 g Waschpulver „Sensitive Megaperls“ (Persil, Henkel-Konzern, Düsseldorf, Deutschland) vermischt und drei Stunden bei einer konstanten Temperatur von ca. 40 °C, überprüft mit einem thermotron de luxe Thermometer (Diehl, Nürnberg, Deutschland), unter gelegentlichem Rühren warmgehalten. Anschließend wurden die Proben aus dem Wasserbad entnommen und zwei Tage bei Raumtemperatur getrocknet.

Das Probengewicht der mazerierten Probekörper wurde mit einer Präzisionswaage (PRACTUM 513-1S, Sartorius, Göttingen, Deutschland) gemessen, um darüber die Dichte, definiert als Quotient aus Masse (m) pro Volumen (V_{Voll}) (vgl. Gleichung 3.1) der trabekulären Probekörper zu bestim-

men. Da es optisch nicht möglich ist, das Volumen des trabekulären Probekörpers anzugeben, wurde über den BV/TV auf das vorliegende Knochenvolumen geschlossen, indem das Volumen des Probekörpers der Knochenprobe durch ein Vollkörper-CAD-Modell mit INVENTOR 2020 (Autodesk, San Rafael, CA) bestimmt wurde und anschließend eine Umrechnung erfolgte (vgl. Gleichung 3.1).

$$\rho = \frac{m}{V_{\text{Voll}}} = \frac{m}{BV/TV \cdot V_{\text{Voll}}} \quad (3.1)$$

Der trabekuläre Knochen wurde mit einer Formraspel mit fest konnektiertem Handgriff (DePuy Orthopaedic, 2001) und einer Raspeltiefe von 0,5 mm zerkleinert (vgl. Abbildung 3.2), bis eine Menge von 0,36 g Knochenpartikel gewonnen wurde.



Abbildung 3.2: Formraspel mit fest konnektiertem Handgriff (DePuy Orthopaedic, 2001) und einer Raspeltiefe von 0,5 mm

Zuletzt wurde die Partikelgrößenverteilung der Proben mit dem Camsizer (CAMSizer X-DRY, Microtrac Retsch Technology, Haan, Deutschland) im Freifallschacht über optische Partikelgrößenmessung ermittelt. Es wurden Momentaufnahmen aus dem Camsizer auf typische Partikelformen untersucht, um ggf. später Oberflächenformen der Knochenpartikel ableiten zu können. Für den Vergleich der Größenverteilungen der Partikelproben und die Auswertung dieser wurde der äquivalente Durchmesser eines flächengleichen Kreises (x_{area}) für die Partikel herangezogen.

3.2.2 Ergebnisse der Knochenpartikelprobenerstellung und Auswertung der Größenverteilungen der Partikelproben

Bei der Knochenpartikelprobenerstellung konnten mit der gewählten Technik zur Mazeration 78% der Proben mazeriert und anschließend zerkleinert werden. Die daraus entstandenen sieben Proben konnten genauer durch verschiedene Tests auf ihre Form und Größe untersucht werden. Für den trabekulären Knochen wurde eine durchschnittliche Dichte von $1799,01 \pm 199,09 \text{ kg/m}^3$ berechnet (vgl. Tabelle A.3). Abbildung 3.3 zeigt eine Auswahl der aus den Knochenpartikelproben stammenden 2D-Aufnahmen zur Bestimmung der Partikelform.

In Abbildung 3.3 ist zu sehen, dass die Form der Knochenpartikel variiert. Durch den Zerkleinerungsprozess mit der Formraspel entstehen Späne, die in der linken Spalte der 2D-Ansichten optisch rund angenähert werden können, während in der zweiten Spalte von links lange schmale Späne abgebildet sind. In den beiden rechten Spalten finden sich unterschiedliche Formen, die sich durch eine

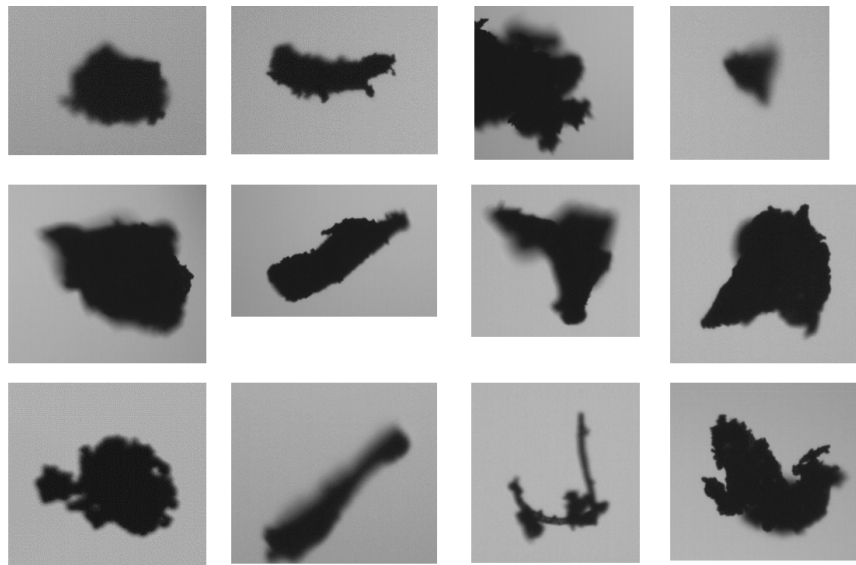


Abbildung 3.3: Momentaufnahmen der Knochenpartikel aus dem Camsizer, die zur Bestimmung ihres äquivalenten Durchmessers aufgenommen werden

optisch rau erscheinende Oberfläche auszeichnen. Da sich so keine einheitliche Partikelform identifizieren ließ, wurde zunächst die Näherung der Knochenpartikel als Kugel als Standard-Äquivalent für Partikel eingesetzt.

Tabelle 3.2 gibt, basierend auf dem äquivalenten Durchmesser eines flächengleichen Kreises, den Median (D50), die Spanne der Partikelverteilung (vgl. Gleichung 2.5) sowie die Materialwerte zur Bestimmung der Spanne und die benötigte Zeit für die Messung an (vgl. Kapitel 2.5.2).

Tabelle 3.2: Partikelgrößenverteilungen der Knochenpartikelproben

Probe	D10 [μm]	D50 [μm]	D90 [μm]	Spanne	Messzeit
mazertiert1	124,8	253,4	475,6	1,384	3 min 48 s
mazertiert2	222,1	526,4	832,1	1,159	5 min 9 s
mazertiert3	156,1	314,7	564,6	1,298	4 min 47 s
mazertiert4	108,1	228,2	459,9	1,542	4 min 40 s
mazertiert5	238,6	400,0	760,1	1,304	4 min 59 s
mazertiert6	134,1	327,2	670,5	1,639	5 min 15 s
agglomeriert	262,3	684,3	1448,8	1,734	3 min 36 s

Die untersuchten Knochenpartikelkollektive weisen einen minimalen Durchmesser als D10-Wert von 108,1 μm in Probe „mazertiert4“-Probe und einen maximalen Durchmesser als D90-Wert von 1448,8 μm in Probe „agglomeriert“-Probe auf. Die Spanne der Größenverteilungen der Knochenpartikel variiert zwischen 1,159 und 1,734. Statistisch ergibt sich aus dem Mediantest für unabhängige Stichproben ($p=0,321$) und dem Kruskal-Wallis-Test ($p=0,423$), dass die Verteilungen der Mediane aller Proben (Q3₅₀-Wert) gleich sind und damit die Probenverteilungen als gleich angesehen werden können.

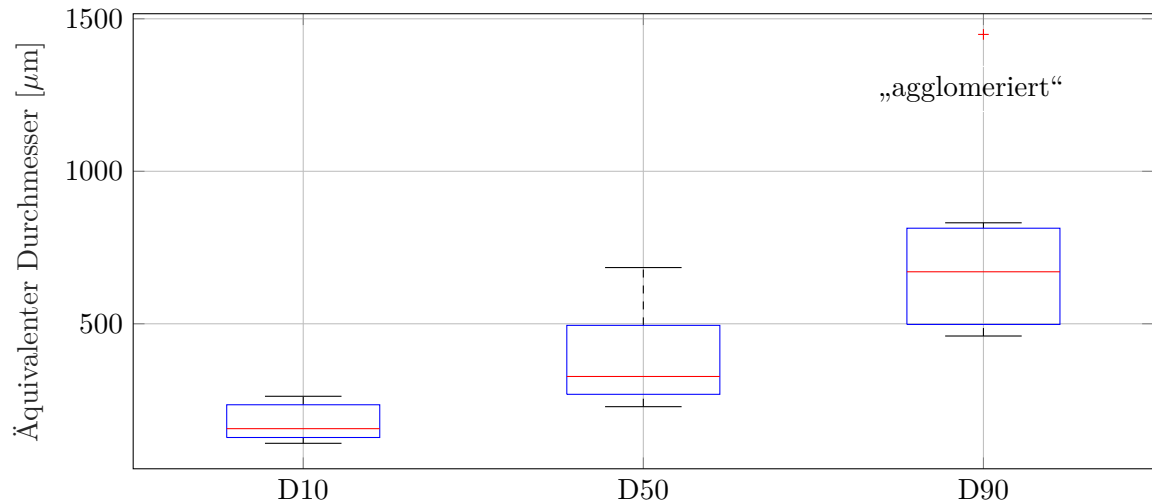


Abbildung 3.4: Boxplots zur Identifikation von Ausreißern bei den Größenverteilungen der Knochenpartikelproben

Innerhalb der Boxplots wird deutlich, dass die D10-Werte eine geringe Streuung aufweisen. Die Streuung steigt für die D50-Werte an und bei den D90-Werten wird der Wert der „agglomeriert“-Probe als Ausreißer angegeben. Er hat einen höheren Abstand als den 1,5-fachen Interquartilsabstand vom oberen Quartil der „mazeriert1 bis 6“-Proben.

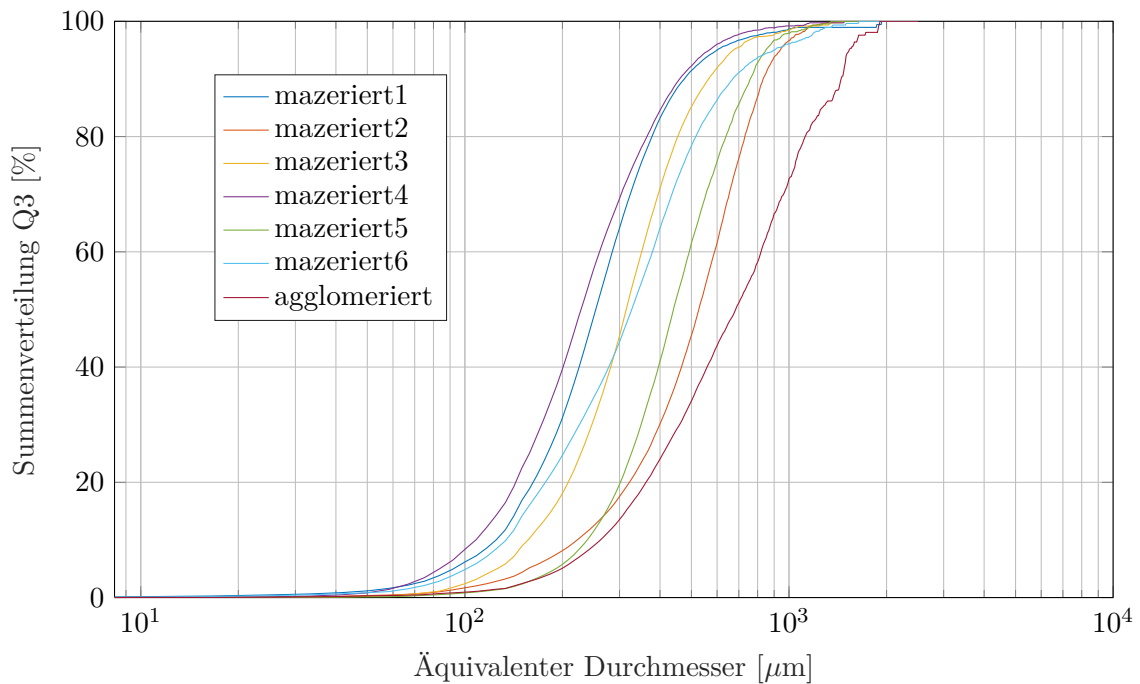


Abbildung 3.5: Summenverteilungskurven der Partikelkollektive logarithmisch dargestellt

Es ist in Abbildung 3.5 innerhalb der Summenverteilungskurven der Knochenpartikelproben zu sehen, dass die Knochenpartikelproben ähnliche Steigungen in den Summenverteilungskurven aufweisen, wobei auch in der Abbildung 3.5 der Verlauf der „agglomeriert“-Probe durch seinen diskret ansteigenden Verlauf im Bereich des D90-Wertes von den anderen Proben abzuweichen scheint.

Für weitere Auswertungen und das Aufsetzen der Simulationen wird die Probe „mazeriert1“ genutzt und folgend als „Vergleichsprobe“ bezeichnet. Sie weist eine durchschnittliche Spanne im Vergleich gegenüber den anderen Proben auf. Auch ihre Dichte von 1655 kg/m^3 wird für die Auswertung angesetzt.

3.2.3 Diskussion der Knochenpartikelprobenerstellung sowie der Dichte- und Partikelgrößenbestimmung

In diesem Kapitel werden zunächst die Probenerstellung der Knochenpartikelproben mit der Mazeration über Waschpulver und anschließend die Ergebnisse der Dichtebestimmung sowie der Bestimmung der Größenverteilungen diskutiert.

Mit der entwickelten Methode zur **Erstellung der Knochenpartikel** war es in 77,8% der Fälle möglich, eine Probe zu generieren, mit der die Knochenpartikel für die Versuche zur Bestimmung der unbekannt Material- und Kontaktparameter der Knochenpartikel genutzt werden konnten. Bei den zwei unbenannten von den Versuchen ausgeschlossenen Proben war die Zerkleinerung kaum möglich. Zu beobachten war eine Verschmierung der Formraspel statt einer Zerkleinerung der Knochenprobe zu Partikeln, die auf einen hohen Fettanteil zwischen den Trabekeln zurückgeführt wurde. Der hohe Fettanteil ist wiederum ein Indikator, dass die Mazeration nicht alle Knochenproben vollständig von Fett befreien konnte. Auch war innerhalb der Knochenpartikelproben eine Bildung von großen Agglomeraten zu beobachten, die optisch von der Zusammensetzung der anderen Partikelproben bestehend aus diskreten Partikeln abwichen. Die Mazeration über Waschpulver ist zu hinterfragen und Alternativen sind zu untersuchen (vgl. Kapitel 2.6).

Die Mazerationstechnik in einem Wasserbad mit Waschmittel wurde primär aufgrund der gesundheitlichen Unbedenklichkeit der verwendeten Materialien und der bisher nicht anzuzweifelnden Konstanz der physikalischen Eigenschaften eingesetzt (vgl. Kapitel 2.6). Da die Ergebnisse aber weiter verbessert werden könnten, sollte der Einsatz von Enzymen zur Mazeration in Betracht gezogen werden. Obwohl hier die Veränderung der Härte von Knochen als potenzielle Gefahr berichtet wurde [89], bietet sie reproduzierbare Ergebnisse, die so lange angepasst werden können, bis die erwünschte Ausbeute konstant erreicht wird. Es wird empfohlen, als Lipase CAS# 9001-62-1 (Triacylglycerol) und als Protease CAS# 9014-01-1 (Sublisin A) einzusetzen (vgl. Kapitel 2.6). Mit diesen Enzymen wurden bereits in Form von kommerziell erhältlichen Gemischen Ergebnisse erzielt, die mit denen der Mazeration über Waschpulver vergleichbar sind [89]. Von dem Einsatz der anderen in Kapitel 2.6 vorgestellten Mazerationstechniken wird abgeraten, da der Zeitrahmen beispielsweise bei der Mazeration durch Kochen oberhalb von dem liegt, der potenziell in einem klinischen Umfeld bei autologer Behandlung mit Knochenpartikeln eingesetzt werden könnte, oder im Zusammenhang mit den Aasinsekten Experten anwesend sein müssten [90].

Die bestimmten **Dichten** lagen mindestens um mehr als 30 % unter den in der Literatur angegebenen Angaben (vgl. Kapitel 2.5.3). Dies kann darauf zurückgeführt werden, dass die Literaturangaben das im Vergleich zum Material der Trabekel schwerere Knochenmark mit einbezogen haben, ohne dies explizit zu erwähnen. Die Streuung der selbst bestimmten Dichten wird auf die Streuung von biologischem Material und der Diskrepanz zwischen Knochen vom Schwein im Versuch und humanem Knochen in der Literatur zurückgeführt [68].

Die im Camsizer gemessenen **Größenverteilungen der Knochenpartikelproben** wiesen einen Mittelwert des Durchmessers von $390,6 \mu\text{m}$ auf. Damit liegen sie im Bereich von 300μ bis 500μ von gut einwachsenden Knochenpartikeln [85, 86] und sollten in Zukunft für die Verdichtung von Knochen eingesetzt werden können. Während der Untersuchung fielen jedoch die folgenden Aspekte auf:

Bei der Förderung der Proben in den Camsizer agglomerierte eine Probe bereits auf dem Förderband. Sie wurde Probe „agglomeriert“ genannt und wies einen deutlich größeren Durchmesser auf als die weiteren Proben. Auch ihre Spanne S war größer, womit eine größere Durchmesserstreuung verbunden ist. Die Steigung des Graphen in Abbildung 3.5 wich von den „mazeriert1 bis -6“ ab, da sie besonders oberhalb eines äquivalenten Durchmessers von $10^3 \mu\text{m}$ diskrete Sprünge aufwies. Der Unterschied dieser Probe kann auf die weniger mazerierten Knochenpartikel zurückgeführt werden. Das verbliebene Fett verklebte die Partikel und sorgte für die Bildung von Agglomeraten. Da es sich dabei nicht um ein gewünschtes Verhalten handelte, wurden die aus der Probe bestimmten Partikeldurchmesser von der Auswertung ausgeschlossen.

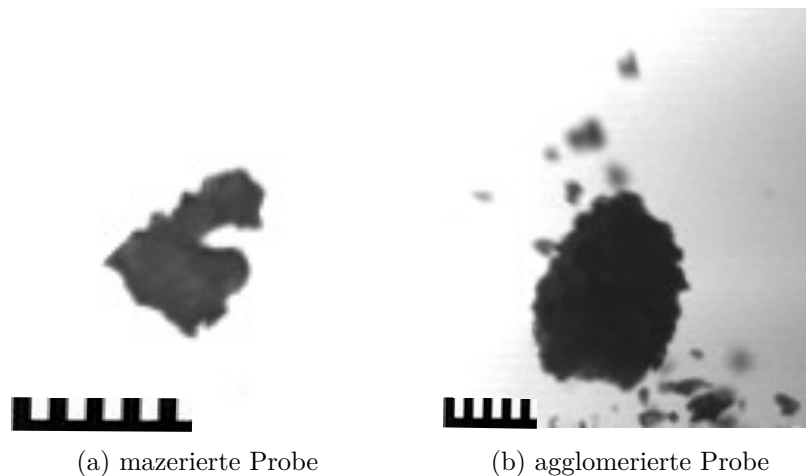


Abbildung 3.6: Verhaltensabweichung nach einem Aufprall zwischen einem mazerierten und agglomerierten Knochenpartikel

Abbildung 3.6 dient zur Verdeutlichung des Unterschieds einer mazerierten Probe mit einer weniger mazerierten Probe (vgl. Abbildung 3.6 (a)), bei der es zur Agglomeration kam (vgl. Abbildung 3.6 (b)). Bei einem Aufprall dispergierte der agglomerierte Partikel in Abbildung 3.6 (b).

Zwischen den „mazeriert1 bis -6“-Proben fällt auf, dass sie ähnliche Spannen S besitzen. Die Spannen sind nicht als klein und homogen zu bezeichnen, da $S_{\min} > 1$ ist. Ihnen werden trotz ihrer Heterogenität basierend auf den Untersuchungen von HOFMANN homogene Eigenschaften zugewiesen, da die Spannen unter 3 liegen (vgl. [6]).

Die „mazeriert1“-Probe wird als Vergleichsprobe eingesetzt, da sich ihre D10-Werte und D90-Werte der „mazeriert4“-Probe deutlich annähern und sie eine verhältnismäßig schmale Spanne von $S=1,384$ aufweist und gleichzeitig im unteren Bereich von den absoluten Partikelgrößen verglichen mit den anderen Knochenpartikelproben liegt (vgl. Kapitel 3.2.2).

Eine Auswirkung der Fördergeschwindigkeit auf die Partikelgrößenverteilung wurde ebenfalls untersucht, um ggf. einen Einfluss mit einbeziehen zu können. Dazu wurde die „mazeriert2“-Probe wiederholt und mit unterschiedlichen Fördergeschwindigkeiten gemessen. In Abbildung A.4 des Anhangs zeigte sich, dass die Spannen S größer wurden, wenn eine Messung wiederholt wird. Kleinere D10-Werte und Mediane wurden bei den langsameren Messungen aufgezeichnet (vgl. Abbildung A.4). Für den D90-Wert näherten sich die Werte wieder an. Diese Beobachtungen lassen sich darauf zurückführen, dass bei der schnell geförderten Probe mehr kleine Partikel und damit auch mehr Partikel insgesamt in der Probe enthalten waren, da dieser Versuch zu Beginn ausgeführt wurde. Bei der Wiederholung ist es möglich, dass das Partikelkollektiv durch Verluste bei der Versuchsdurchführung verändert wird. Daher scheint es gerechtfertigt, die Ergebnisse des ersten Messdurchlaufs für Auswertungen zu nutzen, da hier noch kein Partikelverlust zu beobachten ist.

3.3 Bestimmung des Restitutionskoeffizienten

Auf Basis fehlender direkter Angaben zum Restitutionskoeffizient sowohl für Knochenpartikel als auch für Knochenvollmaterial, wurde aus der Literatur aus Angaben für Knorpel ein Restitutionskoeffizient abgeleitet (vgl. Kapitel 3.7). Er wird innerhalb dieses Kapitels durch die experimentelle Bestimmung des Restitutionskoeffizienten überprüft.

3.3.1 Material und Methoden zum Restitutionskoeffizienten

Zur Bestimmung des Restitutionskoeffizienten wurde der bereits bestehende Versuchsaufbau des Instituts für Partikeltechnologie und Feststoffverfahrenstechnik genutzt. Seine Entwicklung wird in der Arbeit von SUTKAR et al. genauer beschrieben [97].

In dem Versuchsaufbau wird das Aufkommen und der Rückstoß eines Partikels aus dem freien Fall auf eine Glasscheibe mit Kameras dokumentiert. Über die Höhe des Partikels vor und während des Rückstoßes konnte anschließend die Geschwindigkeit der Knochenpartikel bestimmt werden. Die Auswertung erfolgte dabei optisch ohne eine Software. Es wurden 14 Knochenpartikel aus der Vergleichsprobe mit dem Versuchsaufbau untersucht, wobei größere Partikel ausgewählt werden mussten, um das Einsaugen der Partikel in eine Vakuumpumpe, mit der die Partikel oberhalb der Glasplatte positioniert wurden, zu verhindern.

Da in 11 der 14 Proben die dominierende Bewegung eine im Rückstoß auftretende Rotation war, bei der die tangential Bewegung unter einem Winkel von 15° zum Lot lag, wurde auf die Auswertung nach Ansatz 1 über die Aufteilung in tangentialen und normalen Restitutionskoeffizient, vorgestellt in Kapitel 2.5.2, verzichtet. Es wurde der Restitutionskoeffizient nach Ansatz 2 nur über die normale

Geschwindigkeit sowie nach Ansatz 3 über die Energie bestimmt (vgl. Kapitel 2.5.2). Die drei Proben mit deutlich tangentialer Bewegung wurden für die weitere Auswertung ausgeschlossen.

Für die Bestimmung des Restitutionskoeffizienten über Ansatz 2 wurde für die 11 untersuchten Proben unter den Rückstoßbildern eine Aufnahme ausgewählt, bei der der Partikel eine möglichst große normale Strecke zurückgelegt hat, um die Unsicherheiten bei der manuellen Auswahl der passenden Bildrate zu senken. Die Bildrate wurde notiert (Zeitpunkt t_r) und die Höhe am untersten Partikelpunkt zu diesem Zeitpunkt markiert. Die Bildrate des Aufpralls wurde notiert (Zeitpunkt t_a) und so lange weiter zurückgespult, bis im initialen Herabfallen genau die markierte Höhe erreicht wurde. Auch diese Bildrate wurde notiert (Zeitpunkt t_i). Gleichung 2.7 wurde angepasst, indem aus den Geschwindigkeiten die konstante Strecke gekürzt wurde und statt der benötigten Zeiten die Differenzen der Bildraten eingesetzt wurden. Die Umrechnung in Sekunden war nicht notwendig, da der Umrechnungsfaktor heraus gekürzt werden könnte, sodass sich Gleichung 3.2 ergibt.

$$e_v = (t_a - t_i)/(t_r - t_a) \quad (3.2)$$

Aufgrund von visuell sichtbaren Rotationen wurde Ansatz 3 zur Berechnung des Restitutionskoeffizienten über die Energie ebenfalls zur Auswertung genutzt. Zunächst wurden Näherungen bezogen auf die Partikelform umgesetzt, da die genauen Partikelgeometrien nicht bekannt waren. Die Partikelformen variierten innerhalb des Versuchs, da sie die natürlichen Geometrien von Trabekelspäne aufwiesen. Es wurde eine Annäherung als Sphären gewählt. Aus den Bildern wurden die einzelnen Parameter optisch zur Berechnung der Ersatzkörper bestimmt. Die Masse wurde aus dem Produkt aus Dichte und Volumen berechnet, wobei der Dichtewert von 1655 kg/m^3 der Vergleichsprobe angesetzt wurde (vgl. Kapitel 3.2.2). Das Volumen wurde aus den Daten der angenäherten Sphären abgeleitet. Die Rotationsgeschwindigkeit wurde errechnet, indem die Rotationen auf den Bildern bis zur ausgewählten Höhe gezählt und anschließend auf die dafür benötigten Bilder umgerechnet wurden. Für die Geschwindigkeiten wurden die Bildratendifferenzen erst in Sekundenangaben und anschließend in Kombination mit den Strecken auf den Bildern in die Geschwindigkeiten umgerechnet.

Zunächst wurde die Gleichung 2.8 angepasst, da, sobald Gleichung 2.9 eingesetzt ist, zunächst der Faktor 0,5 gekürzt werden konnte. Weiterhin wurde den Bildern entnommen, dass vor dem Aufprall keine Rotation beobachtet werden konnte. Dementsprechend wurde der Rotationsterm vor dem Aufprall auf null gesetzt und Gleichung 2.8 vereinfachte sich zu Gleichung 3.3.

$$e_E = \frac{0,5I\omega_r^2 + 0,5mv_r^2}{0,5mv_i^2} \quad (3.3)$$

Statistisch ausgewertet wurden die Parameter Geschwindigkeit vor dem Aufprall (Initialgeschwindigkeit), Geschwindigkeit des Rückstoßes (Rückstoßgeschwindigkeit), Winkelgeschwindigkeit nach dem Stoß sowie die Restitutionskoeffizienten abhängig von der normalen Geschwindigkeit und der Energie. Da der Restitutionskoeffizient mit dem Energieansatz im Gegensatz zu den anderen Parametern nicht normalverteilt war, wurde die nicht parametrische Korrelation nach Spearman genutzt,

um Zusammenhänge aufzudecken. Es wurden Regressionsgraden aufgestellt und über einen Boxplot Ausreißer identifiziert. Es erfolgte ein Vergleich mit dem angesetzten Literaturwert.

3.3.2 Ergebnisse zum Restitutionskoeffizient

Die Knochenpartikel zeigten im Rückstoß optisch eine deutliche Verlangsamung der Geschwindigkeit und es kam zu einer Rotation der Partikel. 63% wiesen eine Winkelgeschwindigkeit von mehr als 600 1/s auf. Weiterhin konnte bei vier Proben eine Tangentialbewegung beobachtet werden, die mehr als 15° von der Normalen der Rückstoßebene abwich. Diese Proben wurden, wie bereits in Kapitel 3.3.1 beschrieben, von der Auswertung ausgeschlossen.

Abbildung 3.9 zeigt den Geschwindigkeitsverlauf mit Winkelgeschwindigkeit eines beispielhaft ausgewählten Partikels. Es wird deutlich, dass die Geschwindigkeit während der Abwärtsbewegung bis zur Berührung des Bodens zunimmt. Der Vektor der Geschwindigkeit ändert nach dem Rückstoß das Vorzeichen. Es wird im Vergleich zur Initialgeschwindigkeit nur eine geringere Geschwindigkeit nach dem Rückstoß erreicht, die weiterhin bei steigender Höhe abnimmt. Es ist zu erkennen, dass ab dem Rückstoß eine Rotation in Form einer Winkelgeschwindigkeit einsetzt, die zunächst ansteigt und anschließend um 600 Hz zu schwingen scheint.

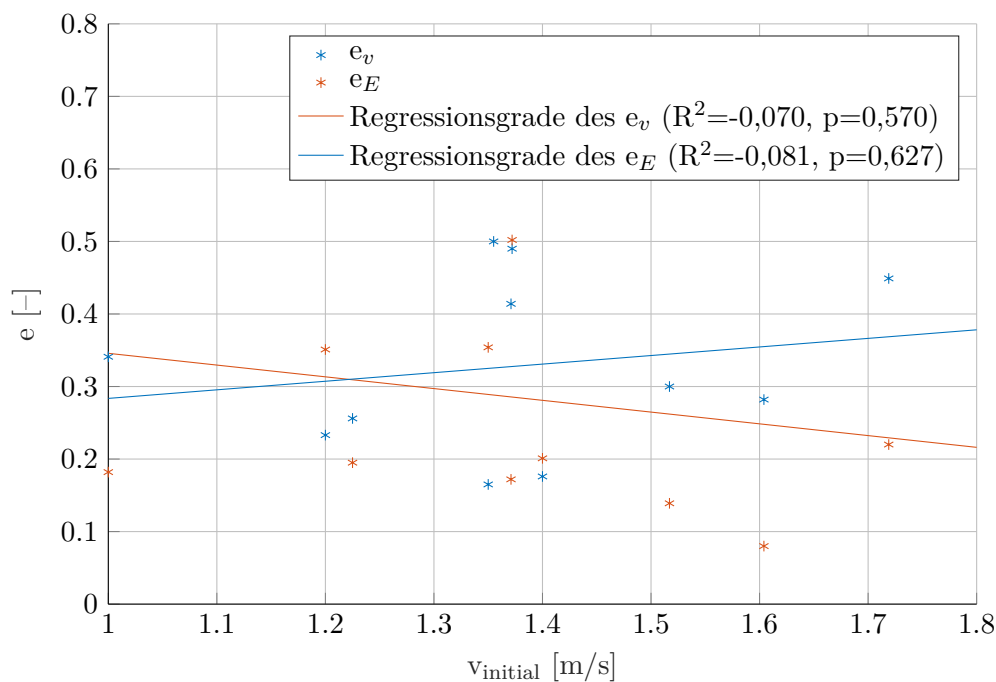


Abbildung 3.7: Restitutionskoeffizienten e aufgetragen über die initiale Geschwindigkeit V_{initial} der Partikel

Das Diagramm in Abbildung 3.7 zeigt sowohl die Werte für die Restitutionskoeffizienten, basierend auf den Geschwindigkeiten vor und nach dem Aufprall, als auch die Restitutionskoeffizienten, basierend auf dem Energieansatz für die 11 untersuchten Partikel (vgl. Kapitel 3.3.1). Mit dem Geschwindigkeitsansatz wird im Schnitt ein 13% höherer Restitutionskoeffizient als über den Energieansatz erreicht.

Bezogen auf Korrelationen ergibt sich, dass eine steigende Rückstoßgeschwindigkeit signifikant mit einem steigenden Restitutionskoeffizienten der Geschwindigkeit zusammen hängt ($p = 0,934$). Bei einer höheren Initialgeschwindigkeit ist ein leichter nicht signifikanter Anstieg der Rückstoßgeschwindigkeit zu beobachten ($p=0,483$). Steigt die die Initialgeschwindigkeit, sinkt die Winkelgeschwindigkeit nach dem Stoß, wobei dieser Zusammenhang nicht signifikant ist ($p=0,260$). Gleiches gilt für den Restitutionskoeffizienten bestimmt über die Energie ($p=0,433$). Zwischen einer steigenden Winkelgeschwindigkeit nach dem Rückstoß und dem Restitutionskoeffizient, bestimmt über die Energie, kann kein signifikanter Zusammenhang nachgewiesen werden ($p = 0,555$).

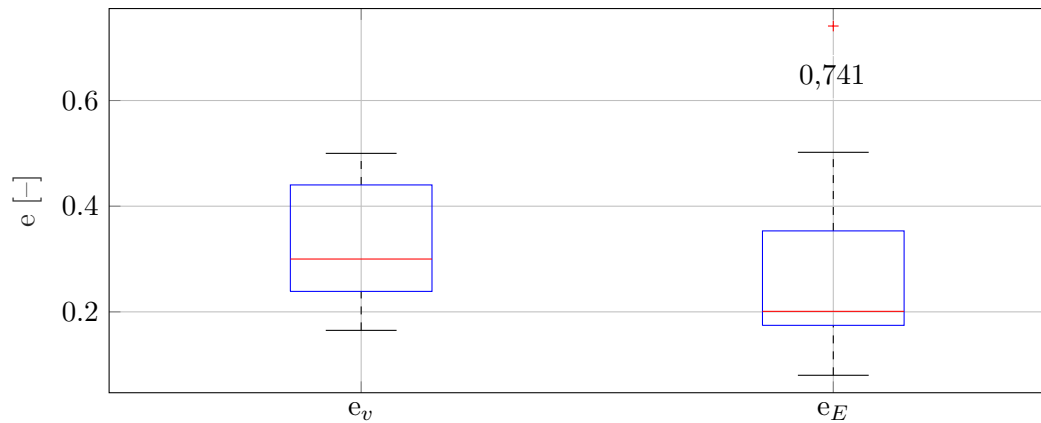


Abbildung 3.8: Restitutionskoeffizienten aufgetragen in Boxplots

Das Diagramm in Abbildung 3.8 zeigt die Boxplots beider Restitutionskoeffizienten. Mit einem Median von 0,3 liegt der Restitutionskoeffizient bei der Geschwindigkeitsauswertung über dem Wert von 0,201 für die Energieauswertung. Im Boxplot der Energieauswertung wurde ein Ausreißer markiert.

3.3.3 Diskussion zum Restitutionskoeffizient

Der Restitutionskoeffizient gibt an, wie hoch der Energieverlust bei einem Aufprall ist. In der Literatur gibt es für Knochenpartikel keine Angaben dazu, sodass der Wert für die Simulationen aus Angaben zu vollständig zusammenhängenden Knorpelproben abgeleitet wurde (vgl. Kapitel 2.5.3). Der Restitutionskoeffizient für Knorpel liegt bei 0,45 [80] und der für Knochen wurde auf 0,55 gesetzt.

Motiviert wird dieses Vorgehen dadurch, dass Knorpel mit einem E-Modul von 0,6 bis 0,7 MPa [98] unter dem E-Modul für Knochen mit 12,8 GPa [75] liegt. Weniger Energie kann demnach in elastische Verformung umgewandelt werden, sodass der Restitutionskoeffizient von Knochen über dem von Knorpel liegen sollte.

Es ergibt sich dennoch eine Differenz von bis zu 0,25 zwischen der aus der Literatur abgeleiteten Angabe von 0,55 und den im Versuch bestimmten Restitutionskoeffizienten von ca. 0,3 (vgl. Kapitel 3.3.2). Sie lässt sich auf die Partikelformen und -größen zurückführen.

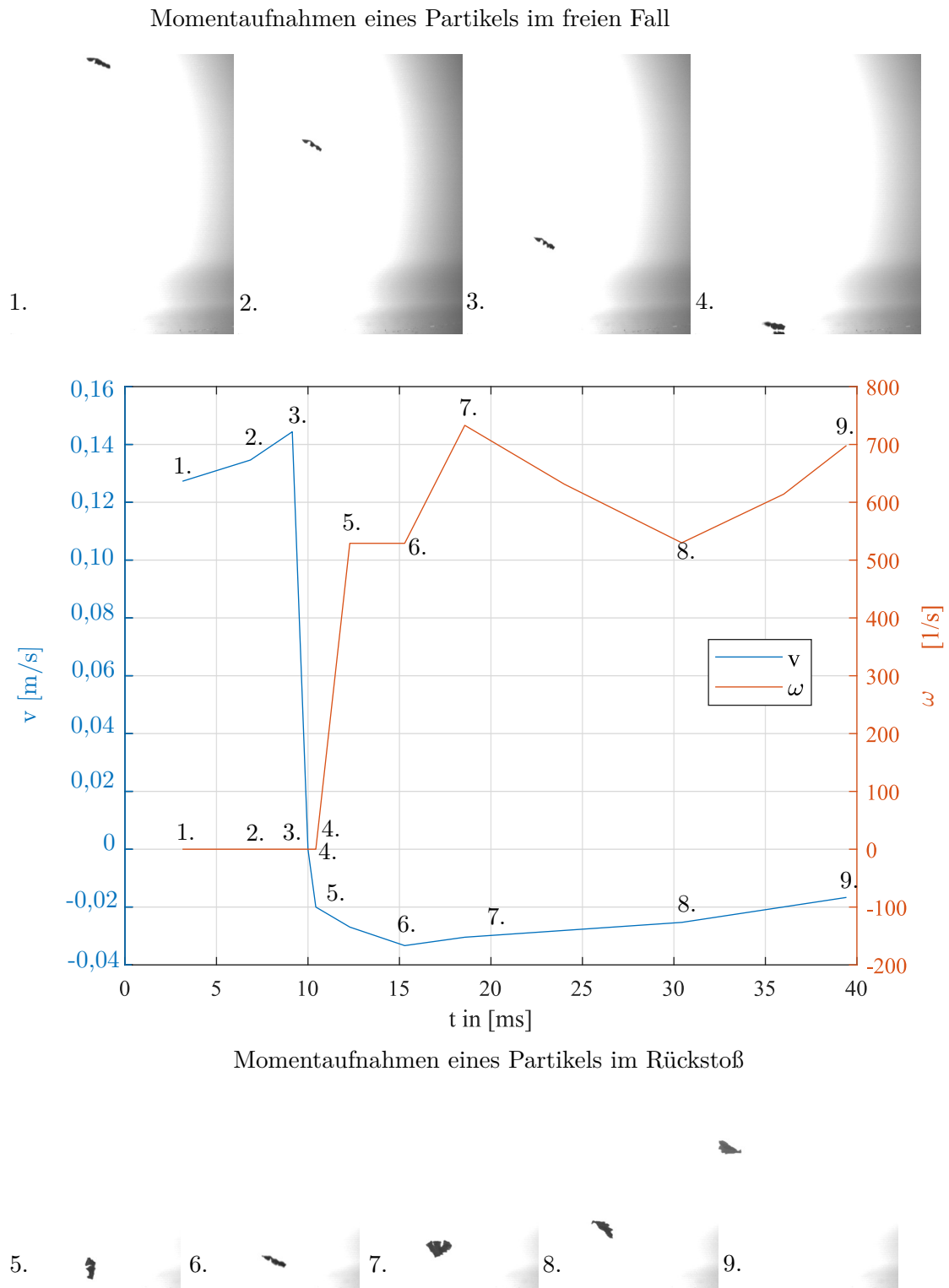


Abbildung 3.9: Geschwindigkeit in normaler Richtung sowie Winkelgeschwindigkeitsverlauf innerhalb der Versuchsdurchführung zum Restitutionskoeffizienten e_E mit Momentaufnahmen eines Beispielpartikels

In der Literatur wurden deutlich größere Knorpelbereiche getestet [80], wobei die Partikelgeometrien in der vorliegenden Arbeit von der Vakuumpumpe vorgegeben wurden und nicht die gleichen Bereiche getestet werden konnten. Es wurde bisher in der Literatur kein Zusammenhang nachgewiesen, der die Übertragung der Materialparameter in andere Skalenbereiche zulässt [37]. Weiterhin weichen die realen Partikelformen deutlich von den eher runden Formen, die in anderen Versuchen genutzt werden, ab. SUTKAR et al. konnten schon einen Einfluss von einer Rauigkeit von $5 \mu\text{m}$ detektieren [97]. Optisch sichtbar wurde der Einfluss der Form in Abbildung 3.9, da durch die unregelmäßige Form das Rotationszentrum des abgebildeten Partikel nicht im Mittelpunkt lag und die Drehung bei der Berechnung zu schwingen scheint. Die Schwingung könnte darauf zurückgeführt werden, dass die Rotationsachse nicht in der Darstellungsebene liegt und die Ergebnisse insgesamt streuen. Bei dem in Abbildung 3.9 dargestellten Geschwindigkeiten wird deutlich, dass die Geschwindigkeit nach dem Rückstoß abnimmt, da ein Teil der Energie in die Rotation umgewandelt wird und ein anderer Teil in die Aufprallfläche dissipiert. Es kann jedoch nicht nachgewiesen werden, dass eine höhere Initialbewegung zu einer höheren Winkelgeschwindigkeit führt, da dieser Zusammenhang nicht als signifikant markiert wird (vgl. Kapitel 3.3.2).

Die Streuung der Restitutionskoeffizienten nach dem Energieansatz kann neben der problematischen Position der Rotationsachse auch auf die Berechnung zurückgeführt werden. Zur Steigerung der Reproduzierbarkeit wurden die Partikel für die Bestimmung des Flächenträgheitsmoments und der Masse durch Sphären angenähert, wobei die Formen optisch auch von den Sphären variierten. Bei beiden Ansätzen zur Bestimmung des Restitutionskoeffizienten besitzt die Bildanzahl vor dem Rückstoß einen großen Einfluss, da die Geschwindigkeiten hier deutlich über denen während des Rückstoßes liegen und zum Teil durch die Erhöhung um ein Bild bereits eine Veränderung der Geschwindigkeit um 5 % erreicht werden kann. Die Erhöhung der Geschwindigkeit kann in Gleichungen 3.2 und 3.3 zu einer Verringerung des Restitutionskoeffizienten führen, da sie als Divisor in der Berechnung eingesetzt wird. Auch kann durch die optische Auswertung der Rotationen zu einer Ermittlung eines abweichenden Wertes kommen.

Die ermittelten Restitutionskoeffizienten (SD von $e_v=0,192$ und SD von $e_E=0,120$) streuen um mehr als $1/3$ der Mittelwerte, sodass kaum eine Aussage zum einzusetzenden Koeffizienten gemacht werden kann, obwohl die angegebene Mindestanzahl an Versuchen durchgeführt wurde [65].

Am Versuchsaufbau selbst ist die Fläche, auf die der Partikel auftrifft, ein Faktor, der das Verhalten beeinflusst haben könnte. In der Arbeit von SONDERGAARD et al. wird beispielsweise gezeigt, dass der Restitutionskoeffizient für dünne Plattendurchmesser und große Partikel zunimmt, während kleine Partikel auf dicken Platten eher kleinere Restitutionskoeffizienten aufweisen [99]. Es kann davon ausgegangen werden, dass ebenfalls eine Materialabhängigkeit besteht, da auch das Material der Aufprallfläche unterschiedliches Dämpfverhalten aufweisen kann.

Da es nicht möglich war, einen konstanten Restitutionskoeffizienten zu ermitteln, wird an dem aus der Literatur abgeleiteten Wert von $0,55$ für die folgenden Simulationen festgehalten.

3.4 Kalibrierungsversuch - Reale Bestimmung des Ruhewinkels

Dieses Unterkapitel dient dazu, für die Kalibrierung des Rollreibungskoeffizienten den Kalibrierungsversuch mit den Knochenpartikelproben real durchzuführen, um diese Ergebnisse später mit den Ergebnissen der Simulation vergleichen zu können.

3.4.1 Versuchsaufbau und -durchführung des Ruhewinkelversuchs

Der Ruhewinkel wurde auf einer planen Fläche aus transparentem Millimeterpapier aufgeschüttet, indem jeweils eine der sieben Knochenpartikelproben über einen Trichter in ein Röhrchen mit einem Durchmesser von 5,8 mm gefüllt und das Röhrchen anschließend mit einer gleichmäßigen Handbewegung senkrecht von der Fläche entfernt wurde. Die Knochenpartikelprobe bewegte sich dabei aus dem Zylinder und blieb als Kegel zurück (vgl. Abbildung 3.10). Es wurden Aufnahmen von der Höhe des Kegels erstellt und über die Schenkel des Kegels der Ruhewinkel der Knochenpartikelprobe anhand von Bildern ausgemessen. Pro Knochenpartikelprobe erfolgten fünf Durchläufe der Erstellung des Kegels. Zur Reduzierung der Subjektivität beim Einzeichnen der Winkel zeichneten drei Personen unabhängig voneinander die Winkel ein.

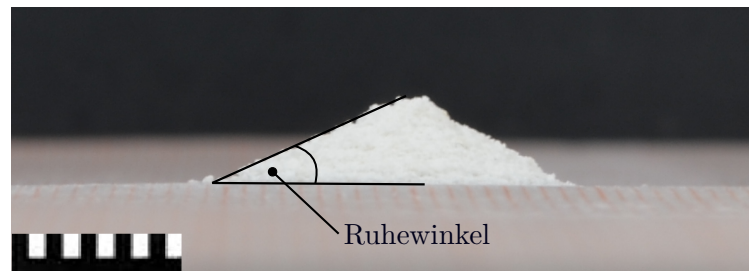


Abbildung 3.10: Eingezeichneter Ruhewinkel der Vergleichsprobe

Für den Ruhewinkel wurde untersucht, ob die Knochen- bzw. Partikelparameter aus Tabelle 3.3 einen Einfluss auf den Ruhewinkel ausüben. Aus den Daten der Knochenproben wurde der BV/TV-Wert der Knochenstruktur, die trabekuläre Dicke und den trabekulären Abstand entnommen. Die errechnete Dichte wurde ergänzt. Vom Camsizer und damit der Partikelgröße flossen die Ergebnisse für die Größenverteilung von D90, D50 und D10 ein. Der Ruhewinkel selbst wurde als Mittelwert der gemessenen Winkel angegeben.

Tabelle 3.3: Mögliche zu untersuchende Einflussfaktoren auf den Ruhewinkel

Ruhewinkel	Knochenproben	Größenverteilung
Mittelwert	BV/TV	D90
	trab. Spac.	D50
	trab. Thick.	D10
	Dichte	

3.4.2 Ergebnisse des Ruhewinkelversuchs

Bei der Durchführung des Ruhewinkelversuchs wurde beobachtet, dass mazerierte Proben mit kaum sichtbaren Agglomeraten sich leichter aus dem Röhrchen bewegten, als es bei stärker agglomerierten Proben der Fall war. Diese bildeten weitere Agglomerate innerhalb des Röhrchens und eine Brückenbildung konnte beobachtet werden, sodass eine manuelle Kraft auf das Röhrchen aufgebracht werden musste, um die Partikel zu lösen.

Während für die einzelnen Faktoren Ruhewinkel, BV/TV, D90, D50, D10, Dichte und trabekuläre Dicke eine Normalverteilung nachgewiesen wurde, war dies bei dem trabekulären Abstand nicht der Fall, sodass die Korrelation nach Spearman als nichtparametrische Korrelation genutzt wurde.

Bei den Parametern der Größenverteilung bestand ein positiver signifikanter Zusammenhang, sodass bei einem steigenden D90-Wert der D50- ($p < 0,001$) sowie D10-Wert ($p = 0,003$) ebenfalls signifikant stiegen. Der BV/TV-Wert stieg signifikant mit einer steigenden trabekulären Dicke ($p = 0,007$). Er stieg jedoch nicht signifikant mit einem steigenden trabekulären Abstand ($p = 0,052$). Der Mittelwert des Ruhewinkels ($33^\circ \pm 1,94^\circ$) stieg wiederum signifikant mit einer erhöhten Dichte ($p = 0,003$). Abhängigkeiten des Ruhewinkels mit den Parametern der Größenverteilung waren erhöht, jedoch nicht signifikant. Die weiteren Verbindungen werden in Tabelle A.4 im Anhang gezeigt.

Die Regression zwischen dem D90-Wert und dem Mittelwert des Ruhewinkels waren nicht signifikant ($p = 0,223$, $R^2 = 0,134$) und auch die Regression zwischen dem D50-Wert und dem Mittelwert wurde als nicht signifikanter Zusammenhang ($p = 0,063$, $R^2 = 0,436$) angegeben. Für den trabekulären Abstand und den Mittelwert des Ruhewinkels wurde ebenfalls keine signifikante Regression aufgestellt ($p = 0,408$, $R^2 = 0,032$). Hierbei wurde aber im Vergleich zu den anderen Regressionen ein negativer Regressionskoeffizient von $-9,603$ berechnet, sodass bei einem fallenden trabekulären Abstand ein höherer Ruhewinkel entstehen könnte. Für die Dichte und den Mittelwert wurde keine signifikante Regression aufgestellt ($p = 0,119$, $R^2 = 0,297$).

3.4.3 Diskussion des Ruhewinkelversuchs

Mit dem Ruhewinkelversuch werden sowohl die Abhängigkeiten des Ruhewinkels, als auch die Abhängigkeiten zwischen den Parametern der Knochenproben sowie der Größenverteilung der Knochenpartikelproben untersucht (vgl. Tabelle 3.3). Es zeigt sich, dass innerhalb der Partikelproben-durchmesser Korrelationen zwischen den unterschiedlichen Größenangaben bestehen (vgl. Kapitel 3.2.3). Liegt bei einer ersten Probe der D10-Wert bereits über dem D10-Wert einer zweiten Probe, kann davon ausgegangen werden, dass auch der D50- und D90-Wert der ersten Probe über denen der zweiten Probe liegen werden. Diese können zwar nicht auf die Knochenparameter zurückgeführt werden, jedoch könnte hier ein Zusammenhang zum subjektiven Kraftaufwand bei der Zerkleinerung der Proben einen bisher unerforschten Einfluss ausüben. Abhängigkeiten des BV/TV vom trabekulären Abstand können auf den Berechnungsalgorithmus von BONEJ zurückgeführt werden [95], da dieser den BV/TV aus dem trabekulären Abstand und der trabekulären Dicke berechnet.

Für die Größenangaben wurde kein signifikanter Zusammenhang zum Ruhewinkel festgestellt, obwohl in der Literatur angegeben wird, dass größere Ruhewinkel von Partikeln mit kleineren Durch-

messern erzeugt werden [61]. Für die Knochenpartikel in dieser Pilotstudie könnten drei Faktoren zu dieser Abweichung führen.

Zu Beginn muss mit einbezogen werden, dass ab einem Durchmesser von $50\ \mu\text{m}$ die Partikelform einen Einfluss auf viele der Material- und Kontaktparameter ausüben kann [60]. Die Durchmesser der Knochenpartikelproben überschreiten diesen angegebenen Wert, sodass dies eine Beeinflussung der Ruhewinkels bedeuten könnte.

Weiterhin ist zu nennen, dass bei Spannen S für die Knochenpartikelproben von bis zu 1,734 davon ausgegangen werden kann, dass die einzelnen Proben bezogen auf ihre Durchmesser durchmisch sind. Demnach wird nicht das Verhalten einer bestimmten Größe geprüft, sondern das Verhalten des Kollektivs, bei dem der höhere Ruhewinkel kleinerer Knochenpartikel von größeren Knochenpartikeln ausgeglichen werden könnte.

In diesem Zusammenhang könnte es auch möglich sein, dass die Partikelgrößen insgesamt in einem ähnlichen Bereich lagen. Der Ruhewinkel selbst wies eine Standardabweichung von $1,94^\circ$ auf, sodass die Möglichkeit bestünde, dass Unterschiede durch die große Streuung der Ergebnisse nicht nachgewiesen wurden. In diesem Zusammenhang ist zu nennen, dass zwei der fünf Versuchsdurchführungen um drei Monate versetzt durchgeführt wurden. Es wurde beobachtet, dass zum späteren Zeitpunkt die Proben weniger agglomerierten und es so wirkte, als würden sie stärker mazeriert oder getrocknet sein. Die Größe wurde nicht erneut über den Camsizer bestimmt, jedoch ist davon auszugehen, dass die Partikelproben insgesamt kleiner waren. Gleichzeitig konnte ein Anstieg der Ruhewinkel beobachtet werden, der im T-Test einen signifikanten Unterschied beider Ruhewinkel ergab ($p=0,030$). Demnach ist davon auszugehen, dass auch bei fallenden Partikelgrößen für Knochenpartikel von steigenden Ruhewinkeln ausgegangen werden kann. Für die Bestimmung des Rollreibungskoeffizienten wird der zunächst ermittelte Mittelwert von $31,4^\circ \pm 3,48^\circ$ als Anhaltspunkt gewählt, da dieser auf den bestimmten Partikelgrößen aus dem Camsizer basiert (vgl. Kapitel 3.2).

Es wird, auch aufgrund der später daran orientierten inversen Kalibrierung, empfohlen, den Ruhewinkel für weitere Versuche erneut zu bestimmen [61].

3.5 Bestimmung des Rollreibungskoeffizienten über die indirekten Kalibrierung

In diesem Unterkapitel wird für die indirekte Kalibrierung des Rollreibungskoeffizienten der Kalibrierungsversuch über den Ruhewinkel in EDEM mit den bereits der Literatur entnommenen und experimentell bestimmten Material- und Kontaktparameter für Knochenpartikel umgesetzt. Der Rollreibungskoeffizient wird innerhalb mehrerer Simulationsdurchläufe variiert, bis das Simulationsergebnis dem realen Versuchsergebnis angenähert ist.

3.5.1 Aufsetzen der Simulation des Ruhewinkels in EDEM

Für den Rollreibungskoeffizienten (μ_R) bestehen nach Wissen des Autors keine Literaturangaben für Knochenpartikel. Die Bestimmung des Rollreibungskoeffizienten wurde statt über einen praktischen Versuch über den in der Literatur empfohlenen Ablauf durch die indirekte Kalibrierung umgesetzt (vgl. Kapitel 2.5, [61]). Dazu wurde der Ruhewinkelversuch möglichst realitätsnah innerhalb von EDEM nachgestellt, indem die gleichen Abmaße für die Geometrien eingestellt und für die reale Partikelgrößenverteilung eine Imitation umgesetzt wurde. Der Versuchsablauf wurde simuliert. Um die Zeit für die Bestimmung des Rollreibungskoeffizienten zu beschleunigen und die Anzahl der durchzuführenden Simulationsdurchläufe zu senken, wurden die bereits zusammengestellten Material- und Kontaktparameter der Knochenpartikel eingesetzt und konstant gehalten. Nur der Partikeldurchmesser und die -verteilung mussten ebenfalls innerhalb dieses Bestimmungsprozesses variiert werden, da der Ruhewinkel von beiden Faktoren abhängt [61] und diese für Diskrepanzen zwischen dem realen und dem simulierten Ruhewinkel sorgen könnten. So könnte der Rollreibungskoeffizient bei kleineren Partikeln anders ausfallen als bei größeren, um weiterhin den gleichen Ruhewinkel im Kollektivverhalten zu erzeugen.

Es wird zunächst darauf eingegangen, welche übergeordneten Einstellungen in jeder Simulation dieser Pilotstudie in EDEM angenommen wurden und anschließend auf die indirekte Kalibrierung. Dazu wird das in Kapitel A.1 im Anhang vorgestellte allgemeine Vorgehen um die für den Ruhewinkel relevanten Einstellungen ergänzt. Das Vorgehen zur Anpassung des Rollreibungskoeffizienten wird geschildert.

Für alle mit EDEM durchgeführten Simulationen innerhalb dieser Pilotstudie wurde allgemein das Hertz-Mindlin (no slip)-Kontaktmodell mit dem „Soft-Sphere“-Ansatz umgesetzt. Das Kontaktmodell wurde ausgewählt, da es viskoelastisches Verhalten wie bei Knochen mit aufgreift und besonders durch seine robuste Berechnung der Kräfte zuverlässige, in verschiedenen Studien validierte Ergebnisse liefern konnte [3, 51, 58]. Der „Soft-Sphere“-Ansatz bot dabei die Möglichkeit, mehrere Kontakte gleichzeitig detektieren zu können, die besonders im Laufe der Pilotstudie an Bedeutung gewannen und mit deren Hilfe Verdichtungsprozesse simuliert werden konnten [45]. Der kritische Zeitschritt wurde auf 20% festgelegt, um sowohl die Stabilität der Simulation nicht zu gefährden, als auch auf die schnell ansteigende Simulationszeit einzugehen (vgl. Kapitel A.4).

Für die Implementierung des Ruhewinkels speziell wurden für die Einstellung der Material- und Kontaktparameter der Knochenpartikel sowie der umliegenden Geometrien die Werte aus Tabelle 3.1, ergänzt um die Ergebnisse zur Dichte, eingesetzt. Es wurde als Partikelform die als Näherung anzunehmende runde Form ausgewählt. Für den Rollreibungskoeffizient wurde im ersten Schritt ein Wert von 0,005 eingesetzt, da dieser als typischer Anfangswert bei der indirekten Kalibrierung gesehen wird [100]. Im Laufe des Bestimmungsprozesses wurde der Rollreibungskoeffizient erhöht, bis die Ergebnisse der Simulationen denen aus Kapitel 3.4.2 vom realen Ruhewinkelversuch glichen. Es handelte sich hierbei um ein iteratives Variieren der Rollreibungskoeffizienten, wodurch sich ebenfalls verschiedene Ruhewinkel einstellten.

Als Aufbau wurden drei Geometrien eingefügt. Die erste Geometrie war eine Grundplatte mit einer Ausdehnung von 900 mm², auf der die Ruhewinkel gemessen werden konnten. Als zweite

Geometrie wurde ein Zylinder ($d=5,8$ mm, $h=10$ mm) eingefügt, der das Röhrchen darstellt, das im Ruhewinkelversuch die Aufwärtsbewegung durchführt. Innerhalb dieses Zylinders wurde als dritte Geometrie ein weiterer Zylinder mit gleichen Abmaßen implementiert, der als Fabrik zur Erzeugung der Partikel diente, da sich Partikel nur innerhalb einer abgeschlossenen Geometrie erzeugen lassen.

Der zweiten Geometrie (äußerer Zylinder) wurde eine lineare translatorische Bewegung hinzugefügt, die in positiver z-Richtung 100 mm betrug und eine Geschwindigkeit von 0,3 m/s zwischen den Zeitpunkten 0,01 und 0,02 Sekunden besaß. Die Verzögerung der Aufwärtsbewegung wurde gewählt, damit die Partikel, beeinflusst von der Schwerkraft, zunächst einen kompakteren Zustand einnehmen konnten.

Bei der Erstellung der Partikel wurden verschiedene Größenverteilung der Partikel umgesetzt, indem, angelehnt an die Ergebnisse des Camsizers, die Partikelvolumina bezogen auf ihre Partikelgröße variiert wurden (vgl. Kapitel 3.2.2). EDEM bietet sowohl die Möglichkeit, definierte Anteile von Partikelvolumina in den Fabriken zu erzeugen, als auch bestimmte Größenverteilungen der Partikel einzustellen. Es wurden unterschiedliche Zusammensetzungen untersucht, um den passenden Rollreibungskoeffizienten zu ermitteln. Tabelle 3.4 zeigt im Überblick, welche Partikelverteilungen sowie -durchmesser untersucht wurden.

Tabelle 3.4: In EDEM getestete Partikelgrößenverteilungen und Partikeldurchmesser zur Ermittlung des Rollreibungskoeffizienten

Getestete Größen (Radius [mm])	Verteilung	Getestete Rollreibungskoeffizienten
0,125	fixiert	0,005; 0,01; 0,05
0,125	Normal-verteilt	0,005; 0,01; 0,05
0,238; 0,125	fixiert	0,005; 0,01; 0,05; 0,1; 0,08; 0,12; 0,13; 0,14; 0,147
0,238; 0,125; 0,06	fixiert	0,005; 0,01; 0,05; 0,12; 0,13

Die Beobachtungszeit wurde auf 0,2 Sekunden gesetzt, da zu diesem Zeitpunkt bei den ersten Durchläufen das Erreichen des Ruhezustand beobachtet werden konnte und sich die Partikel nicht mehr bewegten. Für die Gittergröße wurde der Faktor 2,5 eingestellt (vgl. Anhang A.1).

Für die Auswertung der Proben wurden jeweils Fotos aus der X- und Y-Richtung exportiert. Die Auswertung erfolgte dann wie bei dem realen Kalibrierungsversuch über den Ruhewinkel durch das Einzeichnen der Winkel von jeweils drei Personen.

3.5.2 Ergebnisse der Bestimmung des Rollreibungskoeffizienten

An dem Beispiel aus Abbildung 3.11 (a) und (b) wird deutlich, dass es möglich ist, in der Simulation den gleichen Ruhewinkel wie den experimentell ermittelten Ruhewinkel durch die Variation des Rollreibungskoeffizienten in der Simulation zu erreichen. Abbildung 3.11 (a) zeigt dafür den experimentell bestimmten Ruhewinkel und Abbildung 3.11 (b) den Ruhewinkel in der Simulation.

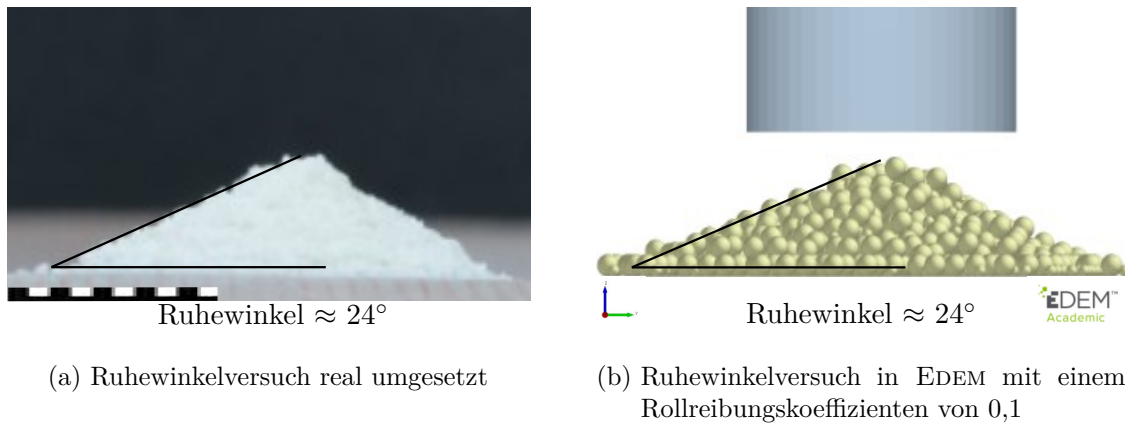


Abbildung 3.11: Ruhewinkelversuch als Kalibrierungsversuch zur Bestimmung des Rollreibungskoeffizienten

Es war dabei aber zu beobachten, dass besonders kleine in der Simulation eingesetzte Rollreibungskoeffizienten von 0,005 bis 0,05 deutlich kleinere Ruhewinkel von 12° bis 16° erzeugten, während die aus dem real umgesetzten Ruhewinkelversuch zum Teil bei 33° lagen. Es konnten über einen T-Test signifikante Unterschiede zwischen den Ruhewinkeln bei den Rollreibungskoeffizienten von 0,005 ($p < 0,001$) und von 0,05 ($p < 0,001$) gegenüber den Ruhewinkeln umgesetzt in der Realität nachgewiesen werden. Bei Rollreibungskoeffizienten bei und über 0,12 lagen die Ergebnisse aber näher am angestrebte Bereich um 30° , sodass sich hier kein signifikanter Unterschied mehr zwischen den Ergebnissen der Simulation und denen der real umgesetzten Ruhewinkel einstellte ($p = 0,084$). Bei Rollreibungskoeffizienten über 0,14 konnten zum Teil keine Ruhewinkel mehr generiert werden, da die Partikel nicht mehr aufeinander abrollten, sondern in ihrer Ausgangsposition stagnierten (vgl. Abbildung 3.12).

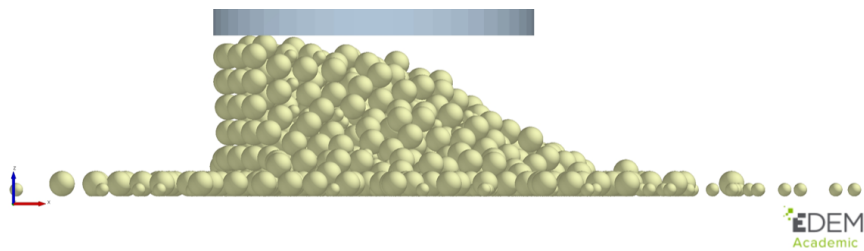


Abbildung 3.12: Beispiel einer Ruhewinkelsimulation, bei dem der Rollreibungskoeffizient auf 0,147 gesetzt wurde und das Modell auf der linken Seite im Anfangszustand stagnierte

Bei jeder der auf Regressionen getesteten Partikelgrößen- bzw. verteilungen ergibt sich für einen steigenden Rollreibungskoeffizient ein signifikant steigender Ruhewinkel ($p \leq 0,001$). Weiterhin ist es möglich, einen hohen Anteil der Variabilitäten mit den steigenden Rollreibungskoeffizienten zu erklären (R^2 zwischen 0,334 und 0,967).

Um einen Ruhewinkel von 30° zu generieren, ist ein Rollreibungskoeffizient von 0,12 einzusetzen. Dieser wird in der folgenden Arbeit angenommen.

3.5.3 Diskussion der Bestimmung des Rollreibungskoeffizienten

Die Bestimmung des Rollreibungskoeffizienten baut auf den Ergebnissen des Ruhewinkelversuchs auf, da er über die indirekte Kalibrierung bestimmt wird. Es ist in der Literatur bereits bewiesen worden, dass ein höherer Rollreibungskoeffizient zu einem höheren Ruhewinkel führt [101].

Es zeigt sich dabei, dass in der Simulation ähnliche Ruhewinkel erzielt werden können, wie in der Realität, wenn Rollreibungskoeffizienten von 0,12 eingesetzt werden. Dieser Rollreibungskoeffizient liegt dabei im von der Literatur aufgestellten oberen Bereich von 0,005 bis 0,18 [100].

Auffällig ist in diesem Zusammenhang, dass es nicht möglich war, Ruhewinkel bis zum maximal in der Literatur genannten Rollreibungskoeffizienten zu generieren. Dies wurde dadurch gezeigt, dass sich in EDEM zum Teil ein Ruhewinkel von 90° einstellte, während sich auf der gegenüberliegenden Seite ein Ruhewinkel von 32° ausbildete (vgl. Abbildung 3.12). Dieses Verhalten kann darauf zurückgeführt werden, dass die Partikel auf Grund ihres Rollreibungskoeffizienten in der Position liegen blieben, in der sie zuvor in der Fabrik erzeugt wurden. Bei einem Rollreibungskoeffizient von 0,12 wurde dieses Verhalten nicht beobachtet, sodass dieser Wert für die Arbeit festgelegt wird.

Da der zunächst eingesetzte E-Modul von 12,8 GPa auf einen Wert von 600 MPa angepasst wurde, um institutsinterne Werte zu berücksichtigen, wurde ein Teil der Simulationsdurchläufe mit dem angepassten E-Modul wiederholt [102]. Der T-Test zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen ($p < 0,001$) des höheren und niedrigeren E-Moduls, sodass am Rollreibungskoeffizient von 0,12 für diese Arbeit festgehalten wird.

3.6 Limitationen bei der Bestimmung der Material- und Kontaktparameter von Knochenpartikeln

Die Limitationen zur Bestimmung von Material- und Kontaktparametern von Knochenpartikeln können in zwei Bereiche eingeteilt werden. Der erste umfasst die Problematik, eine möglichst realitätsnahe Umsetzung der Versuche durch den Einsatz von Knochenmaterialien in den Versuchen zu ermöglichen und der zweite umfasst die Limitationen bezogen auf die mathematische Auswertung bzw. Annäherungen in den Simulationen. Weiterhin fehlen grundsätzlich Werte für Knochenpartikel, sodass überwiegend in der Literatur auf Angaben zum Knochenvollmaterial zurückgegriffen wird, wie beispielsweise für die Poissonzahl und diese als Näherung eingesetzt werden.

Bezogen auf die erste Limitation ist zu nennen, dass innerhalb dieser Arbeit auf die Simulation von Knochenmark verzichtet und mit mazerierten Knochenpartikeln gearbeitet wird. Dies hat Einfluss auf den Restitutionskoeffizienten, der innerhalb einer feuchten Umgebung in anderen Versuchen kleiner wurde, da beim Auftreffen entstehende Flüssigkeitsbrücken Energie aufnehmen [65, 97]. Der Ruhewinkel wurde bei feuchterem Material wiederum mit höheren Werten bestimmt, da die Flüssigkeit die Poren zwischen den Partikeln füllte [61]. Weiterhin werden sowohl der Restitutionskoeffizient als auch der Ruhewinkel nicht auf trabekulärem Knochen getestet. Dies ist darauf zurückzuführen, dass es biologisch mit den hier zur Verfügung stehenden Nutztieren nicht möglich ist, einen trabekulären Knochen zu gewinnen, der Abmaße von bis zu vier Quadratzentimetern

besitzt, auf denen der Ruhewinkel aufgeschüttet und der Restitutionskoeffizient gemessen werden könnte. Dadurch ergeben sich Diskrepanzen zwischen den bestimmten Werten und den Werten innerhalb der Knochens, die eigentlich zu simulieren wären. Weiterhin wird keine Untersuchung von menschlichen Knochenpartikeln vorgenommen.

Bezogen auf die zweite Limitation ist zu nennen, dass zur Berechnung des Restitutionskoeffizienten Geometrien für die Berechnung des Trägheitsmoments nur angenähert wurden. Der Auswertungsablauf erfolgte manuell. Es wird kein einheitlicher Restitutionskoeffizient erreicht, sodass eine höhere Anzahl von Partikeln zu testen wäre. Auch ist der E-Modul für die zu verwendenden Knochenpartikel zu bestimmen, da es sich um einen in der Literatur umstrittenen Parameter handelt. Für die signifikante Steigerung des Ruhewinkels bei einer steigenden Dichte ist anzumerken, dass diese von der Berechnung des BV/TV durch das Programm abhängt [95], sodass Berechnungsunterschiede innerhalb verschiedener BONEJ-Versionen einen Einfluss ausüben könnten. Bei der Bestimmung des Rollreibungskoeffizienten ist einzubeziehen, dass nur runde Partikel von bestimmten Größen gemessen werden und die realen Proben heterogene Durchmesser mit einer variierenden Spanne aufwiesen, sodass eine Annäherung umgesetzt wurde. Es wird angenommen, dass alle Partikel die gleichen Eigenschaften aufweisen, obwohl sie mit einer Spanne von über 1 als heterogen anzusehen sind [6].

3.7 Zusammenfassung der zur Simulation benötigten Parameter von Knochenpartikeln

Tabelle 3.5: Übersicht der für EDEM erforderlichen und in dieser Arbeit bestimmten und zusammengestellten Material- und Kontaktparameter für Knochenpartikel

		Entnommen aus/Bestimmt über		
		Literatur	Materialcharakterisierungsversuch	Kalibrierversuch
Knochenpartikelparameter	ν [-]	0,3	-	-
	ρ [kg/m ³]	-	1655	-
	E [kg/m ³]	600	-	-
	e_v [-]	0,55	0,3	-
	μ_S (P-P) [-]	0,4	-	-
	μ_S (P-G) [-]	0,4	-	-
	μ_R (P-P) [-]	-	-	0,12
	μ_R (P-G) [-]	-	-	0,12
	d [μm]	150 bis 500	125 bis 500	-

Die Recherche in der Literatur, die durchgeführten Versuche und die indirekte Kalibrierung führen zu den in Tabelle 3.5 zusammengefassten Material- und Kontaktparametern der Knochenpartikel.

Aus Kapitel 2.5.3 stammen die Parameter Poissonzahl ν mit 0,3, Restitutionskoeffizient e mit 0,55, Haftreibungskoeffizient μ_S mit 0,4 sowohl zwischen Knochenpartikeln untereinander als auch Knochenpartikeln auf Knochenmaterial und der E-Modul E mit 600 MPa. Der äquivalente Durchmesser d der Partikel mit 125 bis 500 μm wird, wie die Dichte ρ mit 1655 kg/m^3 , in Kapitel 3.2.2 bestimmt. In Kapitel 3.5.2 wird der Rollreibungskoeffizient μ_R über die indirekte Kalibrierung mit 0,12 abgeleitet.

Die in Tabelle 3.5 gezeigten Material- und Kontaktparameter können direkt in einer Simulation für Knochenpartikel eingesetzt werden und stellen eine so bisher nicht existierende Zusammenstellung der Eigenschaften dar.

4. Simulationen der Knochenpartikel mit der DEM

Dieses Kapitel beschäftigt sich mit folgenden Leitfragen:

1. Beeinflussen die Faktoren Partikelvolumen bezogen auf die Partikelgröße, Partikelform und die Belastungsart beim Einbringen der Partikel die Eindringtiefe von Partikeln in eine Knochenstruktur in einer Simulation mit der DEM?
2. Wie wirkt sich die Verdichtung eines Trabekelmodells, simuliert mit der DEM, gegenüber einem nicht verdichteten, nativen Trabekelmodell, simuliert mit der FEM, bei einer normalen und tangentialen Belastung auf die Verschiebung und Beanspruchung der Trabekel aus?

Die erste Leitfrage wird in Kapitel 4.1 und die zweite Leitfrage in Kapitel 4.2 beantwortet. Danach folgen die Limitationen bezogen auf die Simulationen sowie eine Strategie zur Validierung aller in dieser Pilotstudie erarbeiteten Ergebnisse.

4.1 Simulation der Eindringtiefe von Knochenpartikeln in eine humane Knochenstruktur

Ausgehend von klinischen Beobachtungen stellt sich die Frage, ob eine tiefere Verdichtungstiefe denkbar ist, als die bisher publizierten 1,5 mm [13]. Dieses Kapitel beschäftigt sich daher innerhalb der Leitfrage mit der Abhängigkeit der Eindringtiefe und damit Verdichtungstiefe von dem Partikelvolumen bezogen auf die Größe einzelner Partikel, die Partikelform und die Belastungsart beim Einbringen der Partikel. Die Auswahl dieser Faktoren erfolgt, da sie im klinischen Kontext bei einer Behandlung mit autologen Knochenpartikeln im Vergleich zu physikalischen Eigenschaften der Knochenpartikeln variiert und angepasst werden könnten. Es wird zunächst die Methode mit Implementierung und Prozessablauf in EDEM vorgestellt. Dann folgen die Ergebnisse und das Kapitel endet mit der Diskussion dieser Ergebnisse.

4.1.1 Simulationsmethode zur Eindringtiefe und Implementierung in EDEM

Zur Implementierung und Auswertung der Simulation waren die in Abbildung 4.1 dargestellten Schritte durchzuführen. Sie werden im Folgenden erläutert.

Von oben links begonnen, wurde aus den Grauwerten der μ CT-Daten einer zur Verfügung gestellten humanen Knochenprobe über AVIZO Version 2020.2 (Avizo Lite 2020.2, Thermo Fisher Scientific,

Waltham, MA, USA) eine Oberflächendatei generiert. Diese wurde als „Knochenstruktur“ benannt und in EDEM eingelesen. Parallel dazu wurden aus den 2D-Aufnahmen des Camsizers typische Partikelformen abgeleitet, die anschließend ebenfalls als eine Oberflächendatei in EDEM umgesetzt wurden. Das Zusammenführen beider Ergebnisse ermöglichte anschließend die Implementierung der Simulation. Die unterschiedlichen Einflussfaktoren aus der Leitfrage wurden getestet, indem drei Partikelformen, drei Partikelvolumina und drei Belastungsarten beim Einbringen der Knochenpartikel umgesetzt wurden. Die Auswertung erfolgte anschließend optisch, qualitativ mit INKSCAPE Version 1.0.2 (Inkscape Community, 2021) über Schnittbilder und quantitativ mit MATLAB und SPSS über die Koordinaten der simulierten Knochenpartikel.

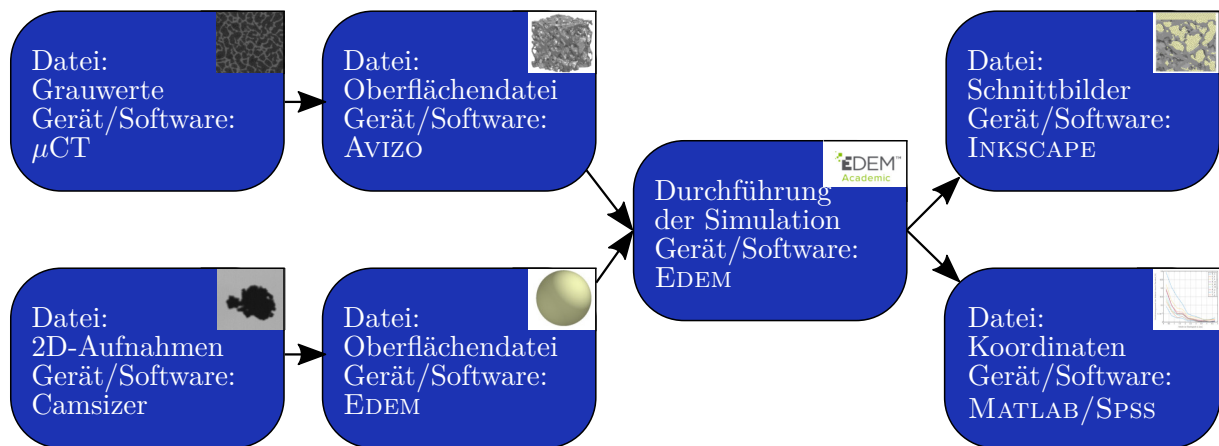


Abbildung 4.1: Arbeitsablauf mit Informationen zum verarbeitenden Medium und einzusetzender Software und Geräten zum Aufsetzen der Simulation zur Untersuchung der Eindringtiefe von Knochenpartikeln in einer Knochenstruktur

Das Oberflächenmodell der **Knochenstruktur** wurde in AVIZO aus den μ CT-Scans der Spongiosa eines humanen Femurkopfes (25 mm x 10 mm) abgeleitet. Der Threshold zur Auswahl des Materials in AVIZO wurde zwischen +2500 und $+\infty$ gesetzt, damit sowohl loses Material als auch die Behälterwand ausgeschlossen wurden. Aus diesem so erzeugten Volumen wurde ein Subvolumen mit kubischen Abmaßen (5,016 mm x 5,016 mm 5,016 mm) mittig extrahiert (vgl. Abbildung 4.2 (a)). Das Arbeiten mit einem Subvolumen war notwendig, um die Simulationszeiten auf einen Zeitraum von bis zu 48 Stunden begrenzen zu können. Abbildung 4.2 (b) zeigt das Subvolumen als Oberflächendatei in EDEM.

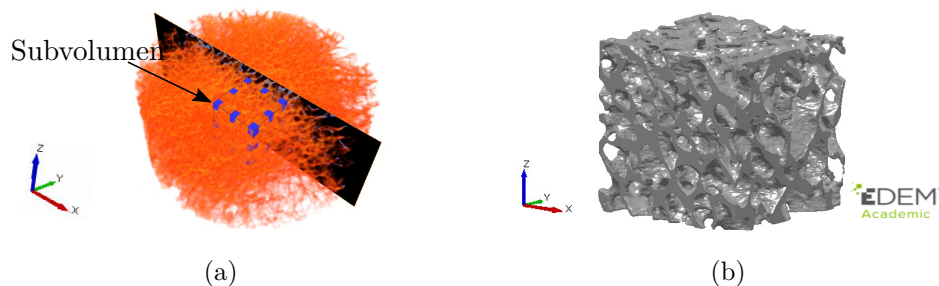


Abbildung 4.2: (a) Extraktion eines Subvolumens (167 x 167 x 167 Voxel) aus den μ CT-Daten eines humanen Femurkopfes (25mm x 10mm) in AVIZO
(b) Extrahierte Knochenstruktur dargestellt in EDEM

Die Auswahl der **Partikelform** erfolgte über eine Analyse zur praktischen Umsetzbarkeit in EDEM sowie zur mathematischen und optischen Übereinstimmung der Partikelform mit einem Partikelm- odell. Die praktische Umsetzbarkeit hing mit der Simulationszeit zusammen, da diese über den kleinsten in der Simulation eingesetzten Durchmesser berechnet wird (vgl. Kapitel 2.4) und zur ge- nauen Abbildung einer Form immer kleinere Kugeln in EDEM einzusetzen sind (vgl. Kapitel A.1). Es wurde festgelegt, dass maximal vier Kugeln mit gleichem Durchmesser zur Abbildung der Kno- chenpartikel eingesetzt werden durften, um beim Tradeoff sowohl auf die steigende Simulationszeit als auch die Genauigkeit zur Abbildung der Knochenpartikel einzugehen. Die mathematische Be- legung wurde über eine Verhältnisbildung bei einer Auswahl der Bilder aus der Zoom-Kamera des Camsizers erreicht, dargestellt jeweils in der zweiten Spalte in Abbildung 4.3 einer Partikelform. Bei den Kugeln in Abbildung 4.3 wird deutlich, dass das Verhältnis mit 1:1 angenähert werden kann und die Partikel eine eher punktsymmetrische Form aufweisen, während sich das Verhältnis von 4:1 bei einer Darstellung als rotationssymmetrischer länglicher Splitter einstellt. Bei den Tetraedern ist ein wechselndes Verhältnis von 2:1 und 1:1 zu erkennen. Die Darstellung als Tetraeder wird gewählt, damit eine eher eckige Form angesetzt werden konnte. Die optische Form wurde geprüft, indem eine Auswahl der Bilder aus der Zoom-Kamera des Camsizers mit typischen Partikeln aus EDEM nachgebildet wurden. Neun Bilder sind in Abbildung 4.3 zu sehen und wurden bereits in drei Kategorien unterteilt. Abbildung 4.3 zeigt die 2D-Abbildung vom Camsizer und die daraus abgeleiteten Partikelformen Kugeln, Splitter und Tetraeder in EDEM.

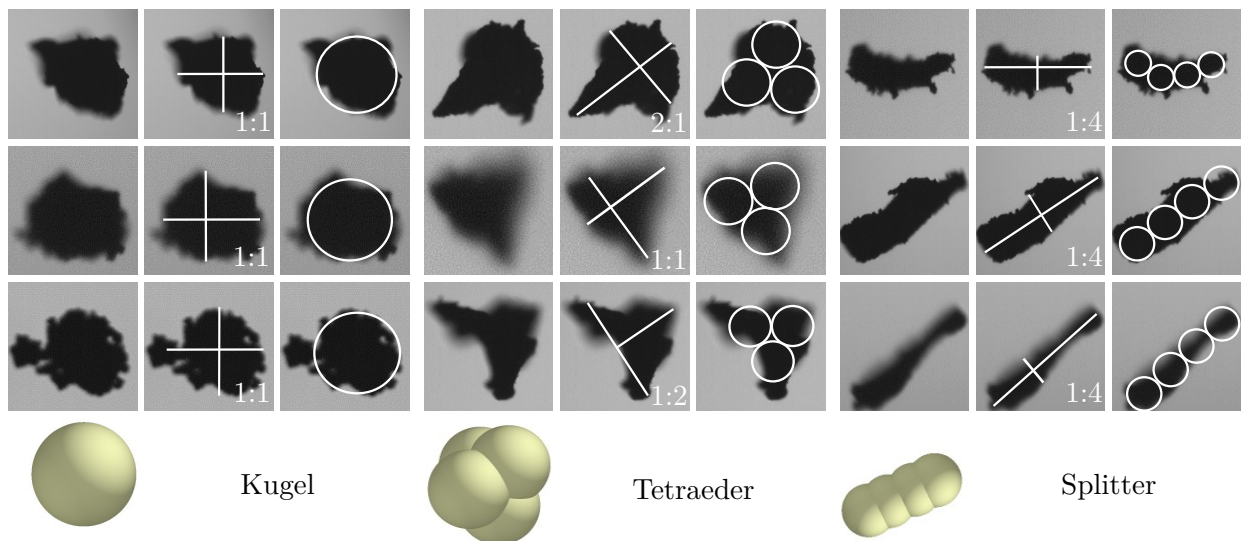


Abbildung 4.3: Übersicht verschiedener Partikel aus dem Camsizer mit Verhältnisbildung und hineingefitteten Kugeln zur Auswahl der Vergleichsformen für die Simulation der Knochenpartikel in EDEM

Das **Implementieren der Simulation** in EDEM erfolgte durch die Einbeziehung des neu erstellten Oberflächenmodells der Knochenstruktur sowie den abgeleiteten Partikelformen.

Den Knochenpartikeln und Geometrien wurden die Materialien aus Kapitel 3.7 zugewiesen und die Interaktionen ergänzt. Den Geometrien, wie der Knochenstruktur, wurden die gleichen Eigenschaften zugewiesen, da sie eine Knochenstruktur aus Trabekeln darstellen. Bei der Erstellung der zu simulierenden Knochenpartikel wird darauf geachtet, pro Simulation eine Partikelform (Kugel,

Tetraeder oder Splitter) und jeweils ein Partikelvolumen umzusetzen ($1,52 \cdot 10^{-12} \text{ mm}^3$, $5,42 \cdot 10^{-12}$ und $8,52 \cdot 10^{-12} \text{ m}^3$). Die Angabe über das Partikelvolumen bezogen auf die Partikelgröße wird an dieser Stelle gewählt, da die Durchmesser zwischen den Partikelformen variieren, die Partikelvolumen aber konstant gehalten werden, um die Vergleichbarkeit zu gewährleisten. Die ausgewählten Partikelvolumina befinden sich zwischen den Angaben zu den D10- bis D50-Werten der Vergleichsprobe und nehmen im Vergleich zum trabekulären Abstand des umgesetzten Knochenmodells ca. 17,8% bis maximale 31,75% des Abstands ein. Darunter ist zu verstehen, dass beispielsweise drei der größten Partikel den durchschnittlichen trabekulären Abstand ausfüllen würden. Bei den kleinsten Partikeln sollten bereits im Durchmesser 5 Partikel in einer Pore mit durchschnittlichen Abmaßen gestapelt werden können.

Um das Eindringen der Partikel untersuchen zu können, wurden weiterhin vier Geometrien zur Simulation hinzugefügt. Die erste Geometrie war die zuvor in AVIZO erstellte Knochenstruktur, die als Oberflächenstruktur eingelesen wurde. Sie besaß die Form eines Würfels mit einer Kantenlänge von 5,016 mm. Um die Knochenstruktur wurde als zweite Geometrie ein Quader zur Begrenzung der Bewegung der Knochenpartikel erstellt, dessen untere Abmaße mit der Knochenstruktur abgeschlossen, dessen oberen Abmaße jedoch 3 mm über der Knochenstruktur positioniert waren. Der Quader hat bei den Simulationen zum Einfluss der Belastungsart beim Einbringen die Maße 5,4 mm x 5,4 mm x 8 mm. Die Grundfläche war etwas größer gewählt als die der Knochenstruktur, um einen natürlicheren Fluss der Partikel zu ermöglichen. Der zugrunde liegende Gedanke war darin motiviert, dass es sonst zu unnatürlichen Knochenpartikelansammlungen kommen könnte. Bei Simulationen zur Untersuchung des Einflusses der Partikelvolumina wurde dieses Vorgehen und die Grundfläche des Quaders an die seitlichen Maße der Knochenstruktur angepasst, um die Simulationszeit zu senken. Durch den freien Raum innerhalb der Begrenzung durch den Quader und oberhalb der Knochenstruktur wurde Raum für eine quaderförmige statische Fabrik, durch die die Partikel in die Simulation integriert werden konnten, und damit die dritte Geometrie geschaffen. Sie besaß eine Größe von 5,4 mm x 5,4 mm x 2,8 mm und wurde später ebenfalls an die Abmaße in x- und y-Richtung der Knochengeometrie angepasst.

Oberhalb der Fabrik wurde die vierte Geometrie, bezeichnet als Platte, in Form eines Quaders mit den Abmaßen 8 mm x 8 mm x 2 mm implementiert, die zur Umsetzung der verschiedenen Belastungsarten beim Einbringen der Knochenpartikel diente. Das Aufbringen einer normalen Spannung wurde implementiert, indem der Platte ein Gewicht von 1,378 kg manuell zugewiesen wurde, damit die Platte eine Spannung von 0,5 MPa auf die Knochenstruktur ausübte. Der Weg über die Schwerkraft wurde gewählt, da in EDEM sonst keine Bewegung entgegen der Achsrichtung implementiert werden konnte. Es wurde ein Geschwindigkeitslimit 0,025 m/s eingestellt, damit sich die Platte nicht innerhalb eines Zeitschrittes direkt auf die Partikel senkt, sondern die Partikel eine gewisse Möglichkeit hatten, sich ausgelöst durch die normale Belastung zu verschieben.

Da es sich bei der Knochenstruktur um eine Geometrie aus vielen Poren und um kleine Partikelvolumina für die zu simulierenden Knochenpartikel handelte, konnte davon ausgegangen werden, dass die Simulationszeit verhältnismäßig hoch ausfallen würde, sodass eine Beobachtungsdauer von insgesamt 0,43 Sekunden festgelegt wurde (vgl. Anhang A.4). Für den Zeitschritt wurden 20 % und für die Gittergröße der Faktor 2,5 eingestellt (vgl. Anhang A.1).

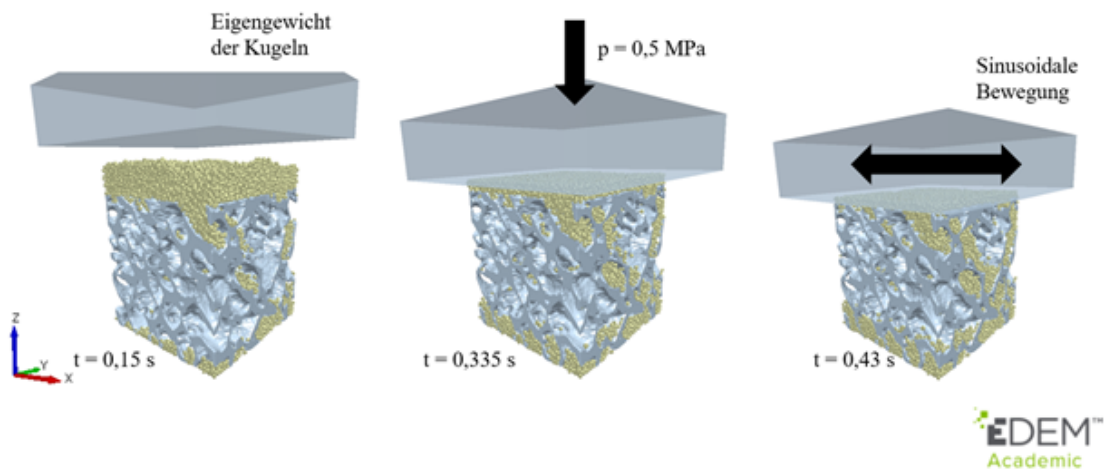


Abbildung 4.4: Simulationsprozess zur Untersuchung der Eindringtiefe von Knochenpartikeln in eine Knochenstruktur

Innerhalb des **Simulationsprozesses** wurden weiterhin zur Untersuchung der Belastungsart beim Einbringen der Partikel die in Abbildung 4.4 dargestellten Bewegungsprofile bei den Knochenpartikeln mit dem kleinsten Partikelvolumen (ca. $1,52 \cdot 10^{-12} \text{ mm}^3$) implementiert. Die Belastungsarten beim Einbringen der Knochenpartikel wurden umgesetzt, indem zunächst im Bereich von 0 bis $t=0,15\text{s}$ kein Druck und von $t=0,15\text{s}$ bis $t=0,335\text{s}$ ein normaler Druck (Druck - D) ausgeübt wurde. Anschließend folgte dann von Sekunde 0,335 bis 0,43 entweder eine sinusoidale translatorische Bewegung (Translation - T) oder eine sinusoidale rotatorische Bewegung (Rotation - R), die jeweils einzeln auszuwerten waren. Die translatorische Bewegung wurde durch eine sinusoidale Bewegung mit einer Frequenz von 10 Hz und einer Amplitude von 0,5 mm und die rotierende Bewegung mit einer Frequenz von 10 Hz und einer Amplitude von 10° in den Eigenschaften der Platte umgesetzt.

Nachdem jede einzelne Simulation nach jeweils mehr als 48 Stunden abgeschlossen war, wurden Schnittbilder der Knochenpartikel in der Knochenstruktur exportiert, um die Daten visuell auswerten zu können. Für die theoretische Auswertung der Eindringtiefe wurden weiterhin die Positionen der Knochenpartikel exportiert.

Die **Auswertung** erfolgte anschließend über MATLAB, indem die Eindringtiefe, definiert als Bewegung zwischen der ersten z-Koordinate eines Knochenpartikels und seiner letzten z-Koordinate, untersucht wurde. Als Einschränkung wurden alle Knochenpartikel ausgeschlossen, deren letzte z-Koordinaten oberhalb der Knochenstruktur lagen, da diese nicht in den Knochen eingedrungen waren. Im Rahmen der Untersuchung der Einflussfaktoren Belastungsart beim Einbringen der Knochenpartikel und Partikelform wurden weiterhin alle Knochenpartikel ausgeschlossen, deren erste x- oder y-Koordinate nicht im Bereich der Knochenstruktur lag.

Zur statistischen Auswertung wurde aus allen Knochenpartikeln von jeweils einer durchgeführten Simulation eine gewichtete Stichprobe gebildet. Dazu wurden in einem ersten Schritt die Knochenpartikel nach ihrer Eindringtiefe in 3 Kategorien eingeteilt. Für die erste mussten die Partikel weniger als 1 mm eindringen, für die zweite zwischen 1 und 2 mm und für die dritte Kategorie mehr als 2 mm. Je nach Prozentsatz einer Kategorie wurden dann insgesamt 100 Eindringtiefen

pro Durchführung zur Auswertung randomisiert aber gewichtet aus den Bereichen zusammengestellt.

Die Verdichtung wurde jeweils untersucht, indem die Knochenstruktur in zehn Schichten eingeteilt wurde und die Anzahl der Knochenpartikel bestimmt wurde, deren Volumenmittelpunkt sich in einer Schicht befand. Anschließend wurde diese Partikelanzahl N mit ihrem jeweiligen Partikelvolumen V_p multipliziert und ihr Anteil bezogen auf eine Knochenschicht V_{KS} prozentual als Verdichtungsanteil $\epsilon\%$ angegeben. Gleichung 4.1 zeigt die Berechnung.

$$\epsilon\% = \frac{V_p \cdot N}{V_{KS}} \quad (4.1)$$

Statistisch wurden über eine ANOVA Zusammenhänge zwischen den potenziellen Einflussfaktoren untersucht. Da eine Normalverteilung der Schichtanteile in den Eindringtiefen nicht gegeben war, wurde ein Kruskal-Wallis-Test zur nichtparametrischen Untersuchung auf Unterschiede für die Verdichtung eingesetzt.

4.1.2 Einflussfaktoren auf die Eindringtiefe von Knochenpartikeln in eine humane Knochenstruktur

Die Ergebnisse zur Untersuchung der Eindringtiefe abhängig von den Faktoren Partikelvolumen, Belastungsart beim Einbringen der Partikel sowie Partikelform werden im Folgenden gezeigt, wobei jeweils zunächst auf die qualitativen bzw. optischen Ergebnisse und anschließend auf die quantitativen Ergebnisse über MATLAB und SPSS eingegangen wird. Da sowohl für das Partikelvolumen als auch für die Belastungsart beim Einbringen eine unabhängige Simulationsreihe durchgeführt wurde, wird die Partikelform, die in beiden Reihen mit untersucht wurde, innerhalb der Ergebnisse jeder Simulationsreihe vorgestellt.

Abbildung 4.5 zeigt den Füllgrad einer Knochenstruktur mit Knochenpartikeln, die unterschiedliche **Partikelformen** und unterschiedliche **Partikelvolumina** aufweisen und eine erste grobe Einschätzung zulassen, wie weit Knochenpartikel in diese Knochenstruktur eindringen konnten.

Über alle Schnittbilder hinweg scheint die Tendenz zu bestehen, dass bei steigendem Partikelvolumen eine Abnahme der Anzahl von Knochenpartikeln im unteren Bereich der Knochenstruktur zu beobachten ist. Es scheinen jedoch grundsätzlich keine Unterschiede in den Partikelformen zu bestehen, da die gleichen Bereiche gefüllt zu werden scheinen. Bei der genaueren Analyse der markierten Vergleichspore in Abbildung 4.5 ist zu erkennen, dass der Füllgrad bei den Knochenpartikeln mit dem kleinsten Partikelvolumen am höchsten ist, da sich hier viele Knochenpartikel angesammelt zu haben scheinen. Innerhalb der kleinsten Partikelvolumina scheint der Füllgrad bei den Splittern am geringsten zu sein. Mit zunehmendem Partikelvolumen scheint der Füllgrad der Vergleichspore bei Splittern und Tetraedern zu sinken. Der Füllgrad der Splitter scheint im Vergleich zu den Kugeln beim mittleren Partikelvolumen höher zu sein. Bei den Kugeln scheint der optische Füllgrad vom mittleren zum großen Partikelvolumen zu steigen. Der Füllgrad beim großen Volumen scheint für die Kugeln über dem der Splitter und Tetraeder zu liegen. Da keine bestimmte Partikelform bei jedem Partikelvolumen den höchsten bzw. niedrigsten Füllgrad besitzt, scheint keine Abhängigkeit

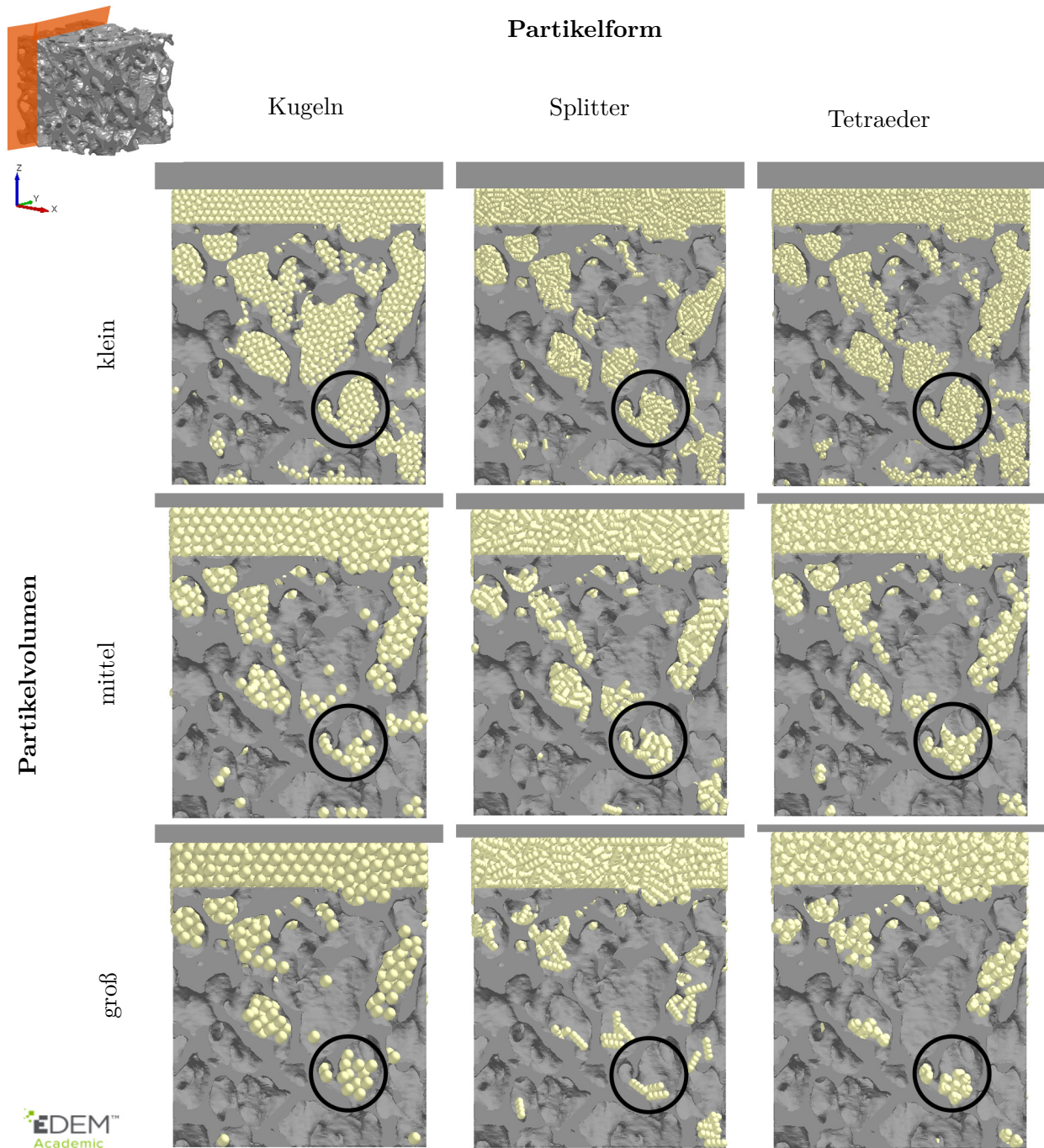


Abbildung 4.5: Humane Knochenstruktur befüllt mit unterschiedlichen Partikelvolumina und -formen zur Untersuchung der Eindringtiefe zum Zeitpunkt $t=0,3s$ mit markierter Vergleichsprobe

von der Partikelform zu bestehen. Die Eindringtiefe der Partikel, dargestellt durch den Füllgrad, scheint jedoch abhängig vom Partikelvolumen zu sein.

Es ist aus den Bildern abzuleiten, dass eine Eindringtiefe von 1,5 mm von einem Teil der Knochenpartikel unabhängig vom Partikelvolumen und der Belastungsart beim Einbringen erreicht werden kann, da in jedem Schnittbild aus Abbildung 4.5 simulierte Knochenpartikel unterhalb der Mitte der Knochenstruktur, die bei einer Tiefe von 2,5 mm liegt, zu sehen sind.

Diese qualitativ bestimmten Ergebnisse werden quantitativ statistisch weiter überprüft. Abbildung 4.6 zeigt hierzu die Mittelwerte mit Standardabweichungen der Eindringtiefen aller simulierten Knochenpartikel, die in die Knochenstruktur eingedrungen sind, aufgeführt über die ansteigenden Partikelvolumina jeweils aufgeteilt über die Partikelformen.

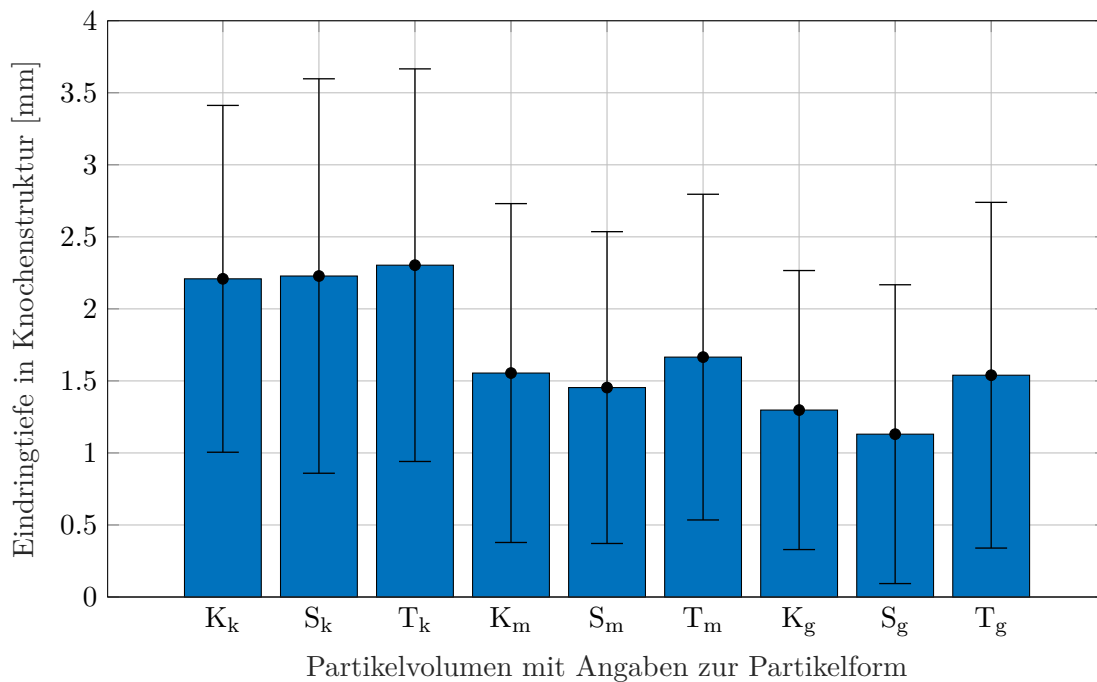


Abbildung 4.6: Mittelwerte und Standardabweichungen aller in die Knochenstruktur eingedrungenen Knochenpartikel aufgeteilt nach den Partikelformen (Kugel, Splitter, Tetraeder) und ihren Partikelvolumen (klein, mittel, groß)

In Abbildung 4.6 ist zu sehen, dass die Knochenpartikel mit dem großen Partikelvolumen eine geringere Eindringtiefe aufweisen als die Knochenpartikel mit mittlerem Partikelvolumen. Die Knochenpartikel mit dem kleinsten Partikelvolumen weisen die höchste Eindringtiefe auf, die bezogen auf den Mittelwert für die Kugeln beim großen Partikelvolumen 0,91 mm in ihrer Eindringtiefe abweichen. Innerhalb der einzelnen Partikelvolumina ist bei den großen und mittleren zu sehen, dass jeweils die Splitter am wenigsten eingedrungen sind (mittel: $1,4538 \pm 1,1761$ mm, groß: $1,1303 \pm 1,0371$ mm) und die Tetraeder am weitesten (mittel: $1,6652 \pm 1,1305$ mm, groß: $1,5396 \pm 1,1999$ mm). Die Eindringtiefe der Kugeln liegt zwischen den Splittern und Tetraedern (mittel: $1,5546$

$\pm 1,0822$ mm, groß: $1,2977 \pm 0,9684$ mm). Bei den kleinen Volumina steigt die Eindringtiefe der Splitter ($2,2281 \pm 1,3690$ mm) über die Eindringtiefe der Kugeln ($2,2086 \pm 1,2037$).

Während die Abbildung 4.6 den Mittelwert aller Partikel zeigt, erfolgte die statistische Auswertung über eine repräsentativen Stichprobe, die in Abbildung 4.7 als Stapeldiagramm dargestellt ist.

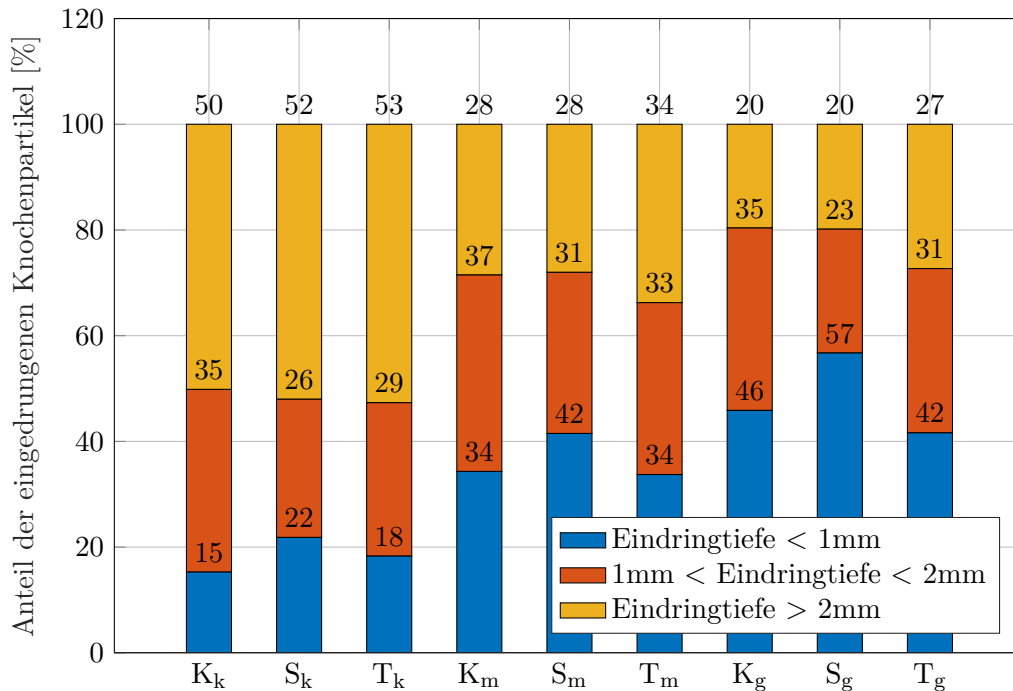


Abbildung 4.7: Anteile der Knochenpartikel aufgetragen nach ihrer Eindringtiefe und aufgeteilt nach den Partikelformen (Kugel, Splitter, Tetraeder) und Partikelvolumina (klein, mittel, groß)

In Abbildung 4.7 ist zu sehen, wie hoch zu jeder Probe mit variiertem Partikelvolumen und variiertem Partikelform der Anteil der Partikel mit einer bestimmten Eindringtiefe bezogen auf die gesamte Partikelanzahl dieser Simulation war. Das bedeutet, dass beispielsweise für den Stapel aus Kugeln mit dem größten untersuchten Partikelvolumen (S_g) nur 46% eine Eindringtiefe von weniger als 1 mm aufwiesen, 35% sich 1 mm bis 2 mm abwärts bewegten und nur 19% eine Eindringtiefe über 2 mm erreichen konnten.

Bezogen auf Abbildung 4.7 ist weiterhin zu sehen, dass erneut bei den großen Partikelvolumina von K_g, S_g und T_g der größte Anteil der Knochenpartikel weniger weit eindringen. Mit 57% besaßen dabei die Splitter den höchsten Anteil gering beweglicher Knochenpartikel. Es wird ebenfalls deutlich, dass die Werte zwischen dem mittleren Durchmesser der Knochenpartikel mit Splitterform den Werten der großen Tetraeder gleichen. Bei den kleinen Durchmessern wurden über die Partikelformen hinweg die größten Anteile mit der höchsten Eindringtiefe mit 35% für Kugeln, 26% für Splitter und 29% für Tetraeder erreicht. Geringe Anteile der kleinen Partikel bewegen sich lediglich unterhalb von 1 mm abwärts (K: 15%, S: 22%, T: 18%).

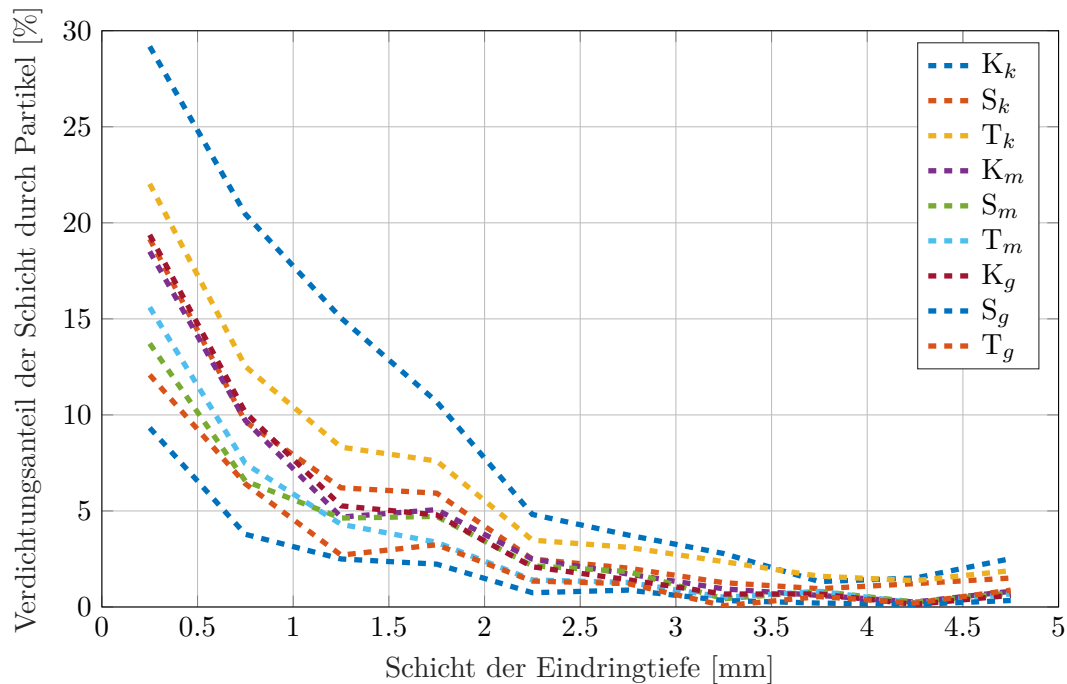


Abbildung 4.8: Verläufe der Verdichtungsanteile aller Knochenpartikel in der Knochenstruktur aufgeteilt in 10 Schichten abhängig von den Partikelformen (Kugel, Splitter, Tetraeder) und ihren Partikelvolumen (klein, mittel, groß)

Abbildung 4.8 zeigt die Verdichtungsanteile, innerhalb derer angegeben wird, wie viel Volumen in der Knochenstruktur aufgeteilt in 10 Schichten eine bestimmte Partikelform und ein bestimmtes Partikelvolumen füllen. Darunter ist zu verstehen, dass beispielsweise die Schicht direkt am oberen Ende der Knochenstruktur bis zu einer Tiefe von 0,5 mm von kleinen Kugeln mit 29,2 % bezogen auf eine Schicht verdichtet wird. Für die Schicht von 0,5 mm bis zu einer Tiefe von 1 mm in der Knochenstruktur ergibt sich dann eine Verdichtung von 20,5 % für die kleinen Kugeln. Es ist zu sehen, dass die kleinen Kugeln bis zu einer Tiefe von 3,5 mm die größten Verdichtungsanteile über die Schichten hinweg besitzen zu scheinen. Die Tetraeder liegen mit einer Verdichtung von 22,0 % in der obersten Schicht über die Schichten hinweg unterhalb der kleinen Kugeln, jedoch optisch deutlich oberhalb der anderen Partikelformen und -volumina. Es folgen die kleinen Splitter mit einem Verdichtungsanteil von 19,2 % wobei diese besonders in den oberen Schichten bis zu einer Tiefe von 1 mm ähnliche Verdichtungen zu erreichen scheinen, wie die mittleren Kugeln, sowie die großen Kugeln und die großen Tetraeder. Mit einem Verdichtungsanteil der obersten Schicht von 12,1 % scheinen die großen Splitter über alle Schichten hinweg die kleinsten Verdichtungsanteile zu erzielen. Besonders in der untersten Schicht 4,5 bis 5 mm ist noch auffällig, dass die Verdichtungsanteile bei allen Partikelformen und -volumina wieder leicht anzusteigen scheinen.

Statistisch wurden die anteilig gebildeten Stichproben für die Untersuchung des Einflusses von Partikelvolumen und Partikelform ausgewertet. Mithilfe der zweifaktoriellen ANOVA und dem Posthoc-Test nach Bonferroni wurde gezeigt, dass ein signifikant höheres Eindringen bei kleinerem Partikelvolumen sowohl bei den kleinen und den mittleren Partikelvolumina sowie den kleinen und den großen Partikelvolumina ($p < 0,001$) möglich ist. Die qualitative Beobachtung, dass große Partikel weniger weit eindringen und optisch einen geringeren Füllgrad zeigen, wird dementsprechend

bestätigt. Für die verschiedenen Partikelformen konnte keine Form identifiziert werden, die zu einer signifikanten Steigerung der Eindringtiefe führte (Tetraeder-Splitter $p=0,101$, Kugel-Tetraeder $p=0,365$, Kugel-Splitter $p=1,000$). Beim Aufstellen einer linearen Regression mit den Einflussfaktoren Partikelvolumen und -form ergab sich ein korrigiertes R-Quadrat von 0,09, bei dem das Volumen einen signifikanten Anteil übernahm ($p<0,001$), während die Form nicht signifikant war ($p=0,127$). Daraus ist abzuleiten, dass mit steigendem Volumen die Eindringtiefe sinkt.

Aus den Ergebnissen der Verdichtungsanteile der Schichten kann statistisch über den Kruskal-Wallis-Test ebenfalls ermittelt werden, dass eine sinkende Partikelgröße zu einem signifikant gesteigerten Verdichtungsanteil führt ($p=0,004$). Die Partikelform übt weiterhin keinen signifikanten Einfluss auf die Höhe des Verdichtungsanteils aus ($p=0,397$).

Für die Prüfung des Einflusses der **Belastungsart beim Einbringen** der Knochenpartikel und der **Partikelformen** auf die Eindringtiefe ergibt sich bei der optischen Auswertung der Schnittbilder in Abbildung 4.9, dass es zwischen einem aufgebrachtem Druck, der Belastung durch eine translatorische Bewegung und der Belastung durch eine rotatorische Bewegung kaum einen Unterschied zu geben scheint.

Die in schwarz markierte Pore in Abbildung 4.9 ist bei jeder der Belastungsarten beim Einbringen gefüllt und Partikel sammeln sich an ähnlichen Positionen, wie beispielsweise in der wblau markierten Pore, an. Selbst die in kleinen Gruppen auftretenden Partikelanhäufungen variieren innerhalb einer Partikelform kaum (vgl. weiße Pore). Zwischen den Partikelformen wiederum ist ein Unterschied bei der zweiten Pore, die sich von oben durch die gesamte Knochenstruktur zieht, zu bemerken. Die runden Partikel füllen den Bereich zu einem höheren Grad als die Splitter und Tetraeder aus.

Zusammenfassend ergibt sich optisch, dass der Einfluss der Belastungsart beim Einbringen marginal zu sein scheint, während ein geringer Unterschied zwischen den Partikelformen vermutet wird.

Abbildung 4.10 zeigt die Mittelwerte mit Standardabweichungen der Eindringtiefen gegenüber den unterschiedlichen Belastungsarten beim Einbringen über die Partikelformen zur quantitativen Auswertung. Es wird deutlich, dass der Mittelwert des Drucks jeweils unter dem von den mit Rotation bzw. mit Translation eingebrachten Partikeln lag. Zwischen den Mittelwerten der Rotation (Kugel: $2,0532\pm 1,4800$ mm, Tetraeder: $1,8214\pm 1,5255$ mm) und Translation (Kugel: $2,0549\pm 1,4534$ mm, Tetraeder: $1,8176\pm 1,5489$ mm) für die Kugeln und Tetraeder ist nur ein geringer Unterschied zu sehen, während der Mittelwert für die Splitter bei der Translation ($1,5715\pm 1,4958$ mm) leicht unterhalb des Mittelwert bei der Rotation ($1,6150\pm 1,4852$ mm) lag. Die Werte für die Partikelform Splitter waren mit $1,4362\pm 1,4363$ mm bei der Belastungsart Druck die kleinsten. Die größten Werte ergaben sich für die Kugeln mit $2,0549\pm 1,4534$ mm bei der translatorischen Belastung.

Für die statistische Auswertung wurde erneut eine Stichprobe erstellt, die auf dem für diese Simulation erstellten Stapeldiagramm basiert (vgl. Abbildung 4.11).

Bei der Betrachtung von Abbildung 4.11 zeigt sich, dass hier die Eindringtiefen innerhalb des Versuchs weniger variierten als es bei den verschiedenen Partikelvolumina der Fall war. Es drangen mehr Partikel in tiefere Knochenstrukturen vor, wie die zwei Graphen mit Anteilen von bis zu 41%

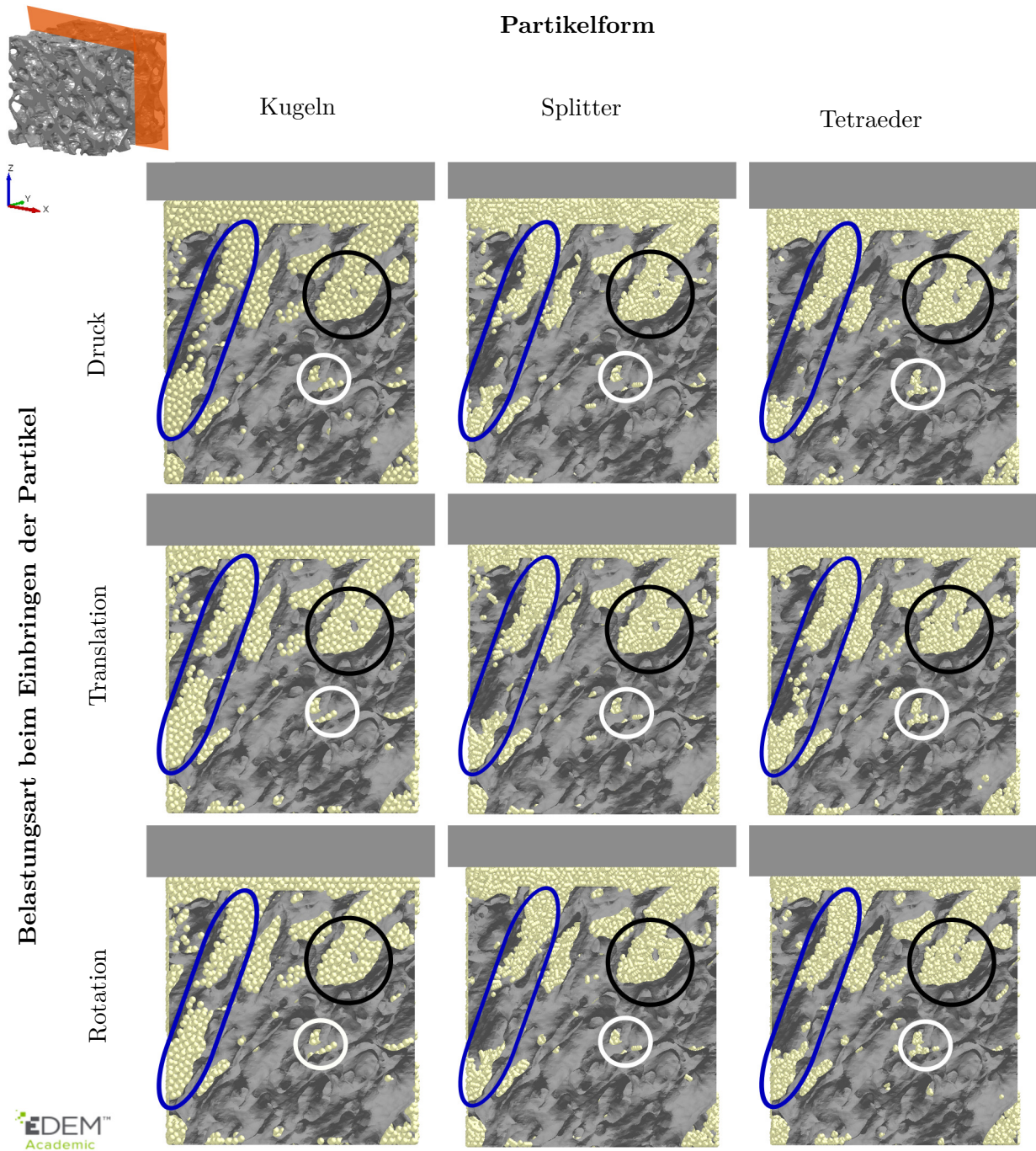


Abbildung 4.9: Tabellarische Übersicht zum Füllgrad der Knochenstruktur mit variierender Belastungsart des Einbringens und variierender Partikelform mit Markierung einer Pore zum Vergleich

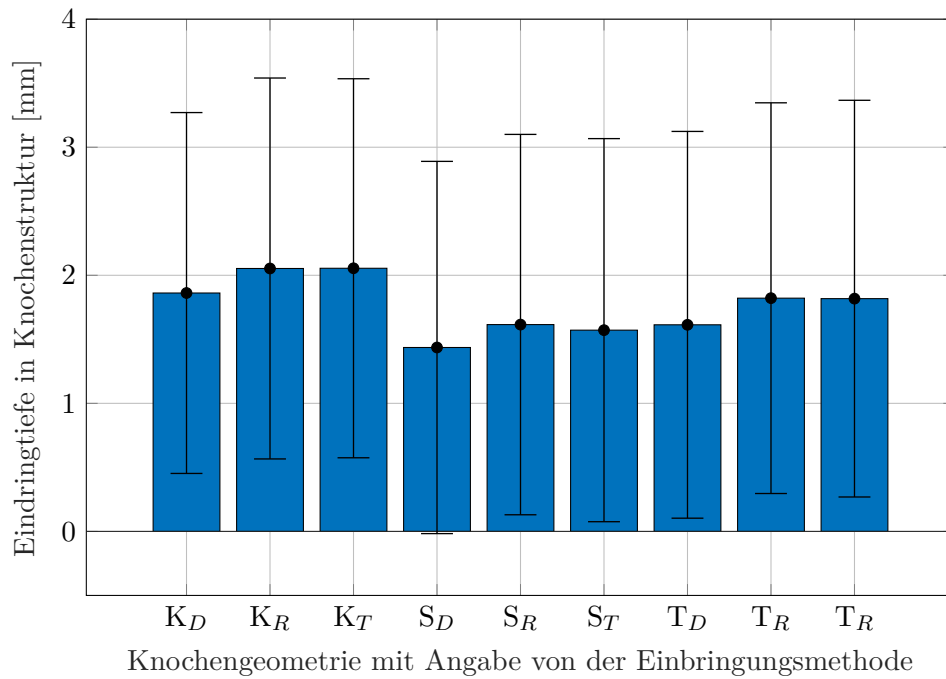


Abbildung 4.10: Abhängigkeit von Belastungsart beim Einbringen der Knochenpartikel (Druck, Rotation, Translation) und der Partikelform

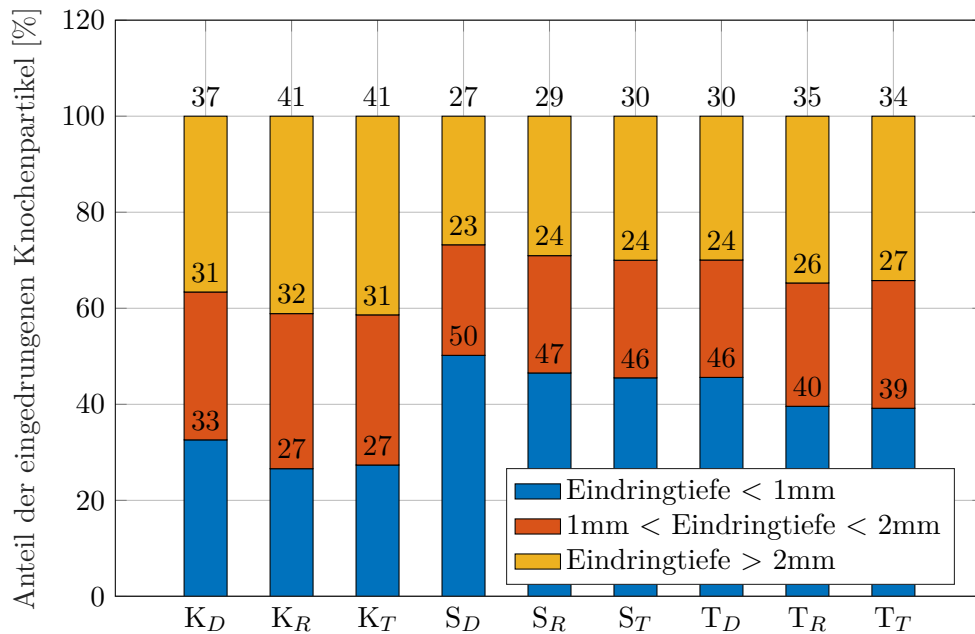


Abbildung 4.11: Abhängigkeit von der Belastungsart beim Einbringen der Partikel und von der Partikelform

bei den Kugeln, eingebracht durch Rotation und Translation, zeigten. Die Eindringtiefen von 1 mm bis 2 mm blieben über die Partikelformen und die Belastungsarten beim Einbringen verhältnismäßig konstant. Ein geringer Unterschied von 1% bestand sowohl bei den Splittern als auch bei den Tetraedern zwischen der translatorischen und rotatorischen Belastungsart. Ein Anstieg war in der tiefsten Schicht für die Rotation bei den Splittern und für die Translation bei den Tetraedern zu beobachten.

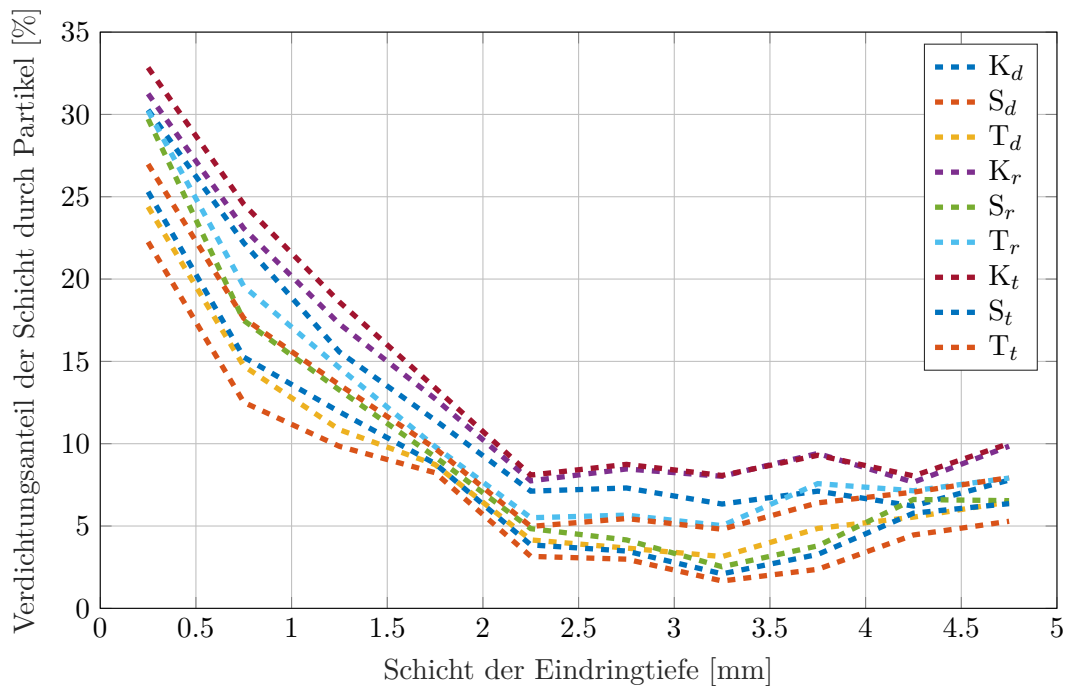


Abbildung 4.12: Verläufe der Verdichtungsanteile aller Knochenpartikel in der Knochenstruktur aufgeteilt in 10 Schichten abhängig von der Belastungsart beim Einbringen (Druck, Translation, Rotation) sowie der Partikelform

Optisch scheinen sich in Abbildung 4.12 die Verläufe der Verdichtungsanteile für die verschiedenen Partikelformen sowie die Belastungsarten beim Einbringen der Knochenpartikel wenig zu unterscheiden. Der höchste Verdichtungsanteil mit 32,8 % wurde von den Kugeln unter translatorischer Belastung erreicht, während der niedrigste mit 22,3 % von den Splittern unter Druck erreicht wurde. Es ist bei jedem der Verläufe zu beobachten, dass es zunächst einen Abfall der Verdichtungsanteile zwischen 0 mm und 2 mm gibt. Danach scheint sich ein konstanter Verdichtungsanteil variierend zwischen 2,5 bis 7,5 % einzustellen. Der minimale Verdichtungsanteil wurde von den mit Druck belasteten Splittern bei einer Tiefe von 3,5 mm mit 1,7 % erreicht. Die Werte stiegen dann allerdings wieder bis zu einer Verdichtung von maximal 10 % bei den translatorisch eingebrachten Kugeln.

Dieses annähernd parabelförmige Verhalten wurde weiter dadurch untersucht, dass für jeden der Verläufe eine Ausgleichsfunktion und anschließend der Tiefpunkt berechnet wurde (vgl. Tabelle A.5).

Bezogen auf die Partikelformen war zu sehen, dass die Kugeln die größten Werte einzunehmen scheinen, da ihnen die obersten drei Graphen zuzuordnen waren. Darunter befinden sich die Tetraeder, gefolgt von den Splittern. Es ist weiterhin besonders bei den Kugeln zu sehen, dass die

Verdichtungsanteile durch die Belastungsart Druck unterhalb der durch Rotation und Translation eingebrachten Partikel lagen. Es scheint eine Abhängigkeit der Verdichtungsanteile von der Partikelform zu bestehen. Bei der Belastungsart beim Einbringen wurde kein Unterschied zwischen der unter Rotation und Translation eingebrachten Knochenpartikel vermutet. Es wurde ein Unterschied zwischen der Belastungsart Druck und der Rotation bzw. Translation vermutet.

Statistisch konnte ermittelt werden, dass, basierend auf der durchgeführten zweifaktoriellen ANOVA, Kugeln ($p < 0,001$) sowie Tetraeder ($p = 0,057$) signifikant weiter eindringen als Splitter. Zwischen den Tetraedern und den Kugeln besteht kein signifikanter Unterschied ($p = 0,434$) im Bonferroni-Post-Hoc-Test, sodass aus den Ergebnissen für die Eindringtiefe abzuleiten ist: $T \approx K > S$. Die Belastungsart beim Einbringen sorgte nicht für ein signifikant weiteres Eindringen der Knochenpartikel in die Knochenstruktur, wobei sich der Druck weder von der Translation ($p = 0,364$) noch von der Rotation ($p = 0,760$) unterschied. Auch zwischen der Rotation und Translation bestand kein signifikanter Unterschied ($p > 0,999$).

Bei den Verdichtungsanteilen konnte für die Schichten über den Kruskal-Wallis-Test errechnet werden, dass die Partikelform Kugel die höchste Verdichtung der Schichten hervorriefen. Die Tetraeder verdichteten im mittleren Bereich und die Tetraeder am geringsten ($p = 0,003$). Für die Verdichtung scheint zu gelten, dass $\epsilon_{\%}(K) > \epsilon_{\%}(T) > \epsilon_{\%}(S)$. Zwischen den Belastungsarten wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt ($p = 0,290$).

Zwischen den Positionen der Tiefpunkte der durch die Verläufe der Verdichtungsanteile gelegten Parabeln besteht ein signifikanter Unterschied im Kruskal-Wallis-Test ($p = 0,011$), da sich hier bei den Tetraedern der früheste Tiefpunkt in der Verdichtungstiefe einstellt. Bei den Splittern folgt dieser und die Kugeln weisen den spätesten Tiefpunkt auf.

4.1.3 Diskussion der Eindringtiefe

Die Simulationen aus Kapitel 4.1.2 haben gezeigt, dass kleinere Knochenpartikel tiefer in die Knochenstruktur eindringen konnten als mittlere oder große. Ein Grund hierfür ergibt sich aus dem variierenden trabekulären Abstand als Übergang zwischen den Poren des trabekulären Knochens. Sind diese Übergänge kleiner als die Durchmesser der Knochenpartikel, wird ein weiteres Vordringen verhindert. Auch eine veränderte Belastungsart beim Einbringen würde ein Eindringen nur ermöglichen, wenn die Belastung zum Bruch der Trabekel führen würde. Trabekelbrüche sind jedoch unter klinischen Aspekten zu vermeiden, da die Mikrofrakturen den Heilungsprozess verlangsamen können [14] und werden daher nicht mit einbezogen. Da es im umgesetzten DEM-Modell somit nicht zum Bruch kommen konnte, könnte dies erklären, weshalb die Belastungsart beim Einbringen der Knochenpartikel keinen signifikanten Einfluss auf die Eindringtiefe ausübte.

Ein weiterer Grund für das tiefere Eindringen kleinerer Partikel kann in der Brückenbildung gesehen werden. Partikel stützen sich dabei gegenseitig ab und verhindern das Vordringen der anderen Partikel als Kollektiv. Dabei besteht eine Größenabhängigkeit, sodass bei größeren Partikeln eine Brückenbildung früher auftritt [103]. Hierbei könnte die Belastungsart beim Einbringen der Knochenpartikel eine Rolle spielen, da Scherkräfte durch Rotation bzw. Translation zur Auflösung von Brücken führen könnten. Damit diese Scherkräfte wirken können, muss eine Verbindung der

Knochenpartikel in der Brücke zum oberen belasteten Partikelbereich bestehen, da nur so in EDEM Kräfte weitergegeben werden können. Die Wirkung dieser Scherkräfte konnte in den Simulationen jedoch statistisch nicht nachgewiesen werden. In Abbildung 4.13 sind Bereiche gekennzeichnet, in denen sich Partikel ohne Kontakt zu anderen belasteten Partikeln befinden.

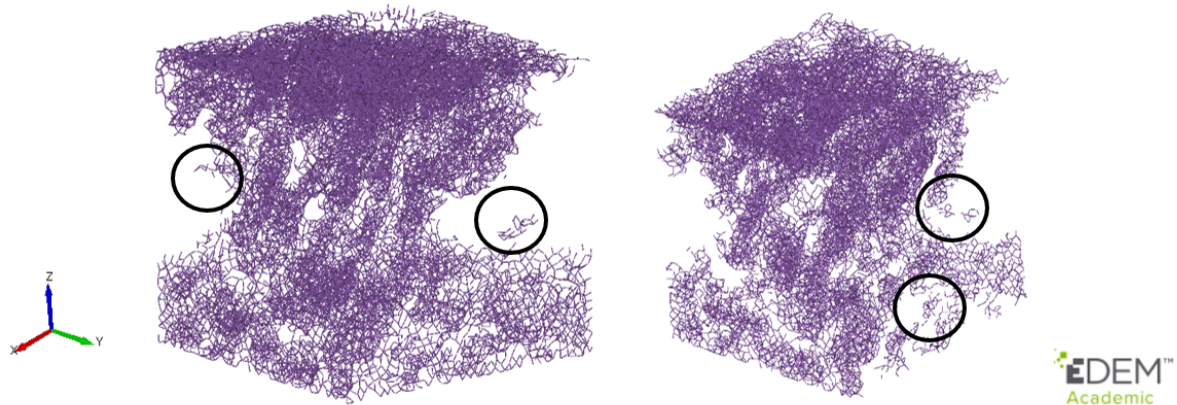


Abbildung 4.13: Zwei Darstellungen von Kontakten zwischen den Partikeln und Trabekeln

Der dominierende Antriebsmechanismus scheint in den unteren Knochenstrukturschichten die Schwerkraft zu sein, die das Rieserverhalten auslöst, da zum Teil keine Verbindung mehr zur extern eingebrachten Verdichtung besteht. Daraus ergibt sich, dass die Belastungsart beim Einbringen der Knochenpartikel keinen signifikanten Einfluss auf die Eindringtiefe hat.

Das Rieserverhalten kann grundsätzlich im Knochen bei einer Operation nicht beobachtet werden, da dieser nativ vorliegt. In der Literatur werden Werte von maximal 1,5 mm [13] für die Eindringtiefe angegeben. Die Simulationen in dieser Pilotstudie haben Abweichungen bis maximal 50% von den Literaturwerten ergeben. Abbildungen 4.8 und 4.12 zeigen, dass die Verdichtung in den Simulationen ein verhältnismäßig konstantes Minimum bei einer Eindringtiefe von 2 bis 2,5 mm erreichte. Die Abweichungen in der Eindringtiefe könnten durch zwei kumulierende Ursachen ausgelöst worden sein.

Die in der Literatur angegebenen Werte beruhen auf dem Einbringen der Knochenpartikel im nativen Zustand sowohl der Knochenstruktur als auch der Knochenpartikel selbst. Dabei wurde nicht näher untersucht, welcher Einfluss dadurch auf die Knochenpartikel und deren Eindringtiefe ausgelöst wurde. Es ist zu vermuten, dass das bereits die Poren füllende Knochenmark das Eindringen der Partikel behinderte.

Der zweite Grund könnte darin bestehen, dass die Knochenpartikel bei der Auswertung der μ CT-Daten der Knochenproben bei der Auswahl des Thresholds herausgefiltert und dadurch nicht mehr detektiert wurden [20]. Dies könnte bedeuten, dass die Abweichungen der Werte zwischen der Literatur und den Simulationen in dieser Pilotstudie tatsächlich geringer ausfallen könnten als bislang nachgewiesen.

Neben den diskutierten Einflussfaktoren zeigten sich in den Bereichen unter 1,5 mm Unterschiede in den Werten zur Verdichtung der Knochenstruktur (vgl. Abbildungen 4.8 und 4.12), die im folgenden diskutiert werden. Ein Grund für die Unterschiede könnte die Systemgrenze bei den

durchgeführten Simulationen sein. Während bei der Simulation zu den Belastungsarten beim Einbringen der Knochenpartikel die Systemgrenze 0,2 mm Abstand zur Knochenstruktur ließ, schloss die Systemgrenze bei den Simulationen zum Volumen mit der Knochenstruktur ab. Im Zwischenraum zwischen Systemgrenze und Knochenstruktur konnten sich die Knochenpartikel sammeln, die aus der Knochenstruktur heraus fielen und im Wert mit erfasst wurden. Die Verdichtung belief sich auf maximal 10 % bei den unter Translation eingebrachten Kugeln. In den Simulationen, bei denen die Systemgrenze mit der Knochenstruktur abschloss, wurden nur die Partikel erfasst, die innerhalb der Knochenstruktur eingedrungen waren. Hier lag der Wert für die Verdichtung bei weniger als 2,5 %. Es scheint daher so, dass eine Systemgrenze, die mit Abstand zur Knochenstruktur gewählt wird, die Ergebnisse verfälscht und die Werte nicht mehr mit den Werten der Literatur verglichen werden können.

Sofern die Systemgrenzen mit der Knochenstruktur abschließen, zeigt sich der klare Abfall der hohen Verdichtungen auf einem ähnlichen Niveau, wie in der Literatur, sodass daraus abgeleitet werden kann, dass auch mit optimalen Bedingungen in der Simulation ohne Knochenmark die Eindringtiefe wie in der Realität begrenzt zu sein scheint. Es kann demnach davon ausgegangen werden, dass die Ergebnisse ein ähnliches Verhalten wie reale Knochenpartikel aufweisen, obwohl zum Beispiel bei der Partikelform mit Näherungen gearbeitet wurde.

Weiterhin wurde untersucht, ob Partikelformen Einfluss auf die Verdichtung der Knochenstruktur haben. Bei der Untersuchung des Volumens der eingebrachten Knochenpartikel wurde kein signifikanter Unterschied zwischen den Partikelformen festgestellt (vgl. Tabelle 4.10). Bei der Untersuchung der Belastungsart beim Einbringen der Knochenpartikel wurde dagegen ein signifikanter Unterschied ermittelt (vgl. Tabelle 4.6). Der Unterschied kann auch hier auf die Systemgrenze und die dadurch innerhalb der Knochenstruktur verfälschten Werte zurückgeführt werden. Es muss daher in Frage gestellt werden, ob der statistisch ermittelte signifikante Unterschied bei der Verdichtung tatsächlich besteht. Besteht er nicht, hätte die Partikelform keinen Einfluss auf die Verdichtung der Knochenstruktur.

4.2 Vergleich der Simulationen von Verschiebungen und Beanspruchungen in verdichteter und nativer Trabekelstruktur

Da bisher kaum Simulationen zur Mikrostruktur von Knochen vorliegen [35], beschäftigt sich dieses Unterkapitel mit den Verschiebungen und Beanspruchungen von Trabekeln. Diese werden als Balken angenähert, an deren oberen Enden sich Pyramidenstümpfe befinden. Sie sind auf einer Platte befestigt. Der Aufbau wird als Trabekelmodell bezeichnet. Das Trabekelmodell wird verdichtet und unter normaler und vertikaler Belastung untersucht.

Als Vergleich wird ein natives Trabekelmodell herangezogen und den gleichen Belastungen ausgesetzt. Sollte sich ein Unterschied der Modelle zeigen, könnte dies zu einem besseren Verständnis der Effekte im Knochen durch die Verdichtung mit Knochenpartikeln führen. In diesem Kapitel wird die Methode der Implementierung in EDEM und ABAQUS vorgestellt. Dann folgen die Ergebnisse und das Kapitel endet mit der Diskussion der Ergebnisse.

4.2.1 Implementierung der Simulation in EDEM und Abaqus einschließlich der Entwicklung eines Trabekelmodells

Es war sowohl ein natives als auch ein verdichtetes Balkenmodell als Darstellung eines Trabekelmodell, basierend auf humanem Knochenmaterial, zu erstellen. Die Analyse des nativen Trabekelmodells wurde in dem FE-Programm ABAQUS ausgeführt, während die Simulation des verdichteten Trabekelmodells über das Einbringen von simulierenden Knochenpartikeln in das Trabekelmodell in EDEM erfolgte.

Zur Komplexitäts- und Rechenzeitreduzierung wurde darauf verzichtet, die in Kapitel 4.1 erstellte Knochenstruktur zu verwenden, sondern ein neues Balkenmodell benannt als Trabekelmodell aus der Knochenstruktur abgeleitet.

Innerhalb dieses Kapitels wird zunächst auf das Vorgehen zur Ableitung und die zu erfüllenden Anforderungen eingegangen. Es folgt das Aufsetzen der Simulation in ABAQUS sowie in EDEM. Zur ergänzten Auswertung der Ergebnisse für das verdichtete Trabekelmodell in EDEM wird eine Kopplung zwischen FEM und DEM umgesetzt. Das Kapitel endet mit der Beschreibung der Auswertung.

Zur **Entwicklung des Trabekelmodells** wurden Anforderungen für einen möglichst hohen Bezug zu einer realen Knochenstruktur formuliert. Weiterhin musste als Anforderung eine Umsetzbarkeit des Modells in FEM und DEM gegeben sein. Die Anforderungen sind im Folgenden absteigend nach ihrer Relevanz aufgelistet:

1. Simulationszeit optimierende Modellierbarkeit mit FEM und DEM
2. Erfüllung der geometrischen Vorgaben mit ihren statistischen Abweichungen (gegebene trab. Thick. und trab. Spac.)
3. Umsetzung des verschachtelten Aufbaus der Knochenstruktur

Um die Modellierbarkeit mit der FEM zu gewährleisten (Anforderung 1), erfolgte die Umsetzung eines Trabekelmodells alternativ zur Knochenstruktur. Für Anforderung 2 wurden über BONEJ Knochenparameter für das Mikromodell zu einer trabekulären Dicke von $0,17 \pm 0,07$ mm und einem trabekulären Abstand von $0,8 \pm 0,02$ mm bestimmt (vgl. Vorgehen in Kapitel A.2).

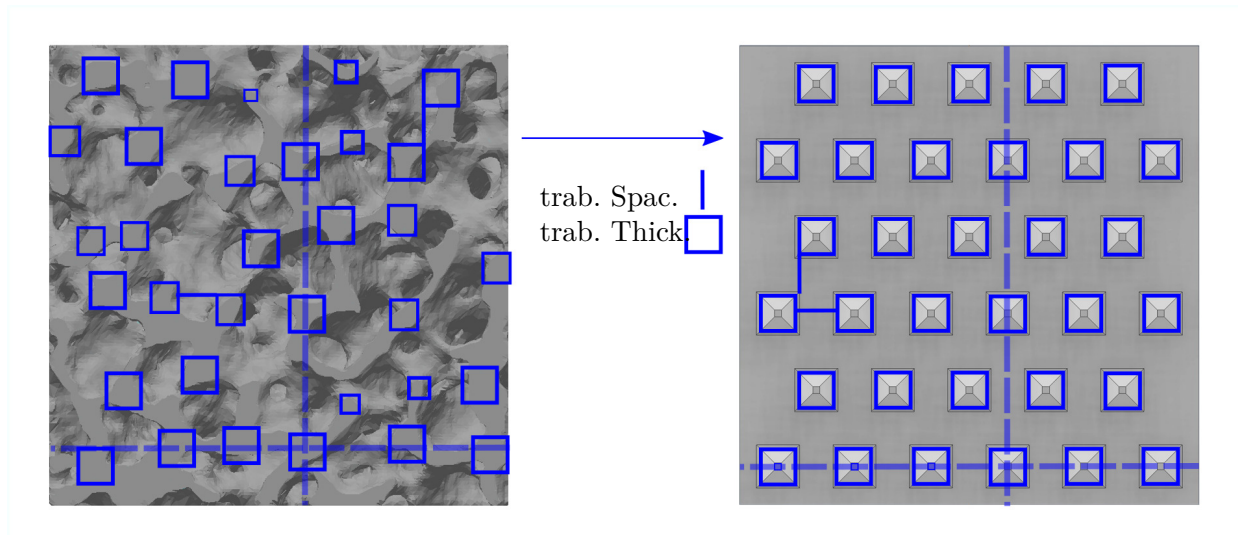


Abbildung 4.14: Knochenmodell mit markierten Trabekeln im Vergleich zum Trabekelmodell in der 2D-Ansicht

In Abbildung 4.14 links ist die Knochenstruktur zu sehen, in der Trabekel mit ihren unterschiedlichen Dicken markiert wurden. Grob ließen diese sich in ein Netz überführen, das auf der rechten Seite in Abbildung 4.14 dargestellt ist. Auf die Nachbildung der exakt gleichen Anordnung wurde verzichtet, da sich Mikrostrukturen von Knochen unterscheiden und daher der Einsatz von Durchschnittswerte ausreichend ist. Auf die variierende trabekuläre Dicke wird innerhalb jedes Balkens als Darstellung eines Trabekels in der 3D-Ansicht eingegangen.

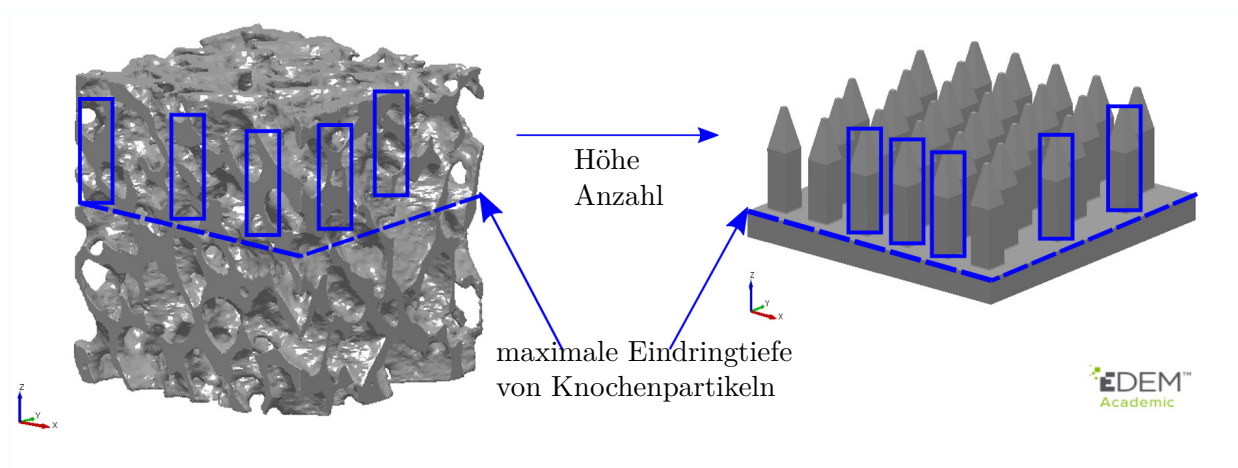


Abbildung 4.15: Knochenmodell mit markierten Trabekeln im Vergleich zum Trabekelmodell in der 3D-Ansicht

Über den Verlauf der Balken als Darstellung der Trabekel wurde eine Verringerung der Querschnitte vorgenommen, um innerhalb des konischen Zulaufs viele der zu beobachtenden Trabekelmaße mit aufzugreifen (Anforderung 2). Darunter ist zu verstehen, dass die „Trabekeldicke“ entlang der abnehmenden Pyramide ebenfalls abnahm und so die durch die Standardabweichung gegebenen Trabekeldicken in jedem der Trabekel des Trabekelmodells vorkamen. Auch änderte sich über

den Verlauf der Trabekel der „trabekuläre Abstand“, sodass ebenfalls die Standardabweichung des Abstands zwischen zwei Trabekeln mit einbezogen wurde. Zur weiteren Einbeziehung von Anforderung 1 wurde nicht die volle Tiefe der Knochenstruktur umgesetzt, sondern die bisher publizierte Eindringtiefe, erweitert um 0,5 mm, modelliert (vgl. Kapitel 2.2).

Das Trabekelmodell wurde aus einer Grundplatte, auf der quaderförmige Balken („Trabekel „) angeordnet wurden, umgesetzt. Die Anordnung der Trabekel wurde versetzt gewählt, damit bei einem seitlichen Druck ggf. eingebrachte Partikel nicht aus der Form herausgeschoben werden konnten und auf den verschachteleten Aufbau eines Knochens, gezeigt in Abbildung 4.14, eingegangen wird (Anforderung 3). Die quadratische Grundfläche der Quader hat eine Länge von 0,5 mm und einen Abstand von 0,6 mm vom nächsten Quader. Auf den Quadern in einer Höhe von 1,2 mm ist ein Pyramidenstumpf mit quadratischer Grundfläche und einer Spitze mit einem quadratischen Flächeninhalt von $0,1 \text{ mm}^2$.

Die Analyse des **nativen Trabekelmodells** wurde als Simulation in dem FE-Programm ABAQUS durchgeführt. Dazu wurde zu dem entwickelten Trabekelmodell eine Platte zum Einbringen der Belastungen hinzugefügt. Dem Trabekelmodell und der Platte wurden die Eigenschaften von Knochen zugewiesen (vgl. Kapitel 3.7), wobei als Näherung ein elastisches Verhalten implementiert wurde, wie es zu Beginn einer Simulation empfohlen wird [15]. In diesem Zusammenhang war zu berücksichtigen, dass ABAQUS einheitenlos arbeitet und für die Verbindung mit EDEM das gleiche Einheitensystem für spätere Vergleiche zu wählen war. Beide Simulationen wurden in SI-Einheiten aufgesetzt.

Eine Fläche der Platte wurde mit den Spitzen der Trabekel in Kontakt gebracht. Die Interaktion zwischen beiden Geometrien wurde mit dem Haftreibungskoeffizient $\mu_S = 0,4$ (vgl. Kapitel 3.7) dargestellt. Es wurden drei Schritte zusätzlich zum Initialen durch ABAQUS implementierten Schritt manuell eingefügt. Im ersten Schritt wurde innerhalb der Belastungen der Platte ein Bruchteil (0,1Pa) der im zweiten Schritt aufgebauten Belastung von 0,5 MPa aufgebracht. Im dritten Schritt wurden in drei unterschiedlichen Simulationen die drei tangentialen Belastungen von 0,1 N, 1 N und 10 N implementiert. Als Randbedingungen wurde das Trabekelmodell gegenüber allen sechs Freiheitsgraden fixiert. Die Platte wiederum durfte sich auf das Trabekelmodell zu in z-Richtung bewegen (vgl. KOS in Abbildung 4.15). Sobald der vierte Schritt begann, wurde auch eine Bewegung in y-Richtung entlang des Knochens zugelassen, damit die tangentielle Belastung aufgebracht werden konnte. Für die Vernetzung beider Geometrien wurde der Typ Tetraeder ausgewählt. Die Gittergröße des Knochenmodells wurde nach der Netzkonvergenzanalyse (vgl. Kapitel A.8) auf 0,015 mm und die Gittergröße der Platte auf 0,5 mm gesetzt. Es wurde ein „Simulationsjob“ erstellt, bei dem die Output-Dateien erzeugt wurden, mit denen der Vergleich der Ergebnisse möglich war.

Die Analyse des **verdichteten Trabekelmodells** erfolgte über die Nutzung der bereits implementierten Kopplung zwischen EDEM und ABAQUS [104]. Dazu wurde, wie Abbildung 4.16 zu entnehmen ist, in ABAQUS eine Input-Datei generiert, die anschließend in EDEM eingelesen werden konnte. Nach dem Einlesen übertrug EDEM aus der bereits durchgeführten Simulation die Daten zur Verschiebung und Belastung auf die Trabekel in der Geometrie in der Input-Datei und erzeugte eine Output-Datei, die in ABAQUS eingelesen und ausgewertet werden konnte. Durch die

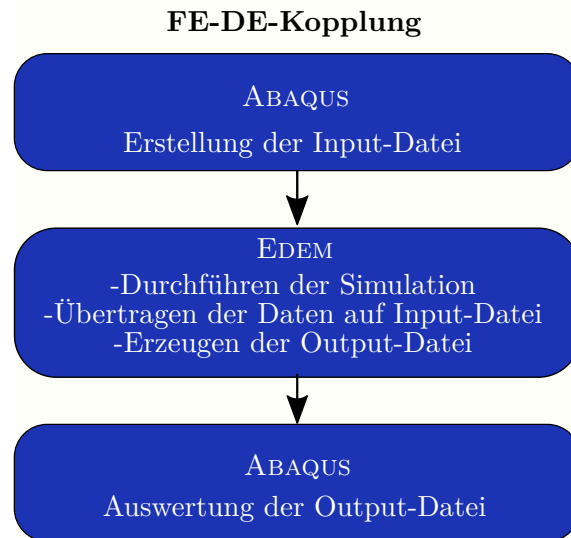


Abbildung 4.16: Arbeitsablauf für die FE-DE-Kopplung zur ergänzten Auswertung von DE-Ergebnissen

Kopplung war es möglich, den Einfluss der Partikel im Trabekelmodell genauer zu analysieren und auszuwerten. Die Kopplung wird eingesetzt, da EDEM zwar die Informationen zur Verschiebung und Belastung generiert, der Auslese- und Interpretationsvorgang aber weniger Ressourceneffizient als in ABAQUS umgesetzt werden kann. Es wurde daher der Kopplungsvorgang zur Auswertung genutzt.

Vor dem eigentlichen Kopplungsvorgang musste jedoch zunächst das Trabekelmodell in ABAQUS bis zur Input-Datei umgesetzt und die Simulation in EDEM mit den Partikeln als Verdichtung des Trabekelmodells durchgeführt werden.

Für die Erstellung der Input-Datei in ABAQUS wurde das Trabekelmodell eingelesen, die Randbedingungen formuliert und die Kontaktflächen definiert. Es wurden zur Sicherstellung der Kontinuität die Materialeigenschaften der Knochenpartikel in SI-Einheiten im elastischen Materialmodell zugewiesen (vgl. Tabelle 3.5). Aus der Netzkonvergenzanalyse (vgl. Kapitel A.8) wurde ein passendes Netz mit $0,015\text{ mm}$ ausgewählt und ein Simulationsjob mit Input-Datei erstellt, wobei jedoch weder Bewegungen noch Belastungen implementiert wurden.

Für die Simulation in EDEM wurden vier einzelne Geometrien eingefügt und jeder Geometrie die Material- und Kontaktparameter aus Tabelle 3.5 in SI-Einheiten zugewiesen. Die erste Geometrie, das Trabekelmodell, wurde als Oberflächendatei eingelesen. Anschließend wurde eine Box als zweite Geometrie zur Begrenzung der Partikelbewegung aus dem Trabekelmodell heraus eingefügt und eine Fabrik oberhalb des Trabekelmodells eingesetzt. Die vierte Geometrie, war wie im nativen Trabekelmodell, eine Platte, die die Partikel zunächst verdichtete und anschließend eine tangentiale Bewegung ausführte. Als zu simulierende Knochenpartikel wurden in dieser Simulation Kugeln, Splitter und Tetraeder, basierend auf der Partikelformauswahl in Kapitel 4.1.1, mit einem Partikelvolumen von $1,52 \cdot 10^{-12}\text{ mm}^3$ eingesetzt, wobei darauf geachtet wurde, dass sich für den Vergleich des Einflusses der Partikelformen exakt die gleichen Partikelanzahlen im Modell befanden.

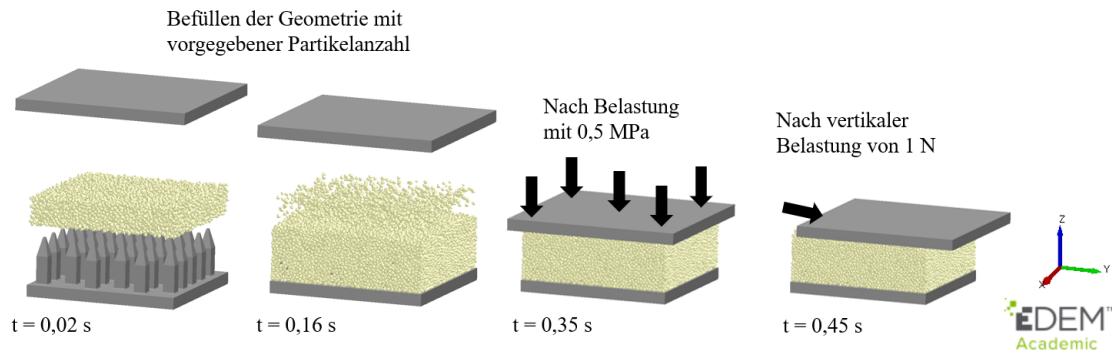


Abbildung 4.17: Ablauf der Simulation zur Verschiebung

Abbildung 4.17 zeigt das Modell mit den Partikeln in den einzelnen Schritten der Simulation. Zunächst wurden die Knochenpartikel über die Fabrik in das Trabekelmodell eingefügt. Zum Zeitpunkt $t=0,16$ s wurden ggf. Knochenpartikel ergänzt, falls die angestrebte Knochenpartikelanzahl noch nicht erreicht wurde. Zusätzlich begann zu diesem Zeitschritt die kraftgesteuerte Abwärtsbewegung der Platte entlang der z-Achse, um nach dem ersten Kontakt mit den Knochenpartikeln, ca. ab Sekunde 0,25, eine Spannung von 0,5 MPa aufzubauen. Ab Sekunde 0,35 wurde zu der normalen Belastung eine tangentielle Belastung auf die Platte in der variierenden Höhe von 0,1 N, 1 N und 10 N hinzugefügt.

Da es angestrebt wurde, innerhalb der Analyse den Haftbereich bis kurz vor dem Gleiten für die höchsten Belastungen auf die Trabekel mit einzubeziehen [105], wurde für 0,1 N und 1 N die Simulationszeit auf 0,45 s gesetzt, während für 10 N die Simulation beendet wurde, sobald ein visuell wahrnehmbares Gleiten der Platte nach ca. 0,37 s einsetzte.

Mit den Ergebnissen der Simulation in EDEM und der erstellten Input-Datei aus ABAQUS wurde die Kopplung durchgeführt und die entstandene Output-Datei in ABAQUS eingelesen.

Die **Auswertung** des Vergleichs des nativen mit dem verdichteten Trabekelmodells erfolgte, indem zunächst qualitativ durch eine visuelle Analyse beide Trabekelmodelle gegenüber gestellt wurden. Das auffällig unterschiedliche Verhalten der Trabekel ist auf die Verdichtung durch Knochenpartikel zurückzuführen, sodass optisch auch das unterschiedliche Verhalten der Partikelformen untersucht wurde, indem die Belastungen auf die Knochenpartikel in Schnittbildern exportiert und verglichen wurden.

Für die quantitative Auswertung wurde sowohl im nativen als auch im verdichteten Trabekelmodell verschiedene Parameter zur Auswertung in MATLAB exportiert. Dabei handelte es sich um die Verschiebung in x-, y- und z-Richtung sowie den Druck und die Von-Mises-Vergleichsspannung. Sie werden in Abbildung 4.18 gezeigt. Da sich beim verdichteten Trabekelmodell unterschiedliche Richtungen der Auslenkungen in X- und Y-Richtung ergaben, wurde mit Beträgen gearbeitet. So sollte verhindert werden, dass es zum Ausgleich der Werte bei der Mittelwertbildung kommt. Es wurden Mittelwerte der exportierten Daten zum verdichteten Trabekelmodell zu den Zeitpunkten $t=0,45$ s für 0,1N und 1N sowie $t=0,38$ s für 10N gebildet. Für die FE-Analyse wurden die Zeitpunkte $t=0,449$ s für 0,1N, $t=0,442$ s für 1N und $t=0,383$ s für 10N ausgewertet, da dann die Simulationen

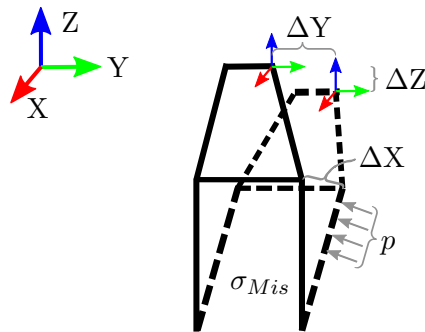


Abbildung 4.18: Aus ABAQUS exportierte Informationen zur Auswertung der Verschiebungen, der Von-Mises-Vergleichsspannungen und des Drucks aufgebracht entweder durch Partikel in EDEM oder durch die Platte in ABAQUS

abbrachen und damit bei jedem der Modelle noch Haftreibung bestand. Die Ergebnisse wurden mit Literaturangaben aus Makromodellen verglichen.

Statistisch wurde zunächst das verdichtete Modell genauer untersucht, indem über eine einfaktorielles ANOVA geprüft wurde, ob die Partikelformen und die seitliche Belastung einen signifikanten Unterschied auf die Verschiebungen und Belastungen ausübten. Anschließend wurde erneut eine ANOVA zum Vergleich des nativen und verdichteten Modells durchgeführt, um genauer zu identifizieren, ob und welchen Einfluss die Knochenpartikel bei der Verdichtung auf die Trabekel besaßen.

4.2.2 Ergebnisse des Vergleichs zwischen einem verdichteten und einem nativen Trabekelmodell

Abbildung 4.19 verdeutlicht optisch, dass der Unterschied zwischen einem nativen und verdichteten Modell darin zu bestehen scheint, dass das Belastungsverhalten sich unterscheidet. Während es bei dem nativen Modell in Abbildung 4.19 (a) so aussieht, als würden alle Trabekel gleich belastet und sich an denselben Positionen Spannungsmaxima ausbilden, wirkt es bei dem verdichteten Trabekelmodell in Abbildung 4.19 (b) so, als würden sich an unterschiedlichen Positionen auch entlang der Trabekel Spannungsmaxima ausbilden. Die Trabekel scheinen in Abbildung 4.19 (b) in unterschiedliche Richtungen ausgelenkt zu werden, die von der Belastungsrichtung abweichen. In Abbildung 4.19 (a) scheint eine Ausrichtung entlang der Belastungsrichtung zu erfolgen. Das Belastungsprofil scheint sich durch die zur Verdichtung eingebrachten simulierten Knochenpartikel gegenüber einem nativen Trabekelmodell zu verändern.

Es war zu untersuchen, ob sich auch innerhalb eines verdichteten Trabekelmodells durch die Partikelformen unterschiedliche Belastungsprofile einstellen und welche möglichst günstig für die Trabekel ausfallen könnten.

In Abbildung 4.20 werden für die **FE-DE-Kopplung** des verdichteten Mikromodells der gleiche Schnitt aus der y-z-Ebene verschoben um 1,65 mm in negativer x-Richtung aus EDEM gezeigt. Sie werden sowohl nach den Partikelformen als auch den Belastungshöhen aufgeteilt.

Die Partikel befanden sich unter Kompression. Die abweichende Farbskala wurde gewählt, um die Darstellung diskreter Partikel sicherzustellen, wobei ein Anstieg der Helligkeit mit einem Anstieg

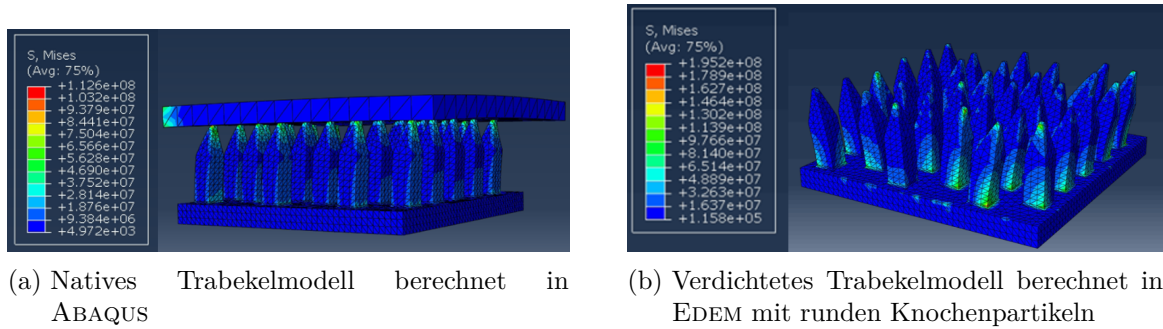


Abbildung 4.19: Grafische Darstellung der Von-Mises-Vergleichsspannungen bei einer tangentialen Belastung von 10 N für das native und das verdichtete Trabekelmodell

der Belastung einhergeht. Die dargestellten Gelbtöne entsprechen ungefähr der Hälfte der unterhalb der Bilder angegebenen maximalen Spannung bzw. Kräfte.

In Abbildung 4.20 ist zunächst bei den Kugeln eine im Schnitt eher verteilte Kompressionskraft durch eine leichte Erhellung der Knochenpartikel zu sehen. Ein hoher Anteil aller Kugeln auch in den Trabekelzwischenräumen scheint leicht belastet zu werden. Bei den Splittern befindet sich in der Mitte der Schnitte ein Bereich, der heller ist und damit höher belastet zu sein scheint, während die Randbereiche zum Teil keiner Kompressionskraft ausgesetzt zu sein scheinen. Sie werden grau dargestellt. Bei beiden Formen scheint ein ähnliches Verhalten unabhängig von tangentialen Belastungen vorzuliegen. Bei den Tetraedern wiederum scheinen sich die Ansichten über die Belastungen hinweg stärker zu unterscheiden. Auch bei den Tetraedern ist grundsätzlich zu beobachten, dass die Belastung verteilt zu werden scheint, da bis zur optischen Mitte der Trabekel viele hellere Par-

	Kugel	Splitter	Tetraeder
Belastung: 0,1N Zeitpunkt: 0,45 s 	 Max. Kompressionskraft: 0,364 N	 Max. Kompressionskraft: 0,379 N	 Max. Kompressionskraft: 0,193 N
Belastung: 1N Zeitpunkt: 0,45 s 	 Max. Kompressionskraft: 0,364 N	 Max. Kompressionskraft: 0,377 N	 Max. Kompressionskraft: 0,193 N
Belastung: 10N 	 Max. Kompressionskraft: 0,406 N; t = 0,374 s	 Max. Kompressionskraft: 0,379 N; t = 0,377 s	 Max. Kompressionskraft: 0,167 N; t = 0,376 s

Abbildung 4.20: Tabellarische Übersicht zur Kompressionskraft, die auf die verschiedenen Partikel bei zunächst vertikaler Belastung von 0,5 MPa und anschließend axialer Belastung entlang der y-Achse wirken

tikel zu sehen sind. Bei 0,1 N befindet sich dieser hellere Bereich jedoch eher am linken Bildrand orientiert, während sich die Belastung bei 1 N über das ganze Bild verteilt. Bei 10 N scheint sich die Belastung durch heller dargestellte Partikel entlang der y-Achse zu verschieben, sodass optisch links im unbelasteten Bereich keine helleren Partikel mehr wahrzunehmen sind. Es scheint demnach ein Unterschied zwischen den Partikelformen zu bestehen, während der Unterschied bei den Belastungen nur bei den Tetraedern zu beobachten ist.

Abbildung 4.21 zeigt zur weiteren Verdeutlichung dieser scheinbar unterschiedlichen Auswirkungen der Partikelformen einen weiteren Schnitt, der in x-z-Ebene auf der y-Achse um 1,65mm verschoben liegt. Es scheint erneut bei den Kugeln zu einer Verteilung der Lasten zu kommen, während sich bei den Splittern eine zentrierte Belastung der Mitte ausbildet. Bei den Tetraedern scheint es aus dieser Ansicht aber zu einer stärkeren Verteilung der Kraft zu kommen, sodass nun auch tiefer liegende simulierte Knochenpartikel belastet wurden. Zwischen den unterschiedlichen tangentialen Belastungen innerhalb einer Partikelform scheint kein sichtbarer Unterschied zu bestehen, da ähnliche Partikelbereiche heller erscheinen.


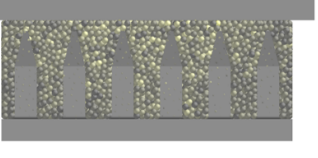
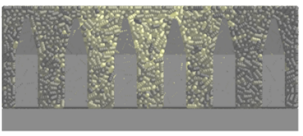
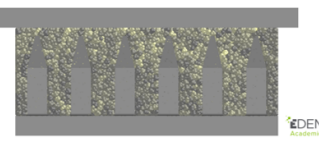

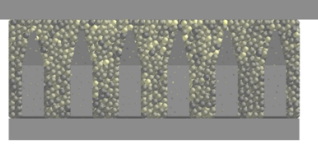

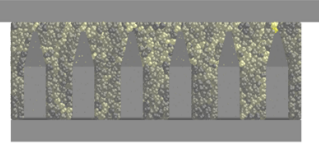

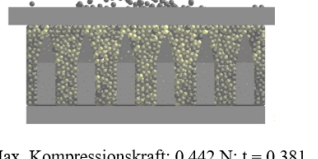
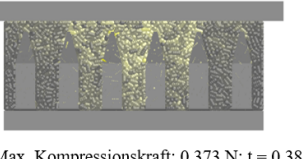
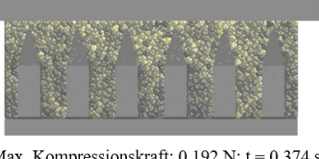
	Kugel	Splitter	Tetraeder
Belastung: 0,1N Zeitpunkt: 45 s 	 Max. Kompressionskraft: 0,364 N	 Max. Kompressionskraft: 0,379 N	 Max. Kompressionskraft: 0,193 N
Belastung: 1N Zeitpunkt: 0,45 s 	 Max. Kompressionskraft: 0,364 N	 Max. Kompressionskraft: 0,377 N	 Max. Kompressionskraft: 0,193 N
Belastung: 10N 	 Max. Kompressionskraft: 0,442 N; t = 0,381	 Max. Kompressionskraft: 0,373 N; t = 0,383	 Max. Kompressionskraft: 0,192 N; t = 0,374 s

Abbildung 4.21: Tabellarische Übersicht zur Kompressionskraft, die auf die verschiedenen Partikel bei zunächst vertikaler Belastung von 0,5 MPa und anschließend axialer Belastung entlang der y-Achse wirken

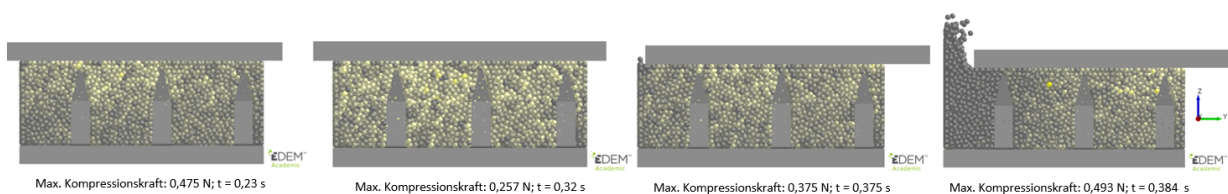


Abbildung 4.22: Zeitlicher Ablauf der Belastung der Partikel für Kugeln unter einer seitlichen Belastung von 10 N

Abbildung 4.22 zeigt den zeitlichen Ablauf der Belastungsverschiebung bei Kugeln im gleichen Schnitt der y - z -Ebene ohne Versatz entlang der x -Achse. Es fällt auf, dass die maximale Kompressionskraft zum Zeitpunkt 0,23s mit 0,475N höher ist, als die zum Zeitpunkt 0,32s (0,257N). Die Belastung steigt ab Sekunde 0,35 wieder mit der seitlichen Belastung auf 0,375N zum Zeitpunkt $t=0,375$ s. Es ist zu sehen, dass sich in der ersten Abbildung der Abfolge die Kompressionskraft im oberen Bereich der Trabekel im Schritt 1 verteilt. Dann scheint eine Umlagerung in tiefere Schichten im Schnitt 2 zu erfolgen. Zwischen Schritt 2 und 3 wurde die Haftkraft überschritten, sodass es zum Gleiten der Platte auf den Partikeln kam. Sobald die Platte im vierten Bild nicht mehr im Kontakt mit allen Partikeln stand, bzw. diese an ihrer Position hielt, kam es zu einer Umwandlung des aufgebauten Druckes in Bewegungsenergie. Die linken Partikel waren nicht mehr belastet und bewegten sich nach oben. Die weiter rechts liegenden Partikel scheinen eine höhere Belastung im Vergleich zum vorherigen Schritt zu erfahren.

In Tabelle A.6 im Anhang sind alle Mittelwerte und Standardabweichungen für die Verschiebungen sowie die Von-Mises-Vergleichsspannungen und den Druck für alle Partikelformen sowie das native Trabekelmodell, bezeichnet mit FEM, aufgelistet. **Statistisch** konnte über eine ANOVA gezeigt werden, dass zwischen den **Partikelformen** ein signifikanter Unterschied bei der Auslenkung in x -Richtung ($p < 0,001$), in y -Richtung ($p < 0,001$) in z -Richtung ($p < 0,001$) und bei der Von-Mises-Vergleichsspannung ($p = 0,003$) besteht. Aus dem ungleiche Varianzen nachweisenden Levene-Test ($p < 0,001$) wurde abgeleitet, dass der Bonferroni-Post-Hoc-Test zu nutzen war.

Der Bonferroni-Post-Hoc-Test zeigte, dass auch im Paarvergleich zwischen den unterschiedlichen Formen ein signifikanter Unterschied innerhalb der Verschiebung entlang der x -Achse bestand ($p < 0,001$). Die Tetraeder führten hierbei zur geringsten Verschiebung und die Splitter zur Höchsten. Die Verschiebungen in x -Richtung sind wie folgt einzuordnen: $T(X) < K(X) < S(X)$. In y -Richtung lag der signifikante Unterschied von Tetraedern und Kugeln ($p = 0,002$) etwas unterhalb derer der anderen Kombinationen ($p < 0,001$), wobei erneut die Splitter zur höchsten Verschiebung führten. Die Verschiebung der Tetraeder lagen weiterhin unterhalb der Verschiebung durch die Kugeln. Auch hier ist abzuleiten, dass $T(Y) < K(Y) < S(Y)$. In z -Richtung lag die Signifikanz von Kugeln und Splittern ($p = 0,005$) oberhalb der anderen Kombinationen ($p < 0,001$). Weiterhin lag die Verschiebung bei den Splittern am höchsten und bei den Tetraedern am niedrigsten. Für die Verschiebungen in z -Richtung lässt sich demnach ableiten: $T(Z) < K(Z) < S(Z)$. Für die Von-Mises-Vergleichsspannungen konnten die Ergebnisse der Kugeln und Tetraedern nicht signifikant unterschieden werden ($p > 0,999$). Kugeln und Splitter ($p = 0,018$) sowie Splitter und Tetraeder ($p = 0,006$) unterschieden sich jedoch signifikant. Durch die Splitter wurden hierbei die geringsten Werte erzielt. Die Kugeln übten zu Beginn die größte Belastung aus, wobei sie bei einer höheren tangentialen Belastung von den Tetraedern übertroffen wurden. Es ist abzuleiten, dass $T(Mis) \approx K(Mis) > S(Mis)$ gilt. Beim Druck machten die Partikelformen keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,057$) und auch der Bonferroni-Post-Hoc-Test zeigt, dass zwischen Kugeln und Splittern ($p = 0,151$), Kugeln und Tetraeder ($p > 0,999$) sowie Splittern und Tetraedern ($p > 0,999$) kein signifikanter Unterschied bestand. Die Druckbelastung der Kugeln und Tetraeder lag hier zunächst oberhalb der Belastung der Splitter, wobei die Splitter sich für eine Belastung von 10N anglichen, sodass abzuleiten ist, dass $T(D) \approx K(D) \approx S(D)$ gilt.

Für die variable **seitliche Belastung** von 0,1 N über 1 N bis 10 N wurde innerhalb der ANOVA kein signifikanter Unterschied für die Verschiebung in x-Richtung ($p > 0,999$), in z-Richtung ($p > 0,999$), bei den Von-Mises-Vergleichsspannungen ($p = 0,882$) und dem Druck ($p = 0,542$) nachgewiesen. Im Paarvergleich mit dem Bonferroni-Post-Hoc-Test lagen die Signifikanzen überwiegend bei $p > 0,999$. Eine Ausnahme davon bildet der Druck bei dem der Unterschied von 1 N auf 10 N niedriger lag ($p = 0,939$). Zu einer signifikanten Steigerung der Verschiebungen kam es bei der Verschiebung in y-Richtung ($p < 0,001$) entlang der Belastungsachse. Über den Bonferroni-Post-Hoc-Test wurde sowohl der Anstieg von 0,1 N zu 10 N ($p < 0,001$) als auch 1 N zu 10 N ($p < 0,001$) signifikant markiert, sodass hier anzunehmen ist, dass $0,1N(Y) \approx 1N(Y) < 10N(Y)$ gilt.

Der signifikante Unterschied zwischen den Partikelformen scheint deutlich in Abbildung 4.23 (a) hervor zu treten, da sich die Verläufe von Tetraedern, Splittern und Kugeln in ihrer Amplitude, nicht aber in ihrem Verlauf unterscheiden. Die Mittelwerte zwischen einer Belastung von 0,1 N und 1 N scheinen dabei nahezu konstant zu bleiben (vgl. Tabelle A.6 für genaue Zahlenwerte). Es ist jedoch für jede der Partikelformen ein deutlicher Anstieg bei einer Belastung von 10 N gegenüber 0,1 N und 1 N zu sehen. Bei den Von-Mises-Vergleichsspannungen in Abbildung 4.23 (b) scheinen die optischen Bilder nicht denen der statistischen Auswertung eines nicht signifikanten Unterschieds ($p = 0,882$) bei unterschiedlichen Belastungen zu entsprechen. Diese Interpretation ist darauf zurückzuführen, dass die Belastungen bei den Kugeln sanken, während die Belastungen für Tetraeder und Splitter stiegen. Daher wurde das in Abbildung 4.23 (b) zwischen 1 N und 10 N dargestellte Verhalten der einzelnen Partikelformen erneut statistisch untersucht. Es wurde eine einfaktorielle ANOVA zwischen den Unterschieden von 1 N und 10 N durchgeführt ($p = 0,112$), auf deren Basis gezeigt werden konnte, dass beim LSD-Post-Hoc-Test ein signifikanter Unterschied zwischen dem Verlauf der Tetraeder und der Kugeln besteht ($p = 0,047$). Für Kugeln und Splitter ($p = 0,120$) sowie für Splitter und Tetraeder ($p = 0,656$) konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Es scheint bei den Kugeln zu einer stärkeren Verteilung der Spannungen zu kommen, während die weniger runden Partikelformen eine Steigerung der Belastung hervorriefen.

Im direkten Vergleich des nativen Trabekelmodells (FEM) mit dem verdichteten Trabekelmodell (DEM) fallen zunächst einmal die unterschiedlichen Verläufe der Graphen auf. In x-Richtung ist keine Verschiebung beim nativen Modell (vgl. Tabelle A.6) zu beobachten, während die Splitter

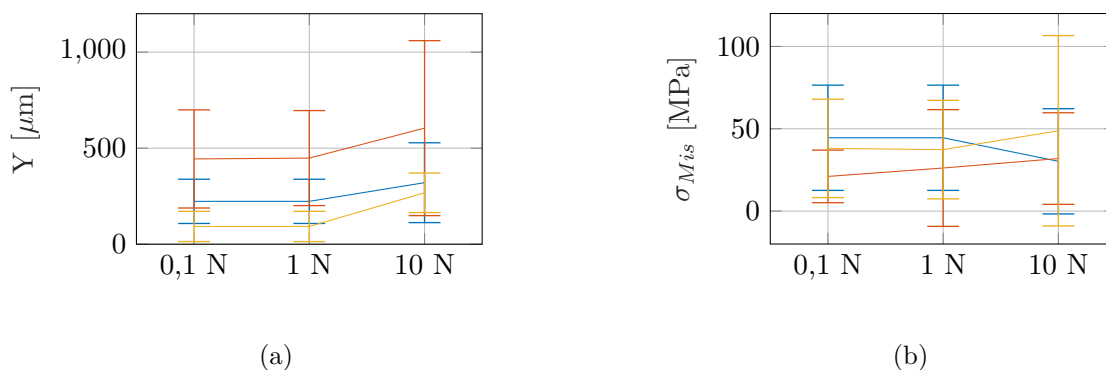


Abbildung 4.23: (a) Verschiebung der Trabekel entlang der y- bzw. Kraftangriffsrichtung und (b) Von-Mises-Vergleichsspannung auf die Trabekel jeweils aufgeführt abhängig von der Form und der seitlichen Belastung

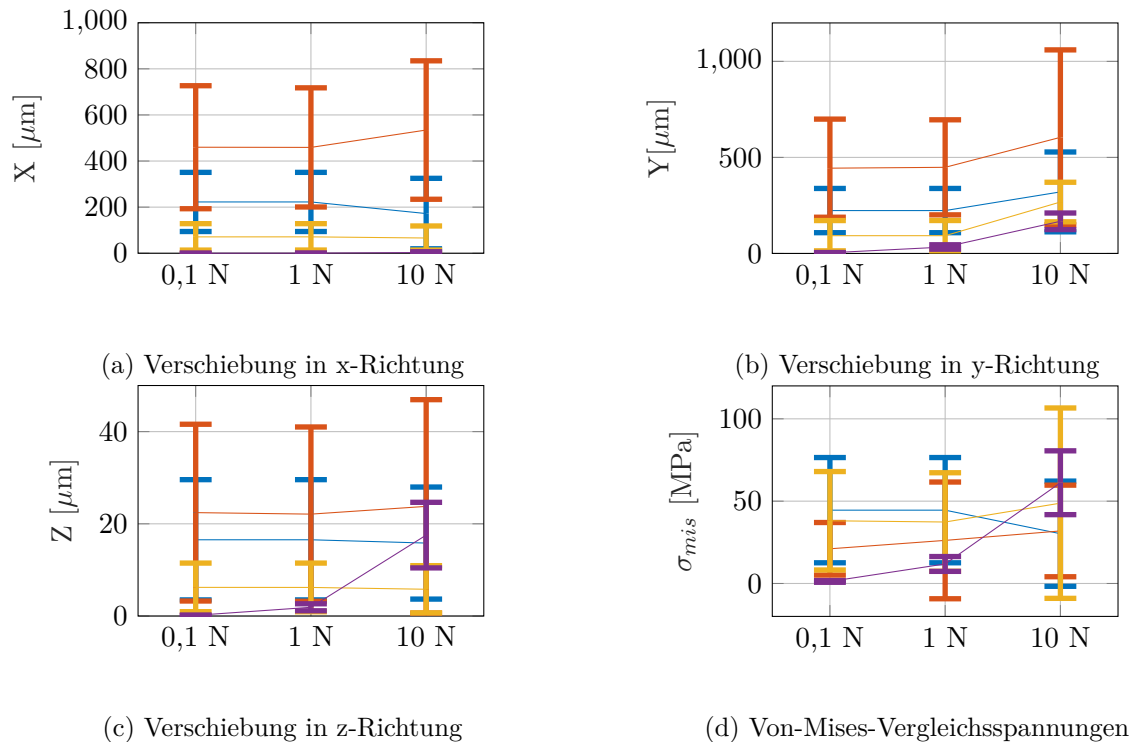


Abbildung 4.24: Verläufe von Verschiebungen und der Von-Mises-Vergleichsspannung innerhalb des Trabekelmodells unter variabler tangentialer Belastung zur Hervorhebung des Unterschieds zwischen einem nativen und einem verdichteten Trabekelmodell

bei einer Belastung von 10 N Werte von $534 \pm 300 \mu\text{m}$ aufwiesen (vgl. Abbildung 4.24 (a)). Bei der Verschiebung in y-Richtung steigerten sich die Werte des nativen Modells kontinuierlich (0,1 N: $3,45 \pm 1,31 \mu\text{m}$; 1 N: $33,59 \pm 11,61 \mu\text{m}$; 10 N: $167,3 \pm 43,20 \mu\text{m}$). Sie lagen allerdings unterhalb der Werte der Partikelform Tetraeder mit den kleinsten Verschiebungen (vgl. Abbildung 4.24 (b) und Tabelle A.6). Während sich die Werte für die durch unterschiedliche Partikelformen verdichteten Trabekel in z-Richtung kaum bewegten, kam es auch hier zu einem Anstieg der Verschiebung im nativen Modell (0,1 N: $0,16 \pm 0,058 \mu\text{m}$; 1 N: $18,97 \pm 1,90 \mu\text{m}$; 10 N: $M=43,20 \pm 17,55 \mu\text{m}$). Dieser Anstieg sorgte dafür, dass die Verschiebungen oberhalb der Verschiebungen von Tetraedern ($5,81 \pm 5,12 \mu\text{m}$) und Kugeln ($15,83 \pm 12,15 \mu\text{m}$) lagen (vgl. Abbildung 4.24 (c)). Ein ähnliches Verhalten war ebenfalls bei den von-Mises-Vergleichsspannungen zu beobachten, wobei hier die Werte für das native Modell (10N: $M=61,19 \pm 19,38 \text{ MPa}$) oberhalb aller Spannungen in den verdichteten Modellen lagen (vgl. Abbildung 4.24 (d) und Tabelle A.6).

Ähnlich wie in Abbildung 4.24 (d) zeigt sich in Abbildung 4.25 noch einmal der deutlich höhere Anstieg der Belastung im nativen Modell aufgetragen für den Druck auf die Trabekel. Dieser Anstieg scheint dabei höher als der Anstieg für Tetraeder und Splitter zu sein. Der Abfall des Drucks für die Kugeln ist abzugrenzen. Es scheint demnach so, als würde die Verdichtung des Knochens für eine Verteilung der Kräfte und Abschirmung der Trabekel sorgen. Die Trabekel im Trabekelmodell scheinen sich mehr zu verschieben, jedoch gleichzeitig einer geringeren Belastung ausgesetzt zu sein.

Statistisch ergab sich aus der ANOVA, dass zwischen dem nativen und den verdichteten Modellen ein signifikanter Unterschied bezüglich der Verschiebung in x-Richtung ($p < 0,001$), in y-Richtung

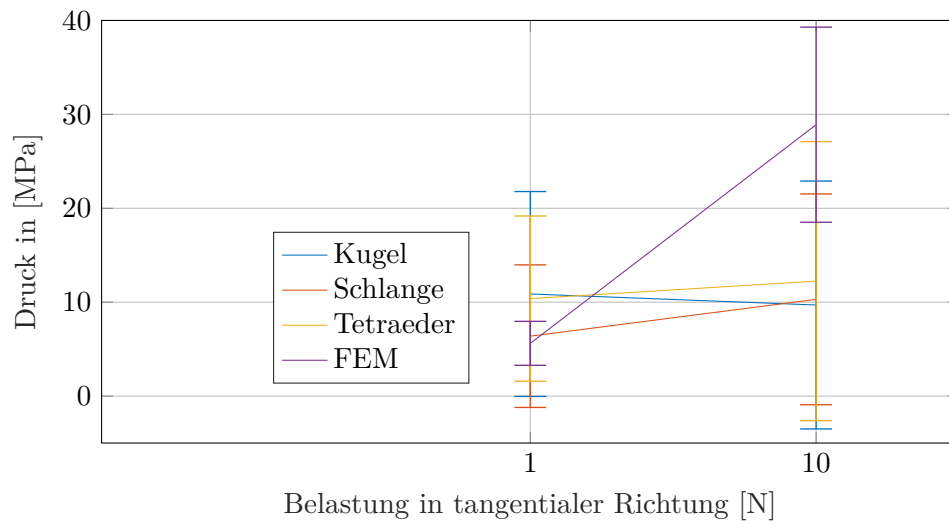


Abbildung 4.25: Verläufe des Drucks innerhalb des Trabekelmodells unter variabler tangentialer Belastung zur Hervorhebung des Unterschieds zwischen einem nativen und einem verdichteten Trabekelmodell

($p < 0,001$) und in z-Richtung ($p < 0,001$), für die Von-Mises-Vergleichsspannungen ($p < 0,001$) sowie für den Druck ($p < 0,001$) bestand. Eine steigende Belastungshöhe führte zu signifikant steigenden Verschiebung in x-Richtung ($p < 0,001$) und in z-Richtung ($p = 0,047$). Sie sie führte jedoch nicht zu einer signifikanten Steigerung der Verschiebung in y-Richtung ($p = 0,114$), bei den Von-Mises-Vergleichsspannungen ($p = 0,081$) und dem Druck ($0,193$) auf die Trabekel.

Bei der genaueren Untersuchung der unterschiedlichen Paare über den Bonferroni-Post-Hoc-Test ergaben sich für die x-Richtung signifikante Unterschiede aller Formen mit den Ergebnissen der FEM ($p < 0,001$). In y-Richtung ergaben sich ähnliche Ergebnisse, wieder signifikante Unterschiede für jede der Partikelformen bestand ($p \leq 0,013$). In z-Richtung bestand ein signifikanter Unterschied zwischen den Kugeln sowie den Splittern und den Tetraedern (jeweils $p < 0,001$), jedoch war der Unterschied zwischen den Tetraedern und dem nativen Modell nicht signifikant ($p > 0,999$). Bei den Von-Mises-Vergleichsspannungen bestanden zwischen den durch Kugeln verdichteten Trabekeln und den nativen Trabekeln ($p = 0,002$) sowie den durch Tetraeder verdichteten Trabekeln und den nativen Trabekeln ($p < 0,001$) signifikante Unterschiede. Unterschiede zwischen den Splittern und dem nativen Modell sind jedoch nicht signifikant ($p > 0,999$). Für den Druck wiederum waren nur die Unterschiede zwischen den Splittern und dem nativen Modell signifikant ($p = 0,024$), während die Kugeln ($p > 0,999$) und die Tetraeder ($p > 0,999$) keinen signifikanten Unterschied aufwiesen.

Auch für diesen Test wurde die Steigung zwischen 1 N und 10 N statistisch untersucht. Hierbei ergab sich, dass sich der Anstieg der Trabekelbelastung für den Druck signifikant vom Anstieg des Drucks bei einem verdichteten Modell unabhängig von den eingesetzten Partikelformen unterschied ($p < 0,001$ für jede Partikelform). Es scheint daher so, als könnte durch die Verdichtung der Trabekel die Belastung verringert werden und damit für Belastungen bei 10 N gelten: $p(T) \approx p(S) \approx p(K) < p(FEM)$.

4.2.3 Diskussion des Vergleichs zwischen nativem und verdichtetem Modell

Bezogen auf die Leitfrage dieses Kapitels, ob ein Unterschied zwischen einem verdichteten und einem nativem Trabekelmodell besteht, konnte ein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. Dabei ist folgend aber genauer darauf einzugehen, welchen Einfluss der Auswertungszeitpunkt gespielt haben könnte, sowie die Bedeutung der einzelnen Ergebnisse herauszuarbeiten. Ebenfalls werden die eingesetzten Materialmodelle diskutiert.

Für den Auswertungszeitpunkt ist hervorzuheben, dass angestrebt wurde, den letzten Zeitpunkt der Haftreibung auszuwerten. Da sich für die verdichtete Trabekelstruktur bei den Belastungen mit 0,1 N und 1 N kein Gleiten einstellte, konnten die letzten simulierten Zeitpunkte eingesetzt werden. Auch war kaum ein Unterschied zwischen den Ergebnissen für die Verschiebungen in X-, Y-, und Z-Richtung, sowie den Von-Mises-Vergleichsspannungen und dem Druck zu detektieren, sodass daraus abgeleitet werden kann, dass hier die Haftreibungskoeffizienten der Knochenpartikel die Bewegung verhinderten und die Knochenpartikel die Belastungen aufnahmen. Bei einer tangentialen Belastung von 10 N war das Gleiten der Platte auf den Knochenpartikeln bereits 0,03 Sekunden nach Beginn der Belastung zu beobachten. Damit würde die Auszugskraft des verdichteten Trabekelmodells zwischen 1 und 10 N liegen (vgl. Abbildung 4.24).

Bei dem nativem Modell in der FEM lies sich die Auszugskraft so nicht bestimmen, da jedes der Modelle abbrach, wobei die Zeitspanne bis zum Abbruch mit steigender Belastung abfiel ($p=0,016$, $R^2=0,999$). Der Abbruch wurde darauf zurückgeführt, dass zu den Zeitpunkten die maximale Dehnung der Trabekel erreicht wurde und das Gleiten nun beginnen würde. Es erfolgte aber für den Gleitzustand keine Berechnung mehr im nativem Modell. Um trotzdem die Vergleichbarkeit zwischen den verdichteten und den nativem Trabekelmodellen sicherzustellen, wurde über T-Tests untersucht, ob ein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen vor dem Gleiten und den Endzeitpunkten im verdichteten Modell nachgewiesen werden konnte. Da sich nur in 20 % ein signifikanter Unterschied einstellte, wurde auf die Unterscheidung zwischen Haften und Gleiten für die Ergebnisse der verdichteten Modelle verzichtet und mit den Werten des letzten Auswertungszeitpunkts und damit der Belastung beim Gleiten ausgewertet. Die signifikanten Unterschiede wurden für Tetraeder entlang der Belastungsachse bestimmt ($p<0,001$). Desweiteren lagen die signifikanten Unterschiede zwischen der Haftreibung und der Gleitreibung bei den Kugeln in x-Richtung ($p=0,013$) und beim Druck ($p=0,031$).

Für die Auszugskraft konnte ein Vergleichswert aus der Literatur herangezogen werden. In der Arbeit von SHIRAZI-ADL et al. wurden trabekuläre Knochenblöcke mit den Abmaßen 20x15x10mm auf ihre unterschiedliche Verschiebung bei wechselnden normalen und tangentialen Belastungen bei unterschiedlichen Oberflächen untersucht [106]. Die normale Belastung lag dabei mit 0,1, 0,15 und 0,25MPa unterhalb der in dieser Arbeit eingesetzten Belastung von 0,5MPa. Dadurch lässt sich erklären, dass die normale Verschiebung in dieser Arbeit mit 1 bis maximal 43 μ m zum Teil über der Verschiebung in der Arbeit von SHIRAZI-ADL et al. mit maximal 10 μ m liegt [106]. Die tangential Belastung ist mit einer Kraft von 30 N im Modell aus der Literatur deutlich höher, wobei hier zu beachten ist, dass die Fläche der eingesetzten Knochenstruktur ebenfalls größer ist. Es werden maximale Verschiebungen von 400 μ m vor dem Lösen der Platten von den Knochenstruk-

turen angegeben, die beispielsweise bei der Belastung in der DE-Simulation nicht erreicht wurden, bevor sich die Platte löste (Maximum Splitter $300\mu\text{m}$ vgl. Tabelle A.6). Die Ergebnisse lagen in einer ähnlichen Größenordnung wie die Literaturangaben. Da sich für das native Modell eine deutliche Steigerung der Verschiebungen entlang der Belastungsrichtung einstellte, kann hier von einer weiteren Steigerung der Verschiebungen und Belastungen ausgegangen werden, sobald eine höhere Belastung auf das Modell aufgebracht wird. Demnach scheint auch für das native Modell ein Bezug der Simulationsergebnisse zu den Ergebnissen der Veröffentlichung zu bestehen [106].

In diesem Zusammenhang ist hervorzuheben, dass die Steigungen der Belastungen deutlich höher im nativen als im verdichteten Trabekelmodell sind und sich das grundsätzliche Verhalten unterschied ($p < 0,001$). Daraus ergibt sich, dass die Verdichtung durch Knochenpartikel mit unterschiedlichen Partikelformen einen Einfluss auf das Trabekelmodell ausüben, der als positiv einzuschätzen ist, wenn Belastungen reduziert werden können.

Im verdichteten Trabekelmodell wurden am Anfang der Simulation bereits hohe Verschiebungen durch die simulierten Knochenpartikel erzeugt. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Trabekel durch die normale Belastung auf die Knochenpartikel vom Zentrum aus sowohl in x- als auch y-Richtung verschoben wurden. Die Trabekel besaßen demnach eine hohe Initiativverschiebung, die bei dem nativen Modell nicht zu beobachten war. Diese Initiativverschiebungen wurden dann bei kleinen Belastungen zum Teil nicht mehr und bei höheren Belastungen im Verhältnis weniger erhöht als es bei dem unverdichteten Modell für die einzelnen Trabekel der Fall war (vgl. Abbildung 4.24). Dieses Verhalten bezogen auf einen hohen Initiativwert konnte ebenfalls bei den Von-Mises-Vergleichsspannung und dem Druck beobachtet werden. Die initiativen Von-Mises-Vergleichsspannungen und der initiative Druck lagen ebenfalls auf einem erhöhten Niveau, das aber unterhalb der Werte der nativen Knochenstruktur lag (vgl. Gleichung 4.2).

$$\sigma_{Mis}(FEM, 10N) > \sigma_{Mis}(DEM, 10N) \quad (4.2)$$

σ_{Mis} steht hierbei für die Von-Mises-Vergleichsspannung. Die Von-Mises-Vergleichsspannung für DEM setzt sich aus der initial aufgebrachten Von-Mises-Vergleichsspannung und der durch 10N aufgebrachten Von-Mises-Vergleichsspannung zusammen.

Aus diesem Zusammenhang kann abgeleitet werden, dass die zur Verdichtung eingebrachten Knochenpartikel den Knochen durch diese initiative Bewegung bzw. die initiative Spannung nicht zu beschädigen scheinen, da die Bewegungen bzw. Spannungen im nativen Vergleichsmodell ebenfalls aufgebracht und vom Trabekelmodell aufgenommen werden konnten.

Ob dies in der Realität ebenfalls der Fall ist, muss jedoch noch nachgewiesen werden, da hier für die Mikrobewegungen die Limitation von $150\mu\text{m}$ bekannt sind [8]. Es ist zu untersuchen, ob sich dieser Wert auf jeden einzelnen Trabekel bezieht oder einzelne Trabekel eine größere Bewegung vor einem Bruch ausführen können, als es durch die $150\mu\text{m}$ impliziert wird. Sind Verschiebungen von $150\mu\text{m}$ kritisch für jeden Trabekel zu unterschreiten, um die Osseointegration sicherzustellen, kann dennoch die Verdichtung einen Vorteil ausüben, da die Trabekel unterschiedlich belastet werden und nicht, wie im nativen Modell, gleichzeitig eine Belastung erfahren und ggf. abscheren. Weiterhin liegen die Maximalbelastungen im verdichteten Modell nur in einzelnen Fällen an den Trabekelspitzen. Dies

kann besonders bezogen auf dünne Trabekel von Vorteil sein, da die Angriffspunkte so weg von den weniger widerstandsfähigen Trabekeln bewegt werden. Die maximalen Spannungen entstanden an den unteren Übergängen und damit übertragen an den Verbindungen zwischen den Trabekeln. Es ist weiterhin zu sehen, dass die Standardabweichungen zum Teil so weit variieren, dass sie die Mittelwerte überschreiten und negative Verschiebungen auftraten (vgl. Tabelle A.6). Diese sind dadurch zu erklären, dass sich durch die Umverteilung der Partikel auch die Ausrichtungen einzelner Partikel verschieben könnten.

Bezüglich der unterschiedlichen Ergebnissen der Partikelformen in Kapitel 4.2.2 ist weiterhin abzuleiten, dass sich besonders die Kugeln bei Belastung neu anordnen und die Spannungen und den Druck über die Trabekel gleichmäßiger verteilen. Entlang der transversalen x-Richtung führten sie in Abbildung 4.24 (a) sogar zu einer Verringerung der Verschiebung und zur Aufnahme eines Teils des Drucks (vgl. Abbildung 4.24 (d)). Dieses Verhalten kann primär auf ihre Form zurückgeführt werden, da runde Partikel keine Möglichkeit haben, sich zu Verkeilen und ihre Bewegungen nur durch den Haftreibungskoeffizienten des Partikelmaterials beeinflusst wird.

Bei den Tetraedern wurden über die unterschiedlichen Belastungen konstante Trabekelverschiebungen und Von-Mises-Vergleichsspannungen und Drücke in den Trabekeln hervorgerufen. Eine Ausnahme bildete hierbei die Verschiebung in axialer Richtung, die mit einer höheren Verschiebung einher ging. Tetraeder schienen demnach durch ihre Form bessere Möglichkeiten zu haben, gegenseitig eine Verschiebung zu verringern, da sie weniger gut aufeinander abrollen konnten und so die Trabekel vor den Belastungen abschirmen konnten [61].

Bei den Splintern schien das Verkeilen wie bei den Tetraedern verstärkt aufzutreten, da sie beispielsweise für die axiale Verschiebung die größten Werte generierten (vgl. Abbildung 4.24 (b)). Bei den Von-Mises-Vergleichsspannungen und auch dem Druck auf die Trabekel blieben die Splitter jedoch unterhalb der Tetraeder und Kugeln (vgl. Abbildungen 4.24 (d) und 4.25). Dadurch kann ein Tradeoff aufgestellt werden, ob eine geringere Verschiebung oder eine geringere Belastung zu bevorzugen ist.

Um gezielt durch die Verdichtung das Verhalten der Trabekel zu beeinflussen, bestehen zwei Möglichkeiten. Kugeln können einzusetzen, damit möglichst konstante Verschiebungen und Belastungen auch basierend auf der verhältnismäßig kleinen Standardabweichung auftreten. Alternativ können Splitter eingesetzt werden. Die sehr große Standardabweichung der Splitter in Abbildung 4.24 (b) zeigt, dass viele Trabekel deutlich geringer belastet werden als der Durchschnitt der belasteten Trabekel. Es würde demnach nicht zu einem gesamten Versagen aller Trabekel zum gleichen Zeitpunkt kommen, sondern vielmehr einzelne Trabekel versagen. Die Verkeilung könnte weiterhin dafür sorgen, dass die Partikel einen großen Teil der Belastung auch in möglichen Bruchzonen übernehmen.

Wenn davon ausgegangen wird, dass die oberen Trabekelbereiche vom Abscheren bei der Belastung des Implantats bedroht werden, sollte möglichst eine Verteilung der Belastung in tiefer liegende Schichten erfolgen. Optisch können Tetraeder dafür nicht sorgen, sodass sie als Form weniger empfohlen werden, da sie optisch die Kräfte nicht verteilen, sondern in Gebieten nahe der Platte halten. Sollte sich aber herausstellen, dass nicht die Spannungen sondern die Verschiebungen den

kritischen Wert für das Versagen von Trabekeln vorgeben, sind Tetraeder wegen ihrer geringen Verschiebungen einzusetzen (vgl. Abbildung 4.24).

Allgemeiner ist noch anzumerken, dass in den Simulationen nicht die gleichen Materialmodelle eingesetzt wurden. In ABAQUS wurde ein linear-elastisches Materialmodell eingesetzt [31, 34], wobei für Knochen bereits nachgewiesen wurde, dass er ein viskoelastisches Verhalten aufweist und heterogen ist [17]. Für einen genaueren Vergleich, der über eine Pilotstudie hinausgeht, wäre es demnach notwendig, auch in ABAQUS das viskoelastische Verhalten zu implementieren. Aufgrund der kurzen Simulationszeiten von maximal 0,45 s wird jedoch davon ausgegangen, dass die Umsetzung eines alternativen Materialmodells innerhalb dieser Arbeit nicht notwendig ist, da sich die Besonderheiten des viskoelastischen Verhaltens nicht zeigen würden. Bei der Auswahl des passenden Materialmodells ist bei weiteren Arbeiten zu bedenken, dass das in dieser Arbeit verwendete Knochenmodell ein Mikromodell ist und zu prüfen ist, ob die Materialmodelle etabliert für Makromodelle vom Knochen angewendet werden dürften [15, 31, 107].

4.3 Limitationen in den Simulationen

Die Limitationen beziehen sich sowohl auf die Untersuchung der Eindringtiefe von Knochenpartikeln in eine Knochenstruktur als auch auf den Vergleich eines nativen mit einem verdichteten Trabekelmodell.

Bezugnehmend auf die Simulationen ist die Simulationszeit sowie die Rechenkapazität des Computers als Limitation einer Simulation mit der DEM zu nennen. Durch die vielen durchzuführenden Berechnungsschritte bei kleinen Durchmessern konnten nur geringe Beobachtungszeiträume unterhalb einer Sekunde umgesetzt werden, die dennoch zum Teil 48 Stunden Rechenzeit aufwiesen (vgl. Kapitel A.4). So konnte nicht geprüft werden, ob Ruhezustände erreicht wurden. Zur Beschleunigung der Simulationen wird in der Literatur empfohlen, die Modelle zu skalieren [36, 37, 108]. Der Ansatz wurde getestet und für diese Arbeit verworfen, da nach Anpassung der Schwerkraft keine Bewegungen der Knochenpartikel in der Knochenstruktur mehr zu beobachten waren. Weiterhin ist für eine Simulation mit der DEM anzumerken, dass die Simulationsergebnisse nie identisch aufgrund der iterativen Rechenschritte ausfallen, sodass Simulationen mehrfach zu wiederholen sind. Darauf wurde in dieser Arbeit als Pilotstudie verzichtet.

Innerhalb der Simulationen wurden homogene Partikelproben eingesetzt, obwohl die in den Versuchen in Kapitel 3 bestimmten Proben heterogen waren. Auch wurden nur die Daten der Vergleichsprobe genutzt, obwohl die Material- und Kontaktparameter der Knochenpartikelproben zum Teil abwichen. Bei den eingesetzten Partikelformen ist anzumerken, dass sie auf qualitativen 2D-Aufnahmen basieren (vgl. Tabelle 4.3) und es somit möglich sein könnte, dass die Knochenpartikel in Realität andere Partikelformen einnehmen als primär Kugeln, längliche Splitter und Tetraeder. Dafür müsste dann auch der Rollreibungskoeffizient der Partikelformen ggf. angepasst werden, da zwar ein Kruskal-Wallis-Test für unabhängige Stichproben zeigte ($p=0,083$), dass die Verteilung der Winkel über die Formen gleich ist, sie aber in ihrer Höhe variierten.

Innerhalb der Simulationsmodelle wurde das Knochenmark nicht simuliert.

Als Materialmodell wird das Hertz-Mindlin-Modell ohne Gleiten und mit linearen Federn (vgl. Kapitel 2.4) in EDEM eingesetzt [58]. Es wird in der Literatur bereits gezeigt, dass es sich für entfettete Partikel eignet [100], da die intergranulare Adhäsion bei entfetteten Partikeln weniger Einfluss ausübt. Die Knochenpartikel liegen ebenfalls entfettet vor, sodass hier eine Parallele gezogen wird. Auch das viskoelastische Verhalten des Knochens wird mit diesem Materialmodell mit einbezogen [17]. Da aber besonders bei FE-Simulationen, die häufig in Bezug auf Knochen eingesetzt werden, auf die Umsetzung komplizierter Materialmodelle verzichtet wird [15], ist für DEM-Simulationen zu untersuchen, ob ggf. auch ein lineares Modell eingesetzt werden könnte. Unter Umständen könnte dann auf verschiedene Materialparameter verzichtet werden, da das Materialmodell beispielsweise auf die Berechnung einer Variablen über den Restitutionskoeffizienten verzichtet und der Validierungsaufwand verringert würde.

Für die Untersuchung der Eindringtiefe sollten weitere Knochengeometrien untersucht werden, um Vergleichswerte zu schaffen. Außerdem wurden Bewegungen der Knochenstruktur durch die Bewegung der Platte nicht simuliert, da die DEM keinen Kontakt zwischen zwei Geometrien darstellen kann. Hierfür wäre eine zweiseitige Kopplung zwischen EDEM und ABAQUS notwendig. Die zwischen EDEM und ABAQUS umgesetzte Kopplung ist bisher nur eine einseitige Kopplung der DE-Ergebnisse auf die FE-Ergebnisse [109].

Bei dem Vergleich zwischen dem nativen und dem verdichteten Trabekelmodell sollten die Simulationen mit Knochenstrukturen durchgeführt werden. Innerhalb dieser Arbeit wurde zur Komplexitätsreduzierung ein eigenes Trabekelmodell erstellt, das noch weiter zu testen und zu validieren ist. Auch ist es möglich, dass die Ergebnisse dadurch beeinflusst wurden, dass ABAQUS die Simulationen abbrach, EDEM jedoch nicht, sodass die Geometrien uneingeschränkt belastet wurden, obwohl sie in ABAQUS ggf. abgebrochen worden wären.

4.4 Entwicklung einer Validierungsstrategie und deren Umsetzung in dieser Pilotstudie

Unter der Validierung wird in dieser Arbeit verstanden, dass überprüft wird, ob eine möglichst hohe Ähnlichkeit zwischen den Ergebnissen eines Versuchs mit realem Knochenmaterial und den Ergebnissen der Simulation besteht. Dieser Zusammenhang wird bezogen auf Medizinprodukte auch als Verifizierung bezeichnet [4]. Die Validierung einer Simulation basierend auf der DEM erfolgt grundsätzlich in drei Schritten [46, 60, 100]:

1. Zunächst sind die für jeden einzelnen Partikel einzusetzenden Materialeigenschaften sowie, die Kontakteigenschaften zwischen zwei Partikeln sowie und die Kontakteigenschaften zwischen einem Partikel und dem Material, mit dem der Partikel in Berührung kommt, zu validieren.
2. Darauf aufbauend muss das Verhalten des in einer Simulation genutzten Partikelkollektivs, bei dem Vereinfachungen vorgenommen werden, dem Verhalten eines realen Partikelkollektivs gleichen.

3. Im dritten Schritt ist der in der Simulation umgesetzte Anwendungsfall an einem realen Versuchsaufbau zu validieren.

Die für diese Pilotstudie relevante Validierungsstrategie orientiert sich an der Validierung von DEM-Simulationen in den drei vorgestellten Schritten, wobei die nachstehend beschriebenen Validierungstechniken eingesetzt werden.

Im **ersten Schritt** werden für einen einzelnen Knochenpartikel die verwendeten Materialeigenschaften Poissonzahl, Haftreibungskoeffizient, Dichte, Partikelgröße, Restitutionskoeffizient, Rollreibungskoeffizient und der E-Modul validiert.

Sofern möglich, werden die Werte für die Parameter durch Nutzung bereits validierter Werte aus der Literatur validiert. Dies ist für die Poissonzahl und den Haftreibungskoeffizienten erfolgt und damit die Validierung durchgeführt worden.

Ebenfalls wird die Validierung durch Nutzung von validierten Vergleichswerten in der Literatur durchgeführt. Diese Methode wurde für die Dichte angewendet. Es wurde eine Methode zur Bestimmung der Dichte entwickelt. Die nach dieser Methode bestimmten Werte liegen in einer Größenordnung, die für Knochen anzunehmen ist und in der Literatur angegeben werden, sodass auch die Dichte ausreichen validiert ist.

Des Weiteren wird die Möglichkeit genutzt, die Validierung durchzuführen, indem die Ermittlung eines Wertes mit Hilfe eines zertifizierten Messgerätes erfolgt. In dieser Pilotstudie wurde die Partikelgröße über das nach ISO 13322-2:2006-11 zertifizierte Messgerät Camsizer ermittelt [4], sodass auch die Partikelgröße als validierter Wert verwendet werden konnte.

Ebenso umfasst diese Validierungsstrategie die Validierung über Versuche. Der Restitutionskoeffizient wurde aus der Literatur abgeleitet und anschließend über einen Materialcharakterisierungsversuch überprüft. Dabei zeigte sich durch die hohe Heterogenität der Partikelformen ein unterschiedliches Verhalten, sodass empfohlen wird, den Materialcharakterisierungsversuch mit einer höheren Anzahl und verschiedenen Größen der Partikel zu testen, um von einem konstanten Wert ausgehen zu können.

Der Rollreibungskoeffizient wurde über einen Kalibrierungsversuch zum Ruhewinkel bestimmt und verhält sich dabei wie in der Realität. Er ist damit validiert. Jedoch wurde dieser Kalibrierungsversuch nicht für alle verwendeten Partikelformen vollständig durchgeführt. Es wird daher empfohlen zu testen, wie sich unterschiedliche Partikelformen innerhalb eines Partikelkollektivs bei der Durchführung zur Simulation des Ruhewinkels verhalten.

Der E-Modul wurde abweichend von den in der Literatur angegebenen und validierten Werten auf einen institutsinternen Erfahrungswert angepasst, sodass dieser noch einmal auch für die DEM bestimmt werden sollte. Es wird hierbei empfohlen, bereits einen Vorgriff auf Schritt 2 vorzunehmen und die Validierung des E-Moduls nicht über einen einzelnen Materialcharakterisierungsversuch durchzuführen, sondern beispielsweise über den Kalibrierungsversuch „Uniaxialer Kompressionsversuch“.

Im **zweiten Schritt** der Validierungsstrategie sind die Werte für das Partikelkollektiv zu validieren. In dieser Arbeit war zur Validierung des Partikelkollektivs in Schritt 2 zunächst der Ruhewinkelversuch geplant. Dieser wurde jedoch für die Bestimmung des Rollreibungskoeffizienten benötigt, da Angaben zum Rollreibungskoeffizienten in der Literatur nicht vorlagen. Das Partikelkollektiv sollte daher noch validiert werden, indem einer von weiteren Versuchsaufbauten für den Ruhewinkel umgesetzt werden könnte oder über den uniaxiale Kompressionsversuch, sofern er nicht zur Kalibrierung des E-Moduls genutzt wird.

Im **dritten Schritt** ist der in der Simulation umgesetzte Anwendungsfall an einem realen Versuchsaufbau zu validieren.

Versuche zur Eindringtiefe und Verschiebung von Trabekeln in menschlichen Knochen sind nicht bekannt. Daher sind die nachstehend beschriebenen Konzepte in dieser Arbeit entwickelt, aufgrund der bei der Durchführung zu erwartenden Limitationen jedoch nicht durchgeführt worden.

Zur Validierung der Ergebnisse bezüglich der Eindringtiefe könnte eine reale z.B. humane Knochenstruktur zunächst mazeriert und dann mit Knochenpartikeln bestimmter Größe manuell gefüllt werden. Die Aufteilung der Partikel könnte dabei über einen Siebprozess erfolgen. Anschließend würde die Auswertung zur Eindringtiefe und Verdichtung durch μ CT-Aufnahmen visualisiert, da optisch keine Einschätzung vom Inneren des Knochens gegeben werden kann. Kritisch daran ist zu sehen, dass die Knochenstruktur aus der Simulation nicht mehr vorliegt und es im μ CT zu Bewegungsartefakten kommen könnte. Obwohl zwar eine neue Knochenstruktur eingesetzt und befestigt werden könnte, kann eine Befestigung der Knochenpartikel nicht umgesetzt werden, sodass die Aussagefähigkeit der Aufnahmen fraglich wäre.

Die Validierung der Ergebnisse bezüglich der Verschiebung der Trabekel könnte wiederum erfolgen, indem das Trabekelmodell mit einem Knochenersatzmaterial hergestellt und anschließend getestet wird. Ein Vergleichbares Modell aus Knochenmaterial scheint nicht realisierbar. Für eine Messung der Kräfte auf die einzelnen Trabekel stehen die technischen Möglichkeiten jedoch nicht zur Verfügung.

Alternativ könnte ein Ansatz aus der Validierung in der FEM herangezogen werden. Dabei wird das Kollektivverhalten auch in der abschließenden Simulation mit dem Verhalten eines Vollvolumens in der Realität verglichen und so mit einem Zwischenmodell gearbeitet. Für die hier vorgestellte Simulation würde das bedeuten, dass eine reale Knochenstruktur im Versuch belastet wird, die anschließend innerhalb einer Simulation von Vollmaterial in der FEM umgesetzt und validiert wird. Aus dem Vollmaterial könnte dann anschließend ein kleinerer Bereich über die Bildung eines Subvolumens herausgegriffen werden, der dann anschließend die Validierung des DE-Modells ermöglicht.

Tabelle 4.1 fasst noch einmal die bereits abgeschlossenen und weiter durchzuführenden Schritte zusammen, wenn die Validierung der Inhalte dieser Arbeit umzusetzen ist.

Tabelle 4.1: Durchgeführten und weiter durchzuführende Schritte zur Validierung der Ergebnisse innerhalb der entwickelten Validierungsstrategie

Validierungsschritt	Parameter	Validierungstechnik	Umsetzung
1. Validierungsschritt Validierung des einzelnen Partikels	Poissonzahl	Nutzung bereits validierter Werte aus der Literatur	Validierung abgeschlossen
	Haftreibungskoeffizient	Nutzung bereits validierter Vergleichswerte aus der Literatur	Validierung abgeschlossen
	Dichte	Ermittlung eines Wertes mit Hilfe eines zertifizierten Messgerätes	mehr Tests mit variierender Partikelgröße
	Partikelgröße	Überprüfung über einen Materialcharakterisierungsversuch Kalibrierungsversuch zum Ruhewinkel Kalibrierungsversuch Uniaxialer Kompressionsversuch	Validierung abgeschlossen, weiter: Partikelformvariationen testen Durchführung der Validierungstechnik
2. Validierungsschritt Validierung des Partikelkollektiv	Kollektivverhalten der Partikel	Kalibrierungsversuch zum Ruhewinkel uniaxialer Kompressionsversuch	Partikelkollektiv über weiteren Versuchsaufbau für den Ruhewinkel zu validieren oder uniaxialen Kompressionsversuch, sofern nicht zur Kalibrierung des E-Moduls genutzt
3. Validierungsschritt Validierung der Simulation	in der Simulation umgesetzte Anwendungsfall	Realer Versuch	<ul style="list-style-type: none"> - theoretische Konzepte für Versuch zur Eindringtiefe und Verschiebung der Trabekel bestehen (nicht durchgeführt wegen zu erwartenden Limitationen) - Weiterentwicklung der Konzepte/ Entwicklung neuer Konzepte notwendig - Berücksichtigung von Knochenmark

5. Zusammenfassung und Ausblick

Den häufigsten Revisionsgrund bei Hüftprothesen nach dem EPRD stellt die Lockerung der Prothese mit 27% dar [7]. Ausgehend von den bisherigen Forschungen kann eine erhöhte Primärstabilität des Implantats die Wahrscheinlichkeit für Lockerungen reduzieren [14, 30, 81]. Die Primärstabilität lässt sich wiederum durch eine Verdichtung des das Implantat umschließenden trabekulären Knochens erhöhen [9, 11–13]. Neben Versuchen an realem Knochenmaterial wurde die Primärstabilität auch in verschiedenen Simulationen erforscht. Für die Simulationen wurde bislang die FEM eingesetzt, bei der poröse Knochenstrukturen als Vollmaterial simuliert werden [15, 31]. Dabei wird der Effekt der Dichteerhöhung durch eingebrachte Knochenpartikel auf die Mikrostruktur des Knochens vernachlässigt.

Ziel dieser Pilotstudie war es, mit der Diskreten-Elemente-Methode die Interaktionen zwischen Knochenpartikeln und Trabekeln in einem hochauflösenden Modell zur Darstellung der Verdichtung einer Knochenstruktur zu untersuchen. Weiterhin war der Einfluss von intertrabekulären Partikeln auf die Verschiebung von Trabekeln unter Belastung darzustellen. Dieses Ziel konnte vollumfänglich innerhalb dieser Arbeit erreicht werden. Die DEM wird genutzt, da mit ihr die Bewegungen und Kräfte einzelner Partikel berechnet und dargestellt werden können. In dieser Arbeit wurden einzelne Knochenpartikel simuliert, ihre Eindringtiefe in eine Knochenstruktur untersucht sowie die Auswirkungen auf die Verschiebungen und Belastungen von Trabekeln in einem Trabekelmodell ermittelt.

Um die dafür erforderlichen Simulationen implementieren zu können, waren zunächst die Materialparameter Dichte, Poissonzahl, E-Modul und die Kontaktparameter Restitutionskoeffizient, Haftreibungs- und Rollreibungskoeffizient für die Partikel und die eingesetzten Geometrien anzugeben. Für die Partikel wurden zusätzlich noch die geometrischen Parameter Partikelvolumen und Partikelform ergänzt. Während die Poissonzahl, der E-Modul und der Haftreibungskoeffizient aus der Literatur entnommen werden konnten, wurden für die Bestimmung der anderen Material- und Kontaktparameter Partikelproben aus mazerierten Schweineknöchelproben erstellt. Vor der Zerkleinerung wurde die Dichte der Probe aus dem Gewicht und den Strukturparametern der Knochenproben aus μ CT-Scans abgeleitet. Nach der Zerkleinerung wurden die Partikelgröße und -formen für den Einsatz in der Simulation bestimmt. Es folgte ein Materialcharakterisierungsversuch zum Restitutionskoeffizient am Versuchsaufbau des Instituts für Feststoffverfahrenstechnik und Partikeltechnologie, um den aus der Literaturwert abgeleiteten Wert zu prüfen, sowie die Umsetzung des Kalibrierungsversuchs zum Ruhewinkel, durch den mit der indirekten Kalibrierung der bisher unbekannte Rollreibungskoeffizient ermittelt wurde.

Die Material- und Kontaktparameter für Knochenpartikel wurden in zwei Simulationsreihen eingesetzt. Innerhalb der ersten Simulationsreihe wurde die Eindringtiefe von Knochenpartikeln in

eine humane Knochenstruktur abhängig von dem Partikelvolumen, der Partikelform und der Art des Einbringens der Knochenpartikel bestimmt. Diese Parameter wurden gewählt, da sie in einem klinischen Kontext mit autologen Knochenpartikeln im Vergleich zu physikalischen Eigenschaften variierbar wären. Innerhalb einer zweiten Simulationsreihe wurde ein Vergleich zwischen einer verdichteten und einer nativen Trabekelstruktur durchgeführt, bei dem die Genauigkeit der DEM durch die Simulation von einzelnen Knochenpartikeln und ihren Belastungen auf die Trabekelstruktur herausgearbeitet werden konnte.

Aus der Literatur wurden die Poissonzahl mit 0,3, der E-Modul mit 600 MPa, der Haftreibungskoeffizient mit 0,4 und der Restitutionskoeffizient mit 0,55 bestimmt. Aus den Ergebnissen des Camsizers ergab sich für die Knochenpartikelproben eine durchschnittliche Partikelgröße von 125 bis 500 μm , eine Dichte von 1655 kg/m^3 , für den Materialcharakterisierungsversuch ein Restitutionskoeffizient von 0,3 und im Kalibrierungsversuch der Ruhewinkel von 30° . Über den Ruhewinkel konnte der Rollreibungskoeffizient auf 0,12 bestimmt werden. Für die Partikelformen wurden Kugeln sowie längliche Splitter und Tetraeder jeweils zusammengesetzt aus Kugeln aus 2D-Aufnahmen visuell, mathematisch und praktikabel abgeleitet.

Während in der Literatur eine maximale Eindringtiefe von 1,5 mm für Knochenpartikel in Knochenstrukturen angegeben wird [13], konnte durch die Simulation der Eindringtiefe gezeigt werden, dass bei verschiedenen Partikelformen und -volumina ähnliche Verdichtungsgebiete detektiert werden konnten. Es kam ebenfalls zu einem starken Abfall der Verdichtungsanteile unterhalb von 2,5mm, obwohl hier kein Knochenmark dem Eindringen entgegenwirkt. Daneben ist eine Steigerung der Eindringtiefe mit abnehmendem Partikelvolumen ($p < 0,001$), nicht aber bei einer wechselnden Partikelform ($p = 0,127$) oder einer wechselnden Belastungsart beim Einbringen der Knochenpartikel ($p > 0,268$) zu ermitteln.

Die im Trabekelmodell durchgeführten Messungen lagen bei Verschiebungen entlang der Belastungsachse in einer Spanne zwischen $92,4 \mu\text{m} \pm 79,0 \mu\text{m}$ und $604,3 \mu\text{m} \pm 455,4 \mu\text{m}$ sowie bei Belastungen in einer Spanne zwischen $21,1 \text{ MPa} \pm 16,0 \text{ MPa}$ und $48,8 \text{ MPa} \pm 57,8 \text{ MPa}$. Die ermittelten Verschiebungen überschreiten die publizierten Werte von maximal 400 μm [106] und liegen auch über den für eine gute Osseointegration anzustrebenden 150 μm [8]. Wird die Standardabweichung für die Simulationen mit einbezogen, liegen einzelne Verschiebungen aber wieder unterhalb der Literaturangaben. Während es in nativen Knochenmodellen zu einem simultanen Versagen aller Trabekel kommen würde, wären bei einem verdichteten Modell durch die große Streuung nur bei einzelnen Trabekeln die maximalen Verschiebungen und Belastungen überschritten. Ein signifikanter Unterschied zwischen dem verdichteten und nativen Modell konnte nachgewiesen werden ($p < 0,001$).

In diesem Zusammenhang ist weiter darauf hinzuweisen, dass Splitter für eine signifikant höhere Verschiebung gegenüber den geringsten Verschiebungen bei Kugeln ($p < 0,001$) sorgen. Gleichzeitig schirmen die Splitter allerdings die Trabekel signifikant vor den Belastungen ab, die von Kugeln an die Trabekel weitergegeben werden ($p = 0,018$). Die verschiedenen simulierten tangentialen Belastungen steigern die Verschiebungen nur entlang der Belastungsrichtung signifikant ($p < 0,001$), wobei im verdichteten Modell keine signifikante Steigerung zwischen einer Belastung von 0,1 N und 1 N zu beobachten war ($p > 0,999$).

Eine Limitation dieser Pilotstudie besteht darin, dass auf eine Umsetzung von Knochenmark verzichtet wurde. Des Weiteren wurden die angesetzten Beobachtungszeiten von bis zu 0,45 Sekunden durch die Simulationszeiten von bis zu 48 Stunden pro Simulation begrenzt.

Im klinischen Kontext ist von Bedeutung, dass die Belastungsart beim Einbringen der Knochenpartikel für die Eindringtiefe keine Relevanz gezeigt hat ($p > 0,268$), sodass hier kein bestimmtes Vorgehen zu empfehlen ist. Es wurde gezeigt, dass durch das Einbringen von Knochenpartikeln bei steigender Belastung die Spannungen auf die Trabekel signifikant verkleinert werden können ($p > 0,001$). Damit sollte sich die Wahrscheinlichkeit eines Trabekelbruchs verringern und die Ausziehungskraft der Prothese gesteigert werden können. Auch scheint durch die Knochenpartikel, die zur Verdichtung eingebracht wurden, eine unterschiedliche Belastung der Trabekel zu erfolgen, gegeben durch die Standardabweichungen. Dies sollte dazu führen, dass nicht alle Trabekel gleichzeitig versagen. Sofern es möglich ist, gezielt Knochenpartikelformen einzusetzen, sollten Splitter für kleine Belastungen und Kugeln für geringere Verschiebungen der Trabekel eingebracht werden. Weiter zu erforschen ist, ob bei den maximal anzustrebenden Verschiebungen von $150 \mu\text{m}$ ausschließlich die Prothese gegenüber dem Knochen gemeint ist oder dieser Wert für die Verschiebung entlang eines einzelnen Trabekels von Bedeutung ist.

Forschungen auch mit der DEM können hierbei den Erkenntnisgewinn steigern und sollten weiter eingesetzt werden. Die Erforschung der Mikrostruktur von Knochen wird vereinfacht und es können Effekte durch die Belastung über die eingebrachten Knochenpartikel detektiert werden, für die innerhalb eines realen Versuchs bisher technische Umsetzungen kaum möglich sind.

Um die Aussagekraft der Simulationen noch zu erhöhen, sind zwei weitere Vorgehen denkbar. Zunächst könnte die in Kapitel 4.4 vorgestellte Validierungsstrategie umgesetzt werden. Aus Sicht des Autors wäre aber vorrangig die Umsetzung einer Simulation mit Knochenmark anzustreben. Diese über die Pilotstudie hinausgehende Untersuchung könnte über eine Kopplung zwischen CFD („Computational Fluid Dynamics“) und DEM erfolgen, da innerhalb der CFD Fluide, wie hier das Knochenmark, simuliert werden können. Dazu müssten jedoch die Partikelparameter, wie der Restitutionskoeffizient und der Ruhewinkel, erneut bestimmt werden, da bei ihnen in feuchter Umgebung bereits ein abweichendes Verhalten nachgewiesen wurde [61, 97]. Ein uniaxialer Kompressionsversuch wird ebenfalls empfohlen [65], um den in der Literatur umstrittenen E-Modul für den Versuchsaufbau zu bestimmen. Neben den homogenen Knochenpartikelgruppen sind ebenfalls heterogene Gruppen einzusetzen, da Knochenpartikel sowohl in ihrer Partikelform als auch in ihrem Partikelvolumen heterogen sind. Weiterhin wird empfohlen, an der Kopplung zwischen FEM und DEM für die Auswertung der Ergebnisse festzuhalten, da sie die Interpretation der Verschiebungen und Belastungen von Trabekeln weiter fördern kann. Es ist dabei festzuhalten, dass die Ergebnisse zunächst in der DEM zu generieren sind, bevor sie in der FEM ausgewertet werden können.

Literaturverzeichnis

- [1] P. A. Cundall und O. D. L. Strack. A discrete numerical model for granular assemblies. *Géotechnique*, 29(1):47–65, 1979.
- [2] Junyoung Park und Namcheol Kang. Applications of fiber models based on discrete element method to string vibration. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 23(2):372–380, 2009.
- [3] Michael Rackl, Felix Top, Carmen P. Molhoek und Dingena L. Schott. Feeding system for wood chips: A dem study to improve equipment performance. *Biomass and Bioenergy*, 98(2):43–52, 2017.
- [4] ISO. Iso 13322-2:2006-11 partikelgrößenanalyse - bildanalyseverfahren - teil 2: Dynamische bildanalyseverfahren. 2006-11.
- [5] Jena und Haan. *Operating Instructions / Manual Particle Size Analysis System CAMSIZER*. Retsch Technology GmbH, Haan, Germany, Copyright ©2007.
- [6] Michael Peter Hofmann. *Physikalische Charakterisierung von Calciumphosphat-Pulvern zur Einstellung von Prozessparametern für die Herstellung von Knochenzement*. Dissertation, Julius-Maximilian-Universität, Würzburg, 2003.
- [7] Alexander Grimberg, Volkmar Jansson, Jörg Lützner, Oliver Melsheimer, Michael Morlock und Arnd Steinbrück. *EPRD-Jahresbericht 2020*. EPRD Deutsche Endoprothesenregister, Berlin, 2020.
- [8] H. Kienapfel, C. Sprey, A. Wilke und P. Griss. Implant fixation by bone ingrowth. *The Journal of Arthroplasty*, 14(3):355–368, 1999.
- [9] Mark A. Channer, Richard R. Glisson, Anthony V. Seaber und Thomas P. Vail. Use of bone compaction in total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 11(6):743–749, 1996.
- [10] John R. Green, Jean A. Nemzek, Steven P. Arnoczky, Lanny L. Johnson und Mark S. Balas. The effect of bone compaction on early fixation of porous-coated implants. *The Journal of Arthroplasty*, 14(1):91–97, 1999.
- [11] K. T. Chau, R.H.C. Wong und J. J. Wu. Coefficient of restitution and rotational motions of rockfall impacts. *International Journal of Rock Mechanics and Mining Sciences*, 39(1):69–77, 2002.
- [12] Søren Kold, Ole Rahbek, Marianne Toft, Ming Ding, Søren Overgaard und Kjeld Søballe. Bone compaction enhances implant fixation in a canine gap model. *Journal of Orthopaedic Research*, 23(4):824–830, 2005.

- [13] Johanna Bätz, Philipp Messer-Hannemann, Frank Lampe, Anke Klein, Klaus Püschel, Michael M. Morlock und Graeme M. Campbell. 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*, 37(7):1580–1589, 2019.
- [14] Salah Huwais und Eric G. Meyer. A novel osseous densification approach in implant osteotomy preparation to increase biomechanical primary stability, bone mineral density, and bone-to-implant contact. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 32(1):27–36, 2017.
- [15] Mohammed Rafiq Abdul-Kadir, Ulrich Hansen, Ralf Klabunde, Duncan Lucas und Andrew Amis. Finite element modelling of primary hip stem stability: the effect of interference fit. *Journal of Biomechanics*, 41(3):587–594, 2008.
- [16] Marzieh Ovesy, Benjamin Voumard und Philippe Zysset. A nonlinear homogenized finite element analysis of the primary stability of the bone-implant interface. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 17(5):1471–1480, 2018.
- [17] Michael Schünke und Adolf Faller, editors. *Der Körper des Menschen: Einführung in Bau und Funktion*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart and New York, 17., überarbeitete auflage edition, 2016.
- [18] Edgar Soldner und Gerhard Herr. Knochen, knochentransplantate und knochenersatzmaterialien. *Trauma und Berufskrankheit*, 3(4):256–269, 2001.
- [19] Julius Wolff. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Pro Business, Berlin, 1. aufl.; reprint der ausg. berlin, 1892 / hrsg.: georg bergmann edition, 2010.
- [20] M. Stauber und R. Müller. Micro-computed tomography: a method for the non-destructive evaluation of the three-dimensional structure of biological specimens. *Methods in molecular biology (Clifton, N.J.)*, 455, 2008.
- [21] Saverio Affatato, editor. *Fixation techniques of total hip arthroplasty (THA) components*, volume 52. Woodhead Publishing Limited, 2014.
- [22] H. Effenberger. *Hüftendoprothetik: Biomaterialien, Design, Spätinfektion, Qualitätssicherung und Dokumentation ; 31 Tabellen*. Thieme, Stuttgart, 1996.
- [23] Mariana Marquezan, Amanda Osório, Eduardo Sant’Anna, Margareth Maria Souza und Lucianne Maia. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? a systematic review. *Clinical oral implants research*, 23(7):767–774, 2012.
- [24] Paolo Trisi, Marco Berardini, Antonello Falco und Michele Podaliri Vulpiani. New osseodensification implant site preparation method to increase bone density in low-density bone: In vivo evaluation in sheep. *Implant dentistry*, 25(1):24–31, 2016.
- [25] Søren Kold, Joan E. Bechtold, Ming Ding, Keerati Chareancholvanich, Ole Rahbek und Kjeld Søballe. Compacted cancellous bone has a spring-back effect. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 74(5):591–595, 2003.

- [26] Søren Kold, Ole Rahbek, Marianne Vestermark, Søren Overgaard und Kjeld Søballe. Bone compaction enhances fixation of weightbearing titanium implants. *Clinical orthopaedics and related research*, (431):138–144, 2005.
- [27] Søren Kold, Ole Rahbek, Marianne Vestermark, Søren Overgaard und Kjeld Søballe. Bone compaction enhances fixation of weight-bearing hydroxyapatite-coated implants. *The Journal of Arthroplasty*, 21(2):263–270, 2006.
- [28] Niklas B. Damm, Michael M. Morlock und Nicholas E. Bishop. Influence of trabecular bone quality and implantation direction on press-fit mechanics. *Journal of Orthopaedic Research*, 35(2):224–233, 2017.
- [29] Gabriel Fernandez de Grado, Laetitia Keller, Ysia Idoux-Gillet, Quentin Wagner, Anne-Marie Musset, Nadia Benkirane-Jessel, Fabien Bornert und Damien Offner. Bone substitutes: a review of their characteristics, clinical use, and perspectives for large bone defects management. *Journal of tissue engineering*, 9:2041731418776819, 2018.
- [30] Johanna Bätz, Stefan Syrigos, Marius Vorbeck, Elena Prüch, Graeme Campbell und Michael Morlock. The influence of broach design on bone friction and osseodensification in total hip arthroplasty. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 73:234–240, 2020.
- [31] B. van Rietbergen, R. Huiskes, H. Weinans, D. R. Sumner, T. M. Turner und J. O. Galante. The mechanism of bone remodeling and resorption around press-fitted tha stems. *Journal of Biomechanics*, 26(4-5):369–382, 1993.
- [32] Moon Kyu Lee, Kui Won Choi, Tae Soo Lee und H. N. Lim. Evaluation of indentation test for measuring young’s modulus of cancellous bone. In Hyung Sun Kim, Junichi Hojo und Soo Wahn Lee, editors, *Eco-materials processing and design VIII*, volume 544 - 545 of *Materials Science Forum*, pages 307–310. Trans Tech Publications, Stafa-Zuerich, Switzerland and Enfield, NH, 2007.
- [33] Christopher Boyle und Il Yong Kim. Comparison of different hip prosthesis shapes considering micro-level bone remodeling and stress-shielding criteria using three-dimensional design space topology optimization. *Journal of Biomechanics*, 44(9):1722–1728, 2011.
- [34] Chi-Seung Lee, Jae-Myung Lee, BuHyun Youn, Hyung-Sik Kim, Jong Ki Shin, Tae Sik Goh und Jung Sub Lee. A new constitutive model for simulation of softening, plateau, and densification phenomena for trabecular bone under compression. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 65:213–223, 2017.
- [35] Andreas J. Wirth, Ralph Müller und G. van Harry Lenthe. The discrete nature of trabecular bone microarchitecture affects implant stability. *Journal of Biomechanics*, 45(6):1060–1067, 2012.
- [36] A. O. Raji und J. F. Favier. Model for the deformation in agricultural and food particulate materials under bulk compressive loading using discrete element method. i: Theory, model development and validation. *Journal of Food Engineering*, 64(3):359–371, 2004.

- [37] Yanhai Wang, Wei Jiang, Shengguo Cheng, Pengcheng Song und Cong Mao. Effects of the impact angle on the coefficient of restitution in rockfall analysis based on a medium-scale laboratory test. *Natural Hazards and Earth System Sciences*, 18(11):3045–3061, 2018.
- [38] Anne Schmitz und Davide Piovesan. Development of an open-source, discrete element knee model. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 63(10):2056–2067, 2016.
- [39] S. Boyce, Z. Lei, B. Euser, E. E. Knight, E. Rougier, J. C. Stormont und M. M. Reda Taha. Simulation of mixed-mode fracture using the combined finite–discrete element method. *Computational Particle Mechanics*, 7(5):1047–1055, 2020.
- [40] Shane J. Burns und Kevin J. Hanley. Establishing stable time-steps for dem simulations of non-collinear planar collisions with linear contact laws. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 110(2):186–200, 2017.
- [41] Michael Rackl und Kevin J. Hanley. A methodical calibration procedure for discrete element models. *Powder Technology*, 307:73–83, 2017.
- [42] Cristina Ramírez-Aragón, Joaquín Ordieres-Meré, Fernando Alba-Elías und Ana González-Marcos. Comparison of cohesive models in edem and liggghts for simulating powder compaction. *Materials (Basel, Switzerland)*, 11(11), 2018.
- [43] Jerzy Rojek. *Contact Modeling in the Discrete Element Method // Contact modeling for solids and particles*, volume 585 // Volume 585 of *CISM International Centre for Mechanical Sciences courses and lectures*. Springer, Cham, 2018.
- [44] Husam Elghannay, Danesh Tafti und Kuahai Yu. Evaluation of physics based hard-sphere model with the soft sphere model for dense fluid-particle flow systems. *International Journal of Multiphase Flow*, 112(2):100–115, 2019.
- [45] R. E. Stratton und C. M. Wensrich. Modelling of multiple intra-time step collisions in the hard-sphere discrete element method. *Powder Technology*, 199(2):120–130, 2010.
- [46] Vitalij Salikov, Sergiy Antonyuk und Stefan Heinrich. Using dpm on the way to tailored prismatic spouted beds. *Chemie Ingenieur Technik*, 84(3):388–394, 2012.
- [47] Loup Verlet. Computer "experiments" on classical fluids. i. thermodynamical properties of lennard-jones molecules. *Physical Review*, 159(1):98–103, 1967.
- [48] Hiroshi Mio, Atsuko Shimosaka, Yoshiyuki Shirakawa und Jusuke Hidaka. Cell optimization for fast contact detection in the discrete element method algorithm. *Advanced Powder Technology*, 18(4):441–453, 2007.
- [49] Heinrich Hertz. Ueber die berührung fester elastischer körper. *Journal für die reine und angewandte Mathematik (Crelles Journal)*, 1882(92):156–171, 1882.
- [50] K. L. Johnson. *Contact Mechanics*. Cambridge University Press, 2012.

- [51] Na Wang, Shengqiang Yang, Tingting Zhao, Bo Cao und Chengwei Wang. Amending research on the expression of the contact force of the spindle barrel finishing based on edem simulation. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 33(1):1579, 2020.
- [52] R. D. Mindlin. Compliance of elastic bodies in contact. *Trans. ASME*, (A-259), 1949.
- [53] R. D. Mindlin und H. Deresiewicz. Elastic spheres in contact under varying oblique forces. *J. Appl. Mech.*, pages 327–344., 1953.
- [54] Y. Tsuji, T. Tanaka und T. Ishida. Lagrangian numerical simulation of plug flow of cohesionless particles in a horizontal pipe. *Powder Technology*, 71(3):239–250, 1992.
- [55] HIDE SAKAGUCHI, EIJI OZAKI und TOHRU IGARASHI. Plugging of the flow of granular materials during the discharge from a silo. *International Journal of Modern Physics B*, 07(09n10):1949–1963, 1993.
- [56] Timoshenko und Goodier. Theory of elasticity. *The Journal of the Royal Aeronautical Society*, 56(496):308, 1952.
- [57] Federico A. Tavaréz und Michael E. Plesha. Discrete element method for modelling solid and particulate materials. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 70(4):379–404, 2007.
- [58] EDEM. *2.4 User Guide*. DEM Solutions Ltd., Edinburgh, Scotland, UK, Copyright ©2016.
- [59] C. J. Coetzee und D.N.J. Els. Calibration of discrete element parameters and the modelling of silo discharge and bucket filling. *Computers and Electronics in Agriculture*, 65(2):198–212, 2009.
- [60] G. Lumay, F. Boschini, K. Traina, S. Bontempi, J.-C. Remy, R. Cloots und N. Vandewalle. Measuring the flowing properties of powders and grains. *Powder Technology*, 224(4):19–27, 2012.
- [61] Hamzah M. Beakawi Al-Hashemi und Omar S. Baghabra Al-Amoudi. A review on the angle of repose of granular materials. *Powder Technology*, 330:397–417, 2018.
- [62] P. Habib. Note sur le rebondissement des blocs rocheux. *Rockfall dynamics and protective works effectiveness*, pages 123–125, 1976.
- [63] D. Bozzolo und R. Pamini. Simulation of rock falls down a valley side. *Acta Mechanica*, 63(1-4):113–130, 1986.
- [64] A. Azzoni, G. La Barbera und A. Zaninetti. Analysis and prediction of rockfalls using a mathematical model. *International Journal of Rock Mechanics and Mining Sciences & Geomechanics Abstracts*, 32(7):709–724, 1995.
- [65] Stefan Heinrich. *Dynamic Flowsheet Simulation of Solids Processes*. 1st ed. 2020 edition, 2020.

- [66] Dan Wu, Per Isaksson, Stephen J. Ferguson und Cecilia Persson. Young's modulus of trabecular bone at the tissue level: A review. *Acta Biomaterialia*, 78:1–12, 2018.
- [67] Silvio Lorenzetti. *New method to determine the Young's modulus of single trabeculae*. Dissertation, ETH Zurich, 2006.
- [68] A. I. Pearce, R. G. Richards, S. Milz, E. Schneider und S. G. Pearce. Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. *European cells & materials*, 13:1–10, 2007.
- [69] Tadashi S. Kaneko, Jason S. Bell, Marina R. Pejcic, Jamshid Tehranzadeh und Joyce H. Keyak. Mechanical properties, density and quantitative ct scan data of trabecular bone with and without metastases. *Journal of Biomechanics*, 37(4):523–530, 2004.
- [70] R. Hodgkinson und J. D. Currey. Separate effects of osteoporosis and density on the strength and stiffness of human cancellous bone. *Clinical Biomechanics*, 8(5):262–268, 1993.
- [71] Harun H. Bayraktar, Elise F. Morgan, Glen L. Niebur, Grayson E. Morris, Eric K. Wong und Tony M. Keaveny. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *Journal of Biomechanics*, 37(1):27–35, 2004.
- [72] Martin Ruess, David Tal, Nir Trabelsi, Zohar Yosibash und Ernst Rank. The finite cell method for bone simulations: verification and validation. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 11(3-4):425–437, 2012.
- [73] Enrico Schileo, Enrico Dall'ara, Fulvia Taddei, Andrea Malandrino, Tom Schotkamp, Massimiliano Baleani und Marco Viceconti. An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models. *Journal of Biomechanics*, 41(11):2483–2491, 2008.
- [74] Dieter Christian Wirtz, Norbert Schiffers, Thomas Pandorf, Klaus Radermacher, Dieter Weichert und Raimund Forst. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic fe-simulation of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 33(10):1325–1330, 2000.
- [75] Łukasz Cyganik, Marcin Binkowski, Grzegorz Kokot, Tomasz Rusin, Paulina Popik, Filip Bolechala, Roman Nowak, Zygmunt Wróbel und Antoni John. Prediction of young's modulus of trabeculae in microscale using macro-scale's relationships between bone density and mechanical properties. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 36:120–134, 2014.
- [76] Finn Brose. *Einfluss der Femurgeometrie auf das Frakturrisiko bei der Implantation von unzementierten Hüftschäften - Ein numerisches Modell*. Masterarbeit, Hamburg, 2018.
- [77] J. A. von Fraunhofer, L. A. Schaper und D. Seligson. The rotational friction characteristics of human long bones. *Surface Technology*, 25(4):377–383, 1985.
- [78] Xing Gao, Manon Fraulob und Guillaume Häät. Biomechanical behaviours of the bone-implant interface: a review. *Journal of the Royal Society, Interface*, 16(156):20190259, 2019.

- [79] J. S. Shockey, J. A. von Fraunhofer und D. Seligson. A measurement of the coefficient of static friction of human long bones. *Surface Technology*, 25(2):167–173, 1985.
- [80] Lorna Edelsten, Janet E. Jeffrey, Leanne V. Burgin und Richard M. Aspden. Viscoelastic deformation of articular cartilage during impact loading. *Soft Matter*, 6(20):5206, 2010.
- [81] Nicholas E. Bishop, Jan-Christian Höhn, Stephan Rothstock, Niklas B. Damm und Michael M. Morlock. The influence of bone damage on press-fit mechanics. *Journal of Biomechanics*, 47(6):1472–1478, 2014.
- [82] Lijun Wang, Rui Li, Baoxin Wu, Zhenchao Wu und Zhenjun Ding. Determination of the coefficient of rolling friction of an irregularly shaped maize particle group using physical experiment and simulations. *Particuology*, 38:185–195, 2018.
- [83] Kuangshin Tai, Franz-Josef Ulm und Christine Ortiz. Nanogranular origins of the strength of bone. *Nano letters*, 6(11):2520–2525, 2006.
- [84] Lars Pallesen, Søren Schou, Merete Aaboe, Erik Hjørtning-Hansen, Anders Nattestad und Flemming Melsen. Influence of particle size of autogenous bone grafts on the early stages of bone regeneration: a histologic and stereologic study in rabbit calvarium. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 17(4):498–506, 2002.
- [85] Kazuhiro Kon, Makoto Shiota, Maho Ozeki, Yasuo Yamashita und Shohei Kasugai. Bone augmentation ability of autogenous bone graft particles with different sizes: a histological and micro-computed tomography study. *Clinical oral implants research*, 20(11):1240–1246, 2009.
- [86] Xin-Tao Wang, Chang-Long Zhou, Jing-Long Yan, Xi Yan, Huan-Xin Xie und Cheng-Li Sun. The fate of donor osteocytes in fine particulate bone powders during repair of bone defects in experimental rats. *Acta Histochemica*, 114(3):192–198, 2012.
- [87] Todd W. Fenton, Walter H. Birkby und Jered Cornelison. A fast and safe non-bleaching method for forensic skeletal preparation. *Journal of forensic sciences*, 48(2):2002034, 2003.
- [88] Bhawani Shankar Modi, Nidhi Puri und V. V.G. Patnaik. Evaluation of techniques for cleaning embalmed cadaver bones. *International Journal of Anatomy and Research*, 2(4):810–813, 2014.
- [89] Ling Yin, Sudharshan Venkatesan, Shankar Kalyanasundaram und Qing-Hua Qin. Influence of enzymatic maceration on the microstructure and microhardness of compact bone. *Biomedical materials (Bristol, England)*, 5(1):15006, 2010.
- [90] Navita Aggarwal, Monika Gupta, Parmod Kumar Goyal und Jaswinder Kaur. An alternative approach to bone cleaning methods for anatomical purposes. *International Journal of Anatomy and Research*, 4(2):2216–2221, 2016.
- [91] Kim P. Simonsen, Arne R. Rasmussen, Pernille Mathisen, Henriette Petersen und Flemming Borup. A fast preparation of skeletal materials using enzyme maceration. *Journal of forensic sciences*, 56(2):480–484, 2011.

- [92] Simon Mairs, Benjamin Swift und Guy N. Ritty. Detergent: an alternative approach to traditional bone cleaning methods for forensic practice. *The American journal of forensic medicine and pathology*, 25(4):276–284, 2004.
- [93] A. Ajayi, Edjomariogwe O. und Iselaiye O. T. A review of bone preparation techniques for anatomical studies. *Malaya Journal of Biosciences*, 2016, 2016.
- [94] T. A. Murphy, J. A. Mathews, M. R. Whitehouse und R. P. Baker. Investigation of thermally induced damage to surrounding nerve tissue when using curettage and cementation of long bone tumours, modelled in cadaveric porcine femurs. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 139(8):1033–1038, 2019.
- [95] M. Doube und Klosowski, M. M. & Arganda-Carreras, I. et al. Bonej: Free and extensible bone image analysis in imagej. 2010.
- [96] Curtis T. Rueden, Johannes Schindelin, Mark C. Hiner, Barry E. DeZonia, Alison E. Walter, Ellen T. Arena und Kevin W. Eliceiri. Imagej2: Imagej for the next generation of scientific image data. *BMC bioinformatics*, 18(1):529, 2017.
- [97] Vinayak S. Sutkar, Niels G. Deen, Johan T. Padding, J.A.M. Kuipers, Vitalij Salikov, Britta Crüger, Sergiy Antonyuk und Stefan Heinrich. A novel approach to determine wet restitution coefficients through a unified correlation and energy analysis. *AIChE Journal*, 61(3):769–779, 2015.
- [98] Sergei A. Chizhik, Krzysztof Wierzcholski, Anastasia V. Trushko, Mariya A. Zhytkova und Andrzej Miszczak. Properties of cartilage on micro- and nanolevel. *Advances in Tribology*, 2010(6):1–8, 2010.
- [99] R. Sondergaard, K. Chaney und C. E. Brennen. Measurements of solid spheres bouncing off flat plates. *Journal of Applied Mechanics*, 112(3):694–699, 1990.
- [100] L. Wang, Y. Wu, K. C. Perez, S. Hyman, J. B. Brunski, U. Tulu, C. Bao, B. Salmon und J. A. Helms. Effects of condensation on peri-implant bone density and remodeling. *Journal of dental research*, 96(4):413–420, 2017.
- [101] R. Briend, P. Radziszewski und D. Pasini. Virtual soil calibration for wheel–soil interaction simulations using the discrete-element method. *Canadian Aeronautics and Space Journal*, 57(1):59–64, 2011.
- [102] Filip Grzenkowicz. *Numerische Analyse der Primärstabilität im zementfreien Gelenkersatz auf Basis einer experimentellen Untersuchung*. Technische Universität Hamburg, Hamburg, 2021.
- [103] Stefan Hinterreiter, Hans Hartmann und Peter Turowski. Method for determining bridging properties of biomass fuels—experimental and model approach. *Biomass Conversion and Biorefinery*, 2(2):109–121, 2012.
- [104] EDEM. *EDEM-Abaqus Coupling User Guide*. DEM Solutions Ltd., Edinburgh, Scotland, UK, Copyright ©2018.

- [105] Dietmar Gross, Werner Hauger, Jörg Schröder und Wolfgang A. Wall. *Statik*, volume / Dietmar Gross ... ; Bd. 1 of *Springer-Lehrbuch*. Springer, Berlin, 12., aktualisierte aufl. edition, 2013.
- [106] A. Shirazi-Adl, M. Dammak und G. Paiement. Experimental determination of friction characteristics at the trabecular bone/porous-coated metal interface in cementless implants. *Journal of Biomedical Materials Research*, 27(2):167–175, 1993.
- [107] Krishnagoud Manda, Shuqiao Xie, Robert J. Wallace, Francesc Levrero-Florenco und Pankaj Pankaj. Linear viscoelasticity - bone volume fraction relationships of bovine trabecular bone. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 15(6):1631–1640, 2016.
- [108] Thomas Roessler und André Katterfeld. Scaling of the angle of repose test and its influence on the calibration of dem parameters using upscaled particles. *Powder Technology*, 330:58–66, 2018.
- [109] A. Orosz, K. Tamás, J. Rádics und P. Zwierczyk. Coupling finite and discrete element methods using an open source and a commercial software: Proceedings, 32nd european conference on modelling and simulation ecms 2018. May 22nd-May 25th 2018.

A. Anhang

A.1 Benutzung von EDEM

EDEM ist eine kommerzielle Software zur Erstellung von Simulationen mit der Diskrete-Elemente-Methode. EDEM gliedert sich in die drei Abschnitte „Creator“, „Simulator“ und „Analyst“, die im Folgenden vorgestellt werden [58].

Für die Anwendung werden zwei Bildschirmbereiche angeboten. Im Auswahlbaum werden die Einstellungen festgelegt und im anderen Bereich der Stand der Simulation gezeigt. Da sich dieses Schema durch die drei Bereiche zieht, wird jeweils der Auswahlbaum genauer mit seinen Funktionen beschreiben. Auf eine Übersetzung der in EDEM in Englisch genannten Kategorien wird verzichtet, um eine Kontinuität zwischen Programm und Abbildungen sowie Erklärung zu gewährleisten.

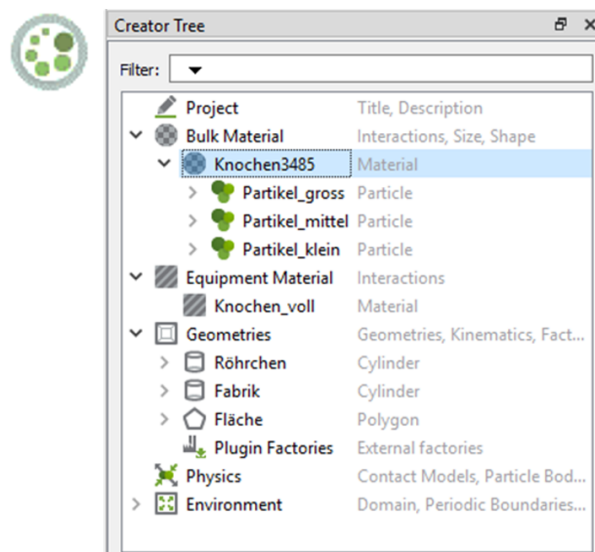


Abbildung A.1: Creator-Auswahlbaum

Im **Creator** werden die Partikel und Geometrien aufbauend auf den zugewiesenen Material- und Kontakteigenschaften im Auswahlbaum generiert. Bewegungen können definiert werden und Umwelteinflüsse, wie beispielsweise die Erdbeschleunigung als Parameter hinzugefügt werden (vgl. Abbildung A.1).

Es folgt die genaue Beschreibung der einzelnen Schritte.

Zu Beginn ist für jede Simulation das *Bulk Material* zu definieren. Es handelt sich hierbei um die Materialeigenschaften der späteren Partikel. Sobald *Bulk Material* ausgewählt ist, öffnet sich unterhalb des Auswahlbaums ein Fenster, in dem die in Abbildung 2.6 gezeigten Eigenschaften

eingesetzt werden. Die Einheiten können individuell in den Einstellungen angepasst werden und die Kontinuität in den Berechnungen wird durch die Software sichergestellt. Im Reiter *Equipment Material* wird das Material der Geometrien simultan zum *Bulk Material* definiert. Sind die Eigenschaften zugewiesen, werden die Kontakte erstellt, indem im Reiter *Interactions* innerhalb vom *Bulk Material* das passende Kontaktmaterial ausgewählt wird. Es ist notwendig, dass sowohl der Kontakt zwischen *Bulk Material* und *Bulk Material* als auch *Bulk Material* und *Equipment Material* definiert ist. Eine Interaktion zwischen *Bulk Material* und *Bulk Material* gibt es wiederum nicht, da dieses Verhalten in EDEM nicht implementiert ist und keine Untersuchung erfolgt. Treffen zwei Geometrien aufeinander, bewegen sie sich ohne einen Kontakt zu registrieren weiter. Daher wurden diese Kontakte auch nicht in Abbildung 2.6 gezeigt.

Nach der Definition der Interaktionen können Partikel erstellt werden. In Abbildung A.1 sind diese in *Partikel_gross*, *_mittel* und *_klein* aufgeteilt, um unterschiedlich zugewiesene Partikeldurchmesser zu unterscheiden. Hier können auch andere Partikelformen als Kugeln umgesetzt werden. Es ist darauf zu achten, dass den Partikeln ein Gewicht aktiv zugewiesen wird, da sie sonst nicht erstellt werden können. Es ist ebenfalls möglich, eigene Partikel in EDEM zu laden. Die Form wird dann innerhalb von EDEM mit einer definierten ANzahl von Kugeln nachgebildet. Die Kugeln variieren im Radius, um die Form am besten nachzubilden und besonders scharfe Kanten erfordern sehr kleine Durchmesser, die eine Beeinflussung der Simulationszeit bewirken können. Es ist daher ein möglichst großer Partikeldurchmesser zu nutzen, um die Partikel anzunähern und die Simulationszeit anzupassen.

Unter *Geometries* ist es möglich, sowohl über eine eingebaute CAD-Anwendung in EDEM Geometrien für die Simulation zu erstellen, als auch .stl-Dateien, genauer im Format „STL binary Little Endian“, einzufügen. Es ist auf die Ausrichtung im Koordinatensystem zu achten. Jeder dieser Geometrien können weg- bzw. kraftgesteuerte Bewegungen zugewiesen werden. Im Folgenden muss einer abgeschlossenen Geometrie eine Fabrik („Factory“) zugewiesen werden. Je nach Typ, ist es möglich, dass entweder die gesamte Geometrie mit Partikeln gefüllt („statische/ static“ Fabrik) oder ein bestimmter Partikelstrom über eine definierte Zeit generiert wird (dynamische/dynamic“ Fabrik). Unter *Physics* können die zuvor beschriebenen Kontaktmodelle ausgewählt und unter *Environment* die Erdbeschleunigung in negativer z-Richtung hinzugefügt werden. Mit diesen Einstellungen ist der Programmschritt „Creator“ abgeschlossen und es kann mit dem „Simulator“ fortgefahren werden.

Der **Simulator** dient zum Aufsetzen und Durchführen der Simulation und Abbildung A.2 zeigt den Auswahlbaum. Der *Time Step* ist die erste Einstellungsmöglichkeit und so zu wählen, dass die Simulation stabil durchgeführt werden kann (vgl. Anforderungen an kritischen Zeitschritt in Kapitel 2.4.2). Dazu muss zunächst die Integrationstechnik zwischen *Euler*, *Position Verlet* und *Velocity Verlet* ausgewählt werden. Bei dem Ansatz zu Euler handelt es sich um eine Integrationsmethode erster Ordnung, während die Verlet-Methoden Ansätze zweiter Ordnung sind. Es werden die Geschwindigkeiten und Positionen für Zeitschritte eines Abstands $t/2$ berechnet. Der *Fixed Time Step* sollte zwischen 10 - 25 % liegen, um eine stabile Simulation zu garantieren [36, 58].

Unter der *Simulation Time* kann die gewünschte Länge der Simulation angegeben werden und im *Data Save* wird entschieden, in welchem Intervall durch Speicherpunkte die Daten für spätere Auswertungen gespeichert werden sollen. Besonders bei kurzen Simulationen ist auf ein kleines Intervall

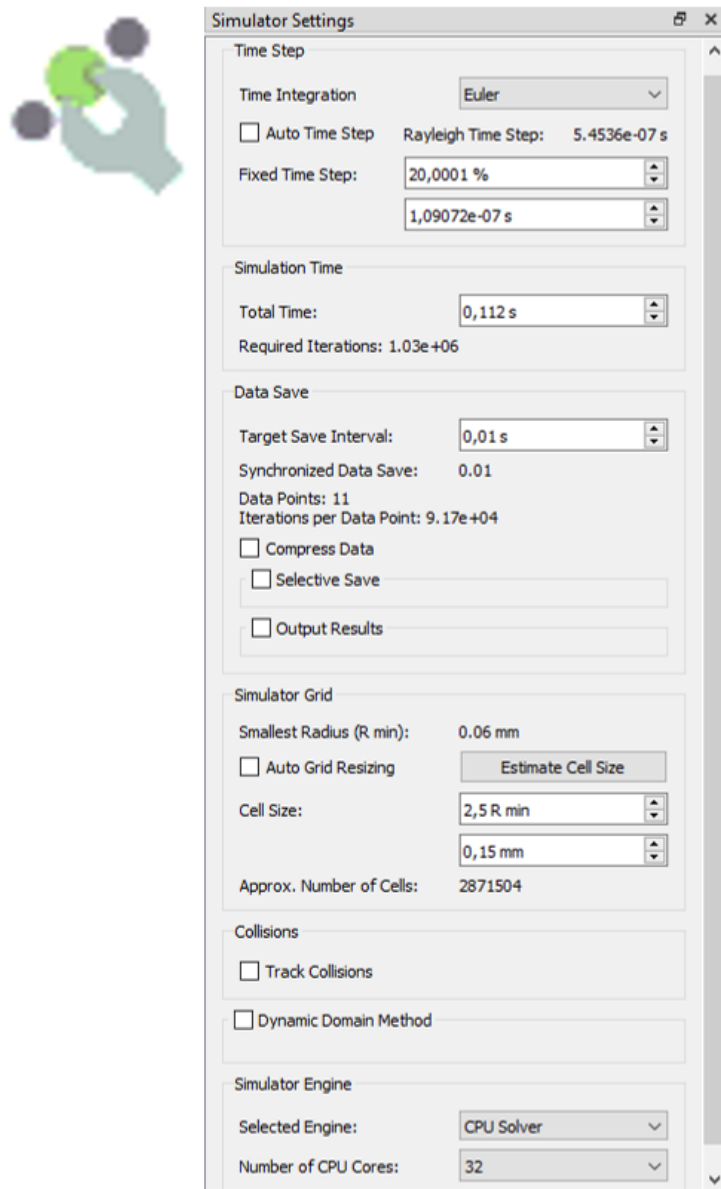


Abbildung A.2: Simulator-Auswahlbaum

zu achten, da später bei der Auswertung nur auf gespeicherte Datenpunkte zurückgegriffen werden kann und das Programm auf die Interpolation zur Gewinnung zusätzlicher Punkte verzichtet.

Im Reiter *Simulator Grid* wird die Größe des Gitters zur Detektion der Kontakte (vgl. Kapitel 2.4.2) gespeichert. Es wird empfohlen, die *Estimate Cell Size*-Funktion zu nutzen, um gleichzeitig, eine möglichst große passende Zellgröße zu generieren und den Arbeitsspeicher des Computers nicht zu überlasten, da die Simulation sonst nicht gestartet werden kann. Typischer Weise wird ein Wert von ca. 2,5 multipliziert mit dem kleinsten in der Simulation vorkommenden Radius gewählt. Das Programm bestimmt aus den Angaben selbst, in wie viele Zellen das gesamte System durch die Angaben aufgeteilt wird. Unter *Track Collisions* können alle auftretenden Kollisionen gemessen werden. Der Unterschied zur Kontaktdetektion liegt hierbei darin, dass Kontakte zu jedem Zeitschritt gemessen werden, während Kollisionen jeweils nur einmal aufgezeichnet werden, selbst wenn sich zwei Partikel über mehrere Zeitschritte im Eingriff befinden [58]. Mit der *Dynamic Domain Method* kann ein Bereich festgelegt werden, auf den sich die Detektion von Kontakten sowie die Simulation beschränkt. Sobald sich ein Teilchen in diesem Bereich befindet, wird ihm eine Geschwindigkeit zugewiesen, bis es den Bereich wieder verlässt. Sind die einzelnen Punkte im gewünschten Rahmen definiert, kann die Simulation gestartet werden. Anhang A.4 soll in diesem Zusammenhang verdeutlichen, wie schnell die Simulationszeiten ansteigen können. Nach Abschluss der Simulation kann mit der Analyse der Ergebnisse im „Analyst“ fortgefahren werden.

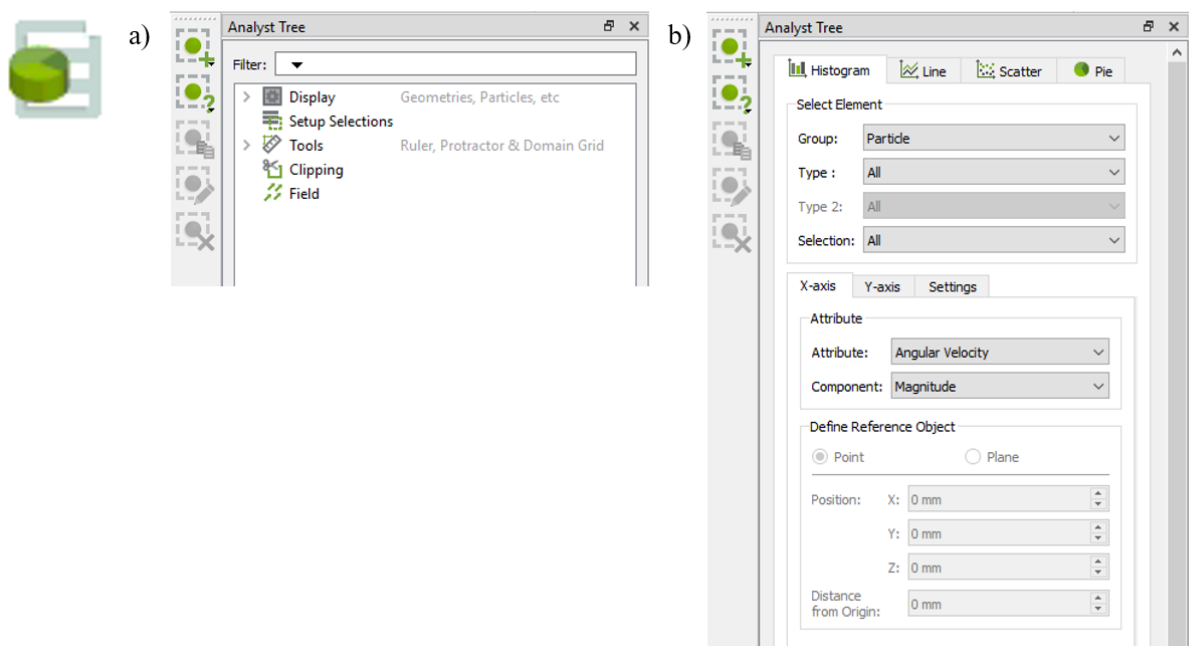


Abbildung A.3: a) Analyst-Auswahlbaum zur visuellen Darstellung,
b) Analyst-Auswahlbaum zur quantitativen Auswertung

Der **Analyst** stellt die Benutzeroberfläche von EDEM dar, in der Auswertungen der generierten Simulationsdaten sowohl optisch bzw. qualitativ als auch quantitativ vorgenommen werden können. Dazu kann zwischen zwei Auswahlbäumen gewechselt werden. In Abbildung A.3 a) werden die Möglichkeiten der qualitativen Auswertung aufgeführt. Dabei kann zunächst unter *Display* ausgewählt werden, welche Teile der Simulation (z.B. Geometrien und Partikel) gezeigt werden

sollen. Zusätzlich ist aber auch eine Einfärbung nach verschiedenen Eigenschaften möglich. Dadurch können beispielsweise Geschwindigkeiten oder Kräfte, sowohl auf die Partikel als auch auf die Geometrien angezeigt werden. Durch *Setup Selections* können Untergruppen zur genaueren Untersuchung gebildet werden und die Funktion *Tools* bietet die Möglichkeit, beispielsweise Abstände und Winkel in der Software zu messen. Die *Clipping*-Funktion wiederum ermöglicht es, Schnitte durch die Simulation zu legen. Hierbei ist zu beachten, dass Geometrien als Oberflächenkörper in EDEM eingefügt werden und damit beim Zerschneiden als Hülle angezeigt werden. Die Funktion *Field* ermöglicht es, Vektorfelder z.B. bezogen auf Bewegungen darzustellen. Da jedoch häufig eine rein qualitative Auswertung nicht den Ansprüchen genügt, wird ein zweiter Auswahlbaum (vgl. Abbildung A.3 b)) zur Verfügung gestellt. Hier können die Informationen als Histogramme, Linien- oder Punktwolken- sowie Kuchendiagramme dargestellt werden.

Neben der in EDEM selbst umgesetzten Auswertung, können alle Daten auch manuell als Excel-Dateien exportiert und damit weiterverarbeitet werden. Dies kann sowohl für die einzelnen Geometrien als auch die Kontakte von Partikeln erfolgen. Auch bietet EDEM eine Vielzahl von Schnittstellen zu anderen kommerziellen Produkten. In dieser Arbeit wird die Kopplung mit der FEM-Software ABAQUS genutzt.

A.2 Ablauf zur Bestimmung von Knochenparametern über ImageJ und BoneJ

Der genaue Ablauf in IMAGEJ gliedert sich in folgende Schritte:

1. Einlesen der .dcm-Dateien über das Importieren einer nach den .dcm-Nummern sortierten Bildsequenz („Import Sequence“), bei der Angaben zur Länge der Bildsequenz, zur Nummer des ersten Bildes und dem Inkrement anzugeben sind
2. Erstellung eines Thresholds zur Abgrenzung des Knochenmaterials gegenüber Knochenmark und Schatten über „Image Adjust“, „Set to NAN“ und „Convert to Mask“
3. Untersuchung der Parameter für Knochen über das Plug-In BONEJ über „Fraction“ zu „Area/Volume fraction“ für den BV/TV-Wert und „Thickness“ für die trabekuläre Dicke und den trabekulären Abstand.

A.3 Untersuchung der Fördergeschwindigkeit im Camsizer

Die Steigungsänderung in Abbildung A.4 kann mit der Verschiebung des $Q_3=10\%$ auf immer kleinere Partikeldurchmesser in Tabelle A.1 erklärt werden. Es erfolgt eine Verschiebung zu kleineren Durchmessern für den $Q_3=10\%$ -Wert, da der Durchmesser von $222,1 \mu\text{m}$ auf $159,3 \mu\text{m}$ sinkt. Der Median mit $482,2 \mu\text{m}$ stimmt bei der langsamen und mittleren Probe überein und die Veränderung der Probenzusammensetzung vom ersten zu den anderen Durchläufen ergibt sich als Erklärung. Die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse steigt am dem zweiten Durchlauf. Es ist dabei jedoch zu

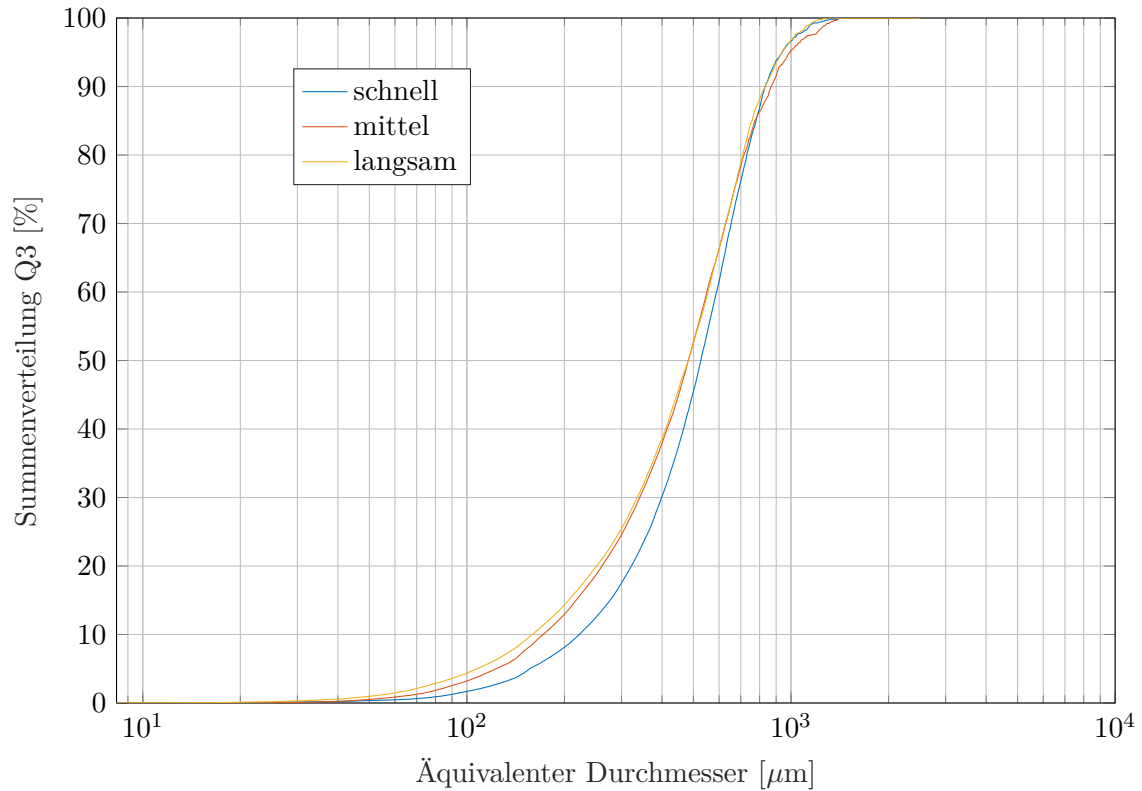


Abbildung A.4: Summenverteilungskurven des Partikelkollektivs „mazeriert2“ gefördert mit drei verschiedenen Geschwindigkeiten

Tabelle A.1: Partikelgrößenverteilungen bei drei unterschiedlichen Fördergeschwindigkeiten

Probe	Q3=10% [μm]	Q3=50% [μm]	Q3=90% [μm]	Spanne	Messzeit
3484_f	222,1	526,4	832,1	1,159	5 min 9s
3484_m	171,9	482,2	868,6	1,445	6 min 7s
3484_s	159,3	482,2	833,1,1	1,397	7 min 38s

bedenken, dass sich die Probenzusammensetzung geändert hat und nicht mehr von der Ausgangszusammensetzung gesprochen werden kann.

A.4 Simulationszeiten

Tabelle A.2: Beispiel für Simulationszeiten bei der Untersuchung der Eindringtiefe abhängig von der Einbringart

Beobach- tungszeit [s]	Partikelform	Partikel- durchmesser [mm]	Partikelvolumen [m ³]	Simulationszeit [h]
0,335	Kugel	0,1426	1,52e-12	24,30
0,5	Kugel	0,1426	1,52e-12	32,29
0,437	Kugel	0,1426	1,52e-12	30,40
0,335	Splitter	0,1003	1,52e-12	43,56
0,435	Splitter	0,1003	1,52e-12	52,72
0,437	Splitter	0,1003	1,52e-12	60,82
0,335	Tetraeder	0,1	1,52e-12	44,46
0,457	Tetraeder	0,1	1,52e-12	58,09
0,437	Tetraeder	0,1	1,52e-12	58,92

A.5 Materialparameter und statistische Angaben zum Ruhewinkelversuch

Tabelle A.3: Angaben zur Dichte und zum Ruhewinkel der Knochenpartikel

Probe	Dichte [kg/m ³]	Trab. Spac.	Trab. Thick.	R _{alt}	R _{neu}
mazertiert1	1655,0	0,383	0,191	34,19	32,93
mazertiert2	1993,2	0,386	0,189	28,43	37,37
mazertiert3	1774,1	0,541	0,160	32,88	31,87
mazertiert4	1889,9	0,394	0,156	29,88	32,07
mazertiert5	1956,8	0,550	0,142	29,26	34,13
mazertiert6	1429,6	0,507	0,143	31,19	31,93
agglomeriert	1894,5	0,375	0,163	33,33	34,63

Tabelle A.4: Korrelationen nach Spearman-Rho für den Ruhewinkel

	BV/ TV	D90 [mm]	D50 [mm]	D10 [mm]	Spanne	Dichte [kg/m ³]	Trab. Thick.	Trab. Spac.	Ruhe- winkel [°]
BV/TV	-	0,589	0,589	0,383	0,879	0,939	0,052	0,007*	0,452
D90 [mm]	-	-	<0,001*	0,003*	0,939	0,180	0,645	0,939	0,102
D50 [mm]	-	-	-	0,003*	0,939	0,180	0,645	0,094	0,102
D10 [mm]	-	-	-	<0,001*	0,819	0,148	0,939	0,879	0,159
Spanne	-	-	-	-	<0,001*	0,215	0,337	0,879	0,504
Dichte	-	-	-	-	-	0,003*	0,383	0,535	0,021*
Trab. Spac.	-	-	-	-	-	-	<0,001*	0,036*	0,268
Trab. Thick.	-	-	-	-	-	-	-	<0,001*	0,379
Ruhewinkel	-	-	-	-	-	-	-	-	<0,001*

Tabelle A.5: Ausgleichsfunktionen für die Verdichtungsanteile bei unterschiedlichen Partikelformen und Belastungsarten beim Einbringen der Partikel

Probe	Ausgleichsfunktion	Tiefpunkt
KD	$0,02296 \cdot x^2 + -0,1599 \cdot x + 0,3301$	(3,3051 0,0524)
KR	$0,02338 \cdot x^2 - 0,1597 \cdot x + 0,3405$	(3,4153 0,0678)
KT	$0,02464 \cdot x^2 - 0,1696 \cdot x + 0,3609$	(3,4416 0,0691)
SD	$0,02011 \cdot x^2 - 0,1328 \cdot x + 0,2377$	(3,3019 0,0185)
SR	$0,02690 \cdot x^2 - 0,1773 \cdot x + 0,3177$	(3,2955 0,0256)
ST	$0,02346 \cdot x^2 - 0,1537 \cdot x + 0,2755$	(3,2758 0,0238)
TD	$0,02168 \cdot x^2 - 0,1414 \cdot x + 0,2599$	(3,2611 0,0293)
TR	$0,02588 \cdot x^2 - 0,1703 \cdot x + 0,3235$	(3,2902 0,0433)
TT	$0,02327 \cdot x^2 - 0,1521 \cdot x + 0,2915$	(3,2682 0,043)

Tabelle A.6: Verschiebungen und Belastungen sowohl für das verdichtete als auch für das native Modell

Form	X [μm]	Y [μm]	Z [μm]	Mises [MPa]	Druck [MPa]
Kugel 0,1N	222,5 \pm 128,3	223,2 \pm 115,2	16,5 \pm 13,0	44,5 \pm 32,0	11,4 \pm 10,9
Kugel 1N	222,5 \pm 128,3	223,2 \pm 115,2	16,5 \pm 13,0	44,5 \pm 32,0	10,9 \pm 10,9
Kugel 10N	172,1 \pm 152,8	320,3 \pm 207,9	15,8 \pm 12,2	30,2 \pm 32,0	9,7 \pm 13,2
Splitter 0,1N	459,9 \pm 266,9	443,9 \pm 255,4	22,4 \pm 19,2	21,1 \pm 16,0	6,4 \pm 7,5
Splitter 1N	459,1 \pm 258,5	448,4 \pm 247,4	22,1 \pm 18,9	26,2 \pm 35,5	6,4 \pm 7,6
Splitter 10N	534,5 \pm 300,4	604,3 \pm 455,4	23,8 \pm 23,2	31,9 \pm 27,8	10,3 \pm 11,2
Tetraeder 0,1N	71,0 \pm 57,3	92,4 \pm 78,8	6,2 \pm 5,3	38,1 \pm 29,9	10,4 \pm 8,8
Tetraeder 1N	71,1 \pm 57,2	92,4 \pm 79,0	6,2 \pm 5,3	37,3 \pm 29,9	10,4 \pm 8,8
Tetraeder 10N	66,0 \pm 52,2	267,7 \pm 102,9	5,8 \pm 5,1	48,8 \pm 57,8	12,2 \pm 14,9
FEM 0,1N	0,0 \pm 0,0	3,5 \pm 1,3	0,2 \pm 0,1	1,2 \pm 0,5	0,6 \pm 0,3
FEM 1N	0,3 \pm 0,3	33,6 \pm 11,6	1,9 \pm 0,8	11,9 \pm 4,5	5,6 \pm 2,3
FEM 10N	3,3 \pm 3,4	167,3 \pm 43,2	17,6 \pm 7,1	61,2 \pm 19,4	28,9 \pm 10,4

A.6 Simulationen der Knochenpartikel mit der DEM

A.7 Mathematische Grundlagen zum Hertz-Mindlin (no slip)-Kontaktmodell

Der folgende Abschnitt ist aus [58] entnommen und übersetzt:

Das Kontaktmodell ist das in EDEM eingesetzte Standardmodell, da es eine akkurate und effiziente Kraftberechnung ermöglicht. In diesem Modell wird die Normalkraftkomponente basierend auf der Hertzschen Kontakt Theorie berechnet [49]. Das tangential Kraftmodell basiert auf der Arbeit von Mindlin-Deresiewicz [52, 53]. Sowohl die normale als auch die tangential Kraft haben eine Dämpfungskomponente, bei der der Dämpfungskoeffizient im Zusammenhang mit dem Restitutionskoeffizient steht, beschrieben durch [54]. Die tangential Reibkraft folgt dem Coulombschen Gesetz des Reibungsmodells, wie beispielsweise in [1]. Die Rollreibung ist als kontaktunabhängiges gerichtetes konstantes Drehmomentmodell implementiert [55].

Die Normalkraft F_n ist eine Funktion der normalen Überlappung δ_n und ist gegeben durch:

$$F_n = \frac{4}{3} E^* \sqrt{R^*} \delta_n^{\frac{3}{2}}$$

Bei dem der äquivalente E-Modul E^* und der äquivalente Radius R^* definiert sind als:

$$\frac{1}{E^*} = \frac{(1 - \nu_i)^2}{E_i} + \frac{(1 - \nu_j)^2}{E_j}$$

$$\frac{1}{R^*} = \frac{1}{R_i} + \frac{1}{R_j}$$

wobei E_i , ν_i , R_i und E_j , ν_j , R_j der E-Modul, die Poissonzahl sowie der Radius einer Kugel im Kontakt sind. Zusätzlich gibt es eine Dämpfungskraft F_n^d gegeben durch:

$$F_n^d = -2\sqrt{\frac{5}{6}}\beta\sqrt{S_n m^* v_n^{rel}}$$

Dabei steht $m^* = (\frac{1}{m_i} + \frac{1}{m_j})^{-1}$ für die äquivalente Masse, v_n^{rel} ist die Normalkomponente der relativen Geschwindigkeit und β und S_n (die normale Steifigkeit) sind gegeben durch:

$$\beta = \frac{-\ln(e)}{\sqrt{\ln^2 e + \pi^2}}$$

$$S_n = 2E^* \sqrt{R^* \delta_n}$$

Mit e , dem Restitutionskoeffizient. Die tangentiale Kraft F_t abhängig von der tangentialen Überlappung δ_t und der tangentialen Steifigkeit S_t :

$$F_t = -S_t \delta_t$$

mit

$$S_t = 8G^* \sqrt{R^* \delta_n}$$

Wobei G^* der äquivalente Schubmodul ist. Zusätzlich wird für die tangentiale Dämpfung Folgendes eingesetzt:

$$F_t^d = -2\frac{5}{6}\beta\sqrt{S_t m^* v_t^{rel}}$$

wobei v_t^{rel} für die relative tangentiale Geschwindigkeit steht. Die tangentiale Kraft wird limitiert durch die Coulombreibung $\mu_S F_n$, bei dem μ_S der Haftreibungskoeffizient ist.

A.8 Netzkonvergenzanalyse

A.8.1 Methode der Netzkonvergenzanalyse

Mit einer Netzkonvergenzanalyse wird untersucht, welchen Einfluss die Netzgröße auf die Spannungen und Verschiebungen in einem FEM-Modell abhängig von der eingesetzten Zeit besitzt. Dabei wird angestrebt, den Punkt zu finden, unterhalb dem sich die Spannungen und Verschiebungen kaum noch verändern (konvergieren) und gleichzeitig die Simulationszeit möglichst gering gehalten wird [15].

In dieser Arbeit wurde eine Netzkonvergenzanalyse für die FE-Simulationen durchgeführt. Hierzu wurde das Netz der Elemente in ABAQUS schrittweise mit einer Schrittgröße von 0,025 mm von 0,25 mm auf 0,01 mm verringert. Anschließend wurden den Input-Dateien in EDEM die Eigenschaften übertragen und die Ergebnisse in ABAQUS ausgelesen. Von vier Trabekeln wurden die Spannungen und Verschiebungen auf eine Konvergenz untersucht.

In EDEM selbst wurde keine Netzkonvergenzanalyse durchgeführt, sondern die von EDEM empfohlene Netzgröße eingesetzt (vgl. Kapitel 2.4).

A.8.2 Ergebnisse der Netzkonvergenzanalyse

Die Auswahl einer passenden Netzgröße basiert auf dem Ziel, einen möglichst konstanten Spannungswert trotz variierender Netzgröße und ansteigender Simulationszeit zu finden. Während bei FE-Simulationen eine zeitliche Abwägung bezogen auf die Simulationszeit die auszuwählende Netzgröße in den meisten Fällen bestimmt, kann dieser Ansatz in der vorliegenden Arbeit nicht genutzt werden, da der Export aus EDEM bei jeder Netzgröße zeitlich konstant ist. Die Netzgröße wird dadurch limitiert, dass die Kopplung zwischen EDEM und ABAQUS unterhalb einer Netzgröße von 0,01 mm nicht durchgeführt werden konnte.

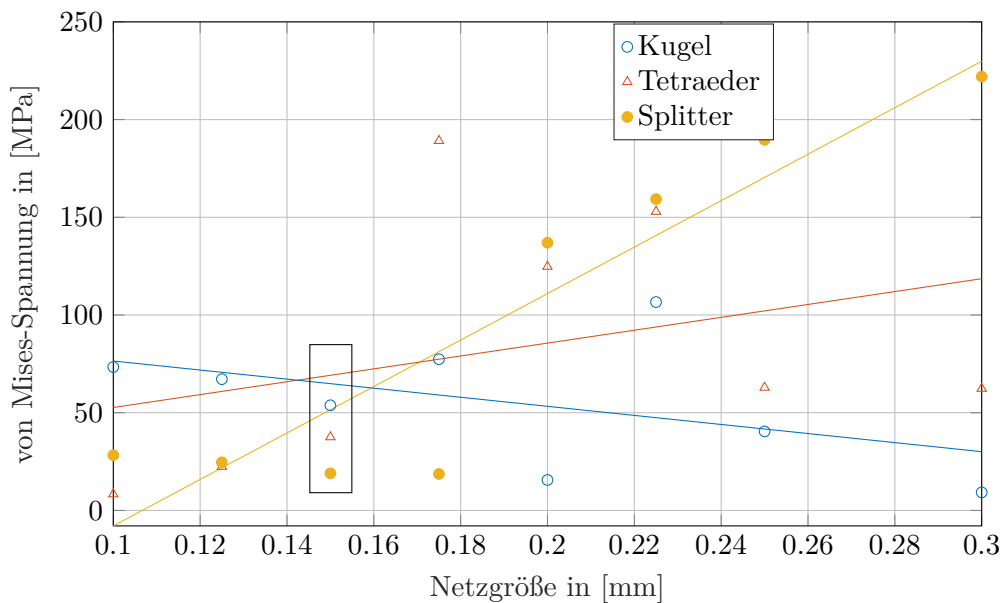


Abbildung A.5: Konvergenzanalyse zur von Mises-Spannung im Knochenmodell, der gestrichelte Rahmen symbolisiert die ausgewählte Netzgröße

Abbildung A.5 zeigt Mittelwerte verschiedener Netzgrößen bei unterschiedlichen Partikeln mit ihren Regressionsgraden. Es wird deutlich, dass keine der Formen eine Konvergenz der Spannungswerte aufweist. Die Steigungen der Regressionsgeraden variieren soweit, dass für Kugeln ein negativer Verlauf zu sehen ist und sich damit die Spannungen bei kleinerer Netzgröße wieder erhöhen. Bei den mit Tetraedern belasteten Trabekeln schwanken die Werte zum Teil um mehr als 150 MPa. Dieser Wert ist das fünffache der bei den Splittern registrierten Spannung bei kleinen Netzgrößen. Die erwartete Konvergenz kann nur bei den Splittern unterhalb einer Netzgröße von 0,175 mm in

Ansätzen gesehen werden. Auf Grund dieser großen Schwankungen wird die Netzgröße ausgewählt, bei der sich die Regressionsgraden kreuzen. Sie ist mit einem grauen Kasten markiert.

Bei den Verschiebungen in Abbildung A.6 ist eine Annäherung an einen Grenzwert eher zu erkennen. Besonders die Splitter und die Kugeln konvergieren unterhalb einer Netzgröße von 0,175 mm, sodass die ausgewählte Netzgröße von 0,15 gerechtfertigt werden kann. Bei den Tetraedern ist bei dieser Größe ein Maximalwert zu finden, der sich aber innerhalb der Standardabweichung befindet.

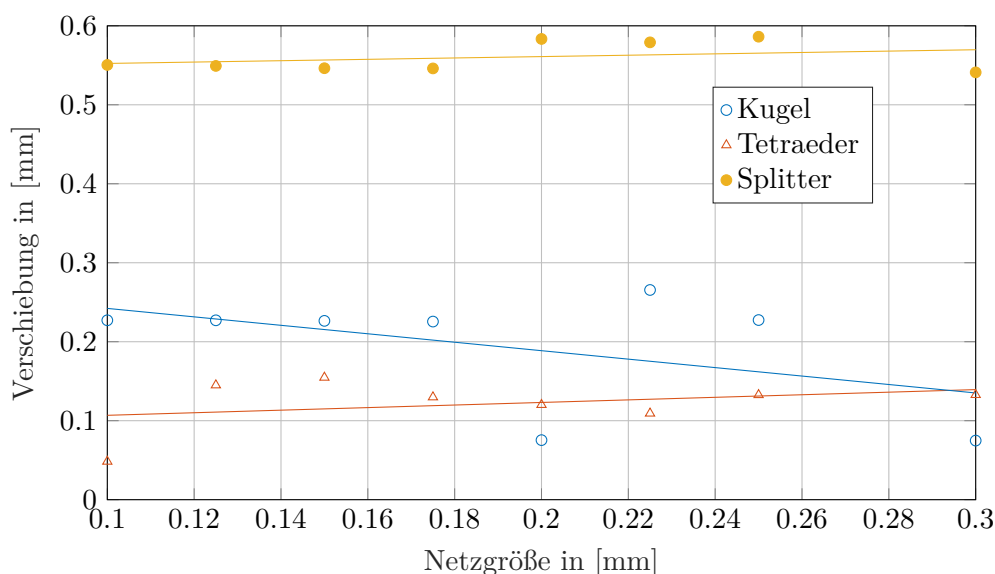


Abbildung A.6: Konvergenzanalyse zur Magnitude der Verschiebung gemessen an vier mittig liegenden Punkten im Knochenmodell, der gestrichelte Rahmen symbolisiert die ausgewählte Netzgröße

Insgesamt wird daher die Netzgröße 0,15 mm ausgewählt, da sie bezogen auf die Verschiebungen einen stabilen Bereich und bezogen auf die Spannungen einen Mittelwert darstellt. Es sind nicht in allen Verläufen klare Konvergenzen zu erkennen, sodass hier ein Durchschnittswert auszuwählen ist.

A.8.3 Diskussion der ausgewählten Netzgröße und der Netzkonvergenzanalyse

Bei der Auswahl der Netzgröße sind bezogen auf die DE- und FE-Simulation verschiedene Aspekte zu beachten, die an dieser Stelle noch einmal aufgegriffen werden. Wie bereits bei der Vorstellung der Ergebnisse gezeigt wurde, kam es bei der Verkleinerung der Netzgröße nicht zu einer Konvergenz der Spannung (vgl. Abbildung A.5), wie es bei einer reinen FE-Analyse der Fall wäre. Dadurch konnte der typische Ablauf einer Netzkonvergenzanalyse nicht angewendet werden.

Eine Begründung dieses von der Norm abweichenden Verhaltens kann darin gesehen werden, dass die Umstände, die eine FE-Simulation konvergieren lassen, hier verändert wurden. Unter FE-Bedingungen sind besonders Randknoten für Extremwerte von Spannungen gefährdet. Hier werden aus unterschiedlichen Richtungen kommende Belastungen zusammengefasst. Wird das Netz ver-

kleinert, teilt sich die Belastung auf mehrere Knotenpunkte auf und verringert die Belastung auf jeden einzelnen, bis die Belastung zu einem bestimmten Wert konvergiert.

Sorgt nun ein Partikelkollektiv für die Belastungen, wird ein bestimmter Wert aufgetragen. Die gesamte Fläche zwischen verschiedenen Knotenpunkten wird von den Partikeln belastet. Durch die Verkleinerung des Netzes kann es dann aber dazu kommen, dass die Partikel genau auf einen neu entstandenen Knoten treffen und so den zuvor genannten Effekt wieder umkehren. Eine verstärkte Spannung wird simuliert, anstatt die Belastung auf mehr Knoten zu verteilen.

Hier liegt auch der Unterschied, dass bei einer FE-Simulation einzelne Kräfte nur an Knotenpunkten aufgetragen werden, während bei der DE die Kontaktpunkte der Partikel direkt detektiert werden. Es ist daher gerechtfertigt, dass die Netzgröße nicht unter den Wert von 0,1 mm gesenkt, sondern die Netzgröße von 0,15 mm ausgewählt wurde.

Für die Splitter kam es zu diesem Zeitpunkt zu einer Stabilisierung und auch die Tetraeder begannen leicht zu konvergieren. Für die Kugeln handelte es sich um den kleinsten der eher konstanten Werte im stabileren Bereich.

Die Dehnungen waren über den gesamten Bereich stabiler, sodass hier ebenfalls die ausgewählte Netzgröße zu rechtfertigen ist.

Bei weiteren Simulationen sollte der Effekt einer veränderten Gittergröße in EDEM auf die Netzgröße in ABAQUS untersucht und auf die Auswertung von Randpunkten verzichtet werden. Der Einfluss der Gittergröße in EDEM wurde innerhalb dieser Arbeit nicht untersucht, da ein möglichst großes Spektrum verschiedener Simulationen aufgestellt werden sollte und viele der Simulationen bereits über 48 Stunden liefen. Es wurde der von EDEM vorgeschlagene Wert verwendet. Bei weiteren Simulationen muss die Netzgröße in EDEM aber zur Sicherstellung der Reproduzierbarkeit mit einbezogen werden.