

Aus der Klinik und Poliklinik für Kinderchirurgie  
der Universitätsmedizin der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz

Biomechanische Evaluation von 3D-gedruckten Rippen

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin  
der Universitätsmedizin  
der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Thomas Peter  
aus Wermelskirchen

Mainz, 2021

Tag der Promotion: 12.07.2022

# INHALTSVERZEICHNIS

Abkürzungsverzeichnis.....	6
Abbildungsverzeichnis.....	7
Tabellenverzeichnis.....	9
<b>1 Einleitung und Ziel der Arbeit.....</b>	<b>1</b>
<b>2 Literaturdiskussion.....</b>	<b>3</b>
<b>2.1 Dreidimensionaler Druck (3D-P).....</b>	<b>3</b>
<b>2.1.1 Definition, Grundlagen und Prinzip.....</b>	<b>3</b>
<b>2.1.2 <i>Fused Deposition Modeling</i> (FDM).....</b>	<b>5</b>
<b>2.1.3 <i>Laminated Object Manufacturing</i> (LOM).....</b>	<b>6</b>
<b>2.1.4 <i>3D-Printing</i> (3D-P).....</b>	<b>6</b>
<b>2.1.5 Stereolithografie.....</b>	<b>7</b>
<b>2.1.6 Selektives Laser-Sintern (SLS).....</b>	<b>8</b>
<b>2.1.7 Selektives Laser-Melting (SLM).....</b>	<b>8</b>
<b>2.2 Druckmaterial für das FDM-Verfahren.....</b>	<b>9</b>
<b>2.3 Programme zur Erstellung und Bearbeitung von 3D-P-Vorlagen.....</b>	<b>11</b>
<b>2.4 Anwendung generativer Fertigungsverfahren.....</b>	<b>12</b>
<b>2.5 3D-Modelle in der anatomischen Lehre und chirurgischen Weiterbildung.....</b>	<b>13</b>
<b>2.6 Skelett – Knochenaufbau und Formen.....</b>	<b>15</b>
<b>2.6.1 Aufgaben des Skeletts.....</b>	<b>15</b>
<b>2.6.2 Histologischer Knochenaufbau.....</b>	<b>16</b>
<b>2.6.3 Knochenformen.....</b>	<b>16</b>
<b>2.7 Biomechanik von Materialien.....</b>	<b>17</b>
<b>2.7.1 Physikalische Grundbegriffe.....</b>	<b>17</b>
<b>2.7.2 Biomechanische Beschaffenheit einer Struktur – 3-Punkt- Biegeversuch.....</b>	<b>18</b>
<b>2.7.3 Grundlagen der Materialeigenschaften.....</b>	<b>19</b>
<b>2.7.4 Einfluss der Elastizität auf den Bruch.....</b>	<b>21</b>
<b>2.7.5 Biomechanik des kortikalen Knochens.....</b>	<b>21</b>
<b>2.7.6 Biomechanische Testung an Rippen.....</b>	<b>22</b>
<b>3 Material und Methoden.....</b>	<b>24</b>
<b>3.1 Material.....</b>	<b>24</b>
<b>3.1.1 Gewinnung von biologischem Ausgangsmaterial.....</b>	<b>24</b>

3.1.2	Messung der Knochendichte.....	25
3.1.3	Prüfrahmen.....	25
3.1.4	<i>Hardware</i> .....	25
3.1.5	<i>3D-P-Software</i> .....	26
3.1.6	Druckvorbereitung.....	27
3.1.7	Druckmaterial.....	27
3.2	Methoden.....	28
3.2.1	Erstellung des Volumenmodells.....	29
3.2.2	Herstellung des druckfähigen Modells.....	30
3.2.3	Messprotokoll.....	33
3.2.4	Versuchsreihen.....	36
4	Ergebnisse.....	37
4.1	Originalrippe.....	37
4.1.1	3-Punkt-Biegeversuch.....	37
4.1.2	Frakturlokalisierung im 3-Punkt-Biegeversuch.....	37
4.1.3	Torsionsversuch.....	38
4.2	Erste Generation.....	39
4.2.1	3-Punkt-Biegeversuch.....	39
4.2.2	Frakturlokalisierung im 3-Punkt-Biegeversuch.....	39
4.2.3	Torsionsversuch.....	40
4.3	Zweite Generation.....	41
4.3.1	3-Punkt-Biegeversuche – Kraft-Wege-Diagramme / Frakturlokalisierung.....	41
4.3.2	Torsionsversuch.....	50
4.4	Dritte Generation.....	54
4.4.1	3-Punkt-Biegeversuch.....	54
4.4.2	Frakturlokalisierung im 3-Punkt-Biegeversuch.....	56
4.4.3	Torsionsversuch.....	57
4.5	Vierte Generation.....	58
4.5.1	3-Punkt-Biegeversuch – <i>Ligin-Polymer</i> Rippe.....	58
4.5.2	3-Punkt-Biegeversuch – <i>Carbon-XT-CF20</i> -Rippe.....	59
4.6	Übersicht über die Ergebnisse.....	60
4.6.1	3-Punkt-Biegeversuche.....	60
4.6.2	Torsionsversuche.....	61
5	Diskussion.....	62
5.2	Methodisches Vorgehen.....	63



5.2.1	Auswahl des Körperspenders.....	63
5.2.2	Auswahl des Druckverfahrens.....	64
5.2.3	Rippenmodelle.....	64
5.2.4	Kraftmessung.....	65
5.2.5	Auswahl der Druckkunststoffe.....	66
5.3	Analyse der Ergebnisse.....	66
5.3.1	Originalrippe.....	66
5.3.2	Erste Generation.....	69
5.3.3	Zweite Generation.....	72
5.3.4	Dritte Generation.....	74
5.3.4	Vierte Generation.....	74
5.4	Fazit und Ausblick.....	76
6	Zusammenfassung.....	78
7	Quellen.....	79
8	Anhang.....	84

# ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

3D	dreidimensional
3D-P	<i>three-dimensional printing</i>
ABS	Acrylnitril-Butadien-Styrol
CAD	<i>computer-aided design</i>
CAM	<i>computer-aided manufacturing</i>
CT	Computertomografie
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i>
HIPS	<i>High Impact Polystyrene</i>
kgf	<i>kilogram force</i>
LOM	<i>Laminated Object Manufacturing</i>
PETG	Polyethylenterephthalat / Glycerol (PETG)
PHA	Polyhydroxyfettsäure
PLA	Polylactid
MRT	Magnetresonanztomografie
STL	<i>Standard Triangulation/Tesselation Language</i>
SLM	Selektives Laser-Melting
SLS	Selektives Laser-Sintern
THUMS	<i>Total Human Model for Safety</i>
UV	Ultraviolett
VRML	<i>Virtual Reality Modeling Language</i>

# ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Aufbau eines Röhrenknochens.....	15
Abbildung 2: Bruchverhalten a) Spröbruch b) duktiler Bruch c) vollständig duktiler Bruch (63).....	21
Abbildung 3 Originalrippe rechts.....	24
Abbildung 4 Screenshot von der 3D-Slicer-Erstellung des Volumenmodells.....	29
Abbildung 5 Beispiele für 3D-P-Rippen mit verschiedenen Innenstrukturen.....	31
Abbildung 6 Vergleich originalrippe mit Modellrippe.....	32
Abbildung 7 3-Punkt-Biegeversuch: Schematische Darstellung (links) und Halterung mit Rippe (rechts).....	34
Abbildung 8 Torsionsversuch: Schematische Darstellung (links) und Halterung mit Rippe (rechts).....	35
Abbildung 9 3-Punkt-Biegeversuch – Kraft-Weg-Diagramm der originalrippe.....	37
Abbildung 10 3-Punkt-Biegeversuch: Fraktur der Originalrippe (Nahaufnahme).....	38
Abbildung 11 Torsionsversuch – Kraft-Weg-Diagramm der originalrippe.....	38
Abbildung 12: 3-Punkt-Biegeversuch: Fraktur der Modellrippen aus Polylactid (PAL) .....	39
Abbildung 13 3-Punkt-Biegeversuch – Kraft-Weg-Diagramm (oben) und Fraktur (unten) der Modellrippe ( <i>Infill-Pattern Triangel</i> , <i>Infill-Dichte: 25 %</i> , <i>Außenhülldicke: 1 MM</i> , <i>Material: Polylactid (PAL)</i> ).....	41
Abbildung 14 3-Punkt-Biegeversuch – Kraft-Weg-Diagramm (oben) und Fraktur (unten) der Modellrippe ( <i>Infill-Pattern Cubic</i> , <i>Infill-Dichte: 25 %</i> , <i>Außenhülldicke: 1 MM</i> , <i>MATERIAL: Polylactid (PAL)</i> ).....	42
Abbildung 15 3-Punkt-Biegeversuch – Kraft-Weg-Diagramm (oben) und Fraktur (unten) der Modellrippe ( <i>Infill-Pattern Concentric</i> , <i>Infill-Dichte: 25 %</i> , <i>Außenhülldicke: 1 MM</i> , <i>Material: Polylactid (PAL)</i> ).....	43
Abbildung 16 3-Punkt-Biegeversuch – Kraft-Weg-Diagramm (oben) und Fraktur (unten) der Modellrippe ( <i>Infill-Pattern Triangel</i> , <i>Infill-Dichte: 25 %</i> , <i>Außenhülldicke: 1,5 MM</i> , <i>MATERIAL: Polylactid (PAL)</i> ).....	44
Abbildung 17 3-Punkt-Biegeversuch – Kraft-Weg-Diagramm (oben) und Fraktur (unten) der Modellrippe ( <i>Infill-Pattern Cubic</i> , <i>Infill-Dichte: 25 %</i> , <i>Außenhülldicke: 1,5 MM</i> , <i>MATERIAL: Polylactid (PAL)</i> ).....	45
Abbildung 18: 3-Punkt-Biegeversuch – Kraft-Weg-Diagramm (oben) und Fraktur (unten) der Modellrippe ( <i>Infill-Pattern Cubic</i> , <i>Infill-Dichte: 25 %</i> , <i>Außenhülldicke: 1,5 MM</i> , <i>Material: Polylactid (PAL)</i> ).....	46

Abbildung 19 3-Punkt-Biegeversuch – Kraft-Weg-Diagramm (oben) und Fraktur (unten) der Modellrippe (Infill-Pattern Triangel, Infill-Dichte: 25 %, Außenhülldicke: 2 MM, MATERIAL: Polylactid (PAL)).....	47
Abbildung 20 3-Punkt-Biegeversuch – Kraft-Weg-Diagramm (oben) und Fraktur (unten) der Modellrippe (Infill-Pattern Cubic, Infill-Dichte: 25 %, Außenhülldicke: 2 MM, MATERIAL: Polylactid (PAL)).....	48
Abbildung 21 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM (OBEN) UND FRAKTUR (UNTEN) DER MODELLRIPPE (INFILL-PATTERN CONCENTRIC, INFILL-DICHTE: 25 %, AUßENHÜLLDICKE: 2 MM, MATERIAL: POLYLACTID (PAL)).....	49
Abbildung 22 Torsionsversuch – Kraft-Weg-Diagramm der Modellrippen (Infill-Dichte: 25 %, Außenhülldicke: 0,75 MM, Material: Polylactid (PAL)) mit den Infill-Pattern Triangel (oben), Cubic (Mitte) und Concentric (unten).....	51
Abbildung 23 Torsionsversuch – Kraft-Weg-Diagramm der Modellrippen (Infill-Dichte: 25 %, Außenhülldicke: 1 MM, Material: Polylactid (PAL)) mit den Infill-Pattern Triangel (oben), Cubic (Mitte) und Concentric (unten).....	52
Abbildung 24 Torsionsversuch – Kraft-Weg-Diagramm der Modellrippen (Infill-Dichte: 25 %, Außenhülldicke: 1,5 MM, Material: Polylactid (PAL)) mit den Infill-Pattern Triangel (oben), Cubic (Mitte) und Concentric (unten).....	53
Abbildung 25 3-Punkt-Biegeversuch – Kraft-Weg-Diagramm der Modellrippen (Grid-Infill, Infill-Dichte: 20 %, Material: Polylactid (PAL)) mit Außenhüllthicken von 1 mm (oben), 0,75 mm (Mitte) und 0,5 MM (unten).....	55
Abbildung 26 3-Punkt-Biegeversuch – Frakturen der Modellrippen (Grid-Infill, Infill-Dichte: 20 %, MATERIAL: Polylactid (PAL)) mit Außenhüllthicken von 1 mm (oben), 0,75 mm (Mitte) und 0,5 MM (unten).....	56
Abbildung 27 Torsionsversuch (Grid-Infill, Infill-Dichte: 20 %, Material: Polylactid (PAL)) mit Außenhüllthicken von 1 mm (oben), 0,75 mm (Mitte) und 0,5 MM (unten)	57
Abbildung 28 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM (OBEN) UND FRAKTUR (UNTEN) DER MODELLRIPPE (GRID-INFILL, INFILL-DICHTE: 25 %, AUßENHÜLLDICKE: 1 MM, MATERIAL: GREEN-TEC®).....	58
Abbildung 29 3-Punkt-Biegeversuch – Kraft-Weg-Diagramm (oben) und Fraktur (unten) der Modellrippe (Grid-Infill, Infill-Dichte: 25 %, Außenhüllthicke: 1 MM, Material: XT-CF20).....	59
Abbildung 30 Nachbruchverhalten der Originalrippe (Roter Kreis: Artefakt durch Mikrofraktur).....	67
Abbildung 31 Spannungsmodell 3-Punkt-Biegeversuch (56) (mit freundlicher Genehmigung von A. Höfler, tec-science.com).....	68
Abbildung 32 Spannungsverlauf und Fraktur XT-CF20 Biegeversuch (mit freundlicher Genehmigung von A. Höfler, tec-science.com).....	75

# TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Materialeigenschaften des verwendeten Polylactids (PLA).....	9
Tabelle 2: Typische Materialeigenschaften des kortikalen Knochens *Rinderknochen (aus: (47)).....	22
Tabelle 3: Übersicht über die Einstellungen der Messprotokolle.....	33
Tabelle 4: 3-Punkt-Biegeversuch – Ergebnisse der Modellrippen der ersten Generation.....	39
Tabelle 5: Torsionsversuch – Ergebnisse der Modellrippen der ersten Generation. .	40
Tabelle 6: Torsionsversuche zweite Generation – Übersicht über die Vergleichsparameter.....	54
Tabelle 7: Übersicht über die Ergebnisse der 3-Punkt-Biegeversuche.....	60
Tabelle 8: Übersicht über die Ergebnisse der Torsionsmessung.....	61
Tabelle 9 Vergleich der Originalrippe und der 3D-P-Rippen mit 1 mm Außenhülldicke und 25 % Infill-Dichte.....	76

# 1 EINLEITUNG UND ZIEL DER ARBEIT

Bereits vor dreißig Jahren wurde das enorme Potential des medizinischen 3D-Druck- (engl. *three-dimensional printing*, 3D-P) - und anderer *rapid-prototyping*-Verfahren für die Verbesserung medizinischer Therapien erkannt. Bis heute wurden mit diesen zunehmend präziser werdenden Techniken zahlreiche Verfahren vor allem in den chirurgischen Disziplinen optimiert.

Verschiedene Beispiele unterstreichen den enormen Nutzen des 3D-P-Verfahrens bei der medizinischen Versorgung von Patienten. Dazu zählen die präoperative Planung komplexer chirurgischer Eingriffe, die Verkürzung von Implantationsschritten und Anästhesiezeiten sowie die Unterstützung der intraoperativen Orientierung. Zu den zahlreichen Anwendungsbereichen zählen Bohr- oder Positionierungsschablonen, chirurgische Führungen in der Kiefer- oder Gesichtschirurgie sowie patientenspezifische Implantate in der Orthopädie. Darüber hinaus lassen sich z. B. in der Gefäßchirurgie Pathologien wie Aortenaneurysmen visualisieren, um die Planung der chirurgischen Behandlung zu verbessern.

Viele der verwendeten 3D-P-Modelle werden auf der Basis patientenspezifischer, mittels Computertomografie (CT), Magnetresonanztomografie (MRT) oder Ultraschall generierter Daten gefertigt. Diese Daten werden digitalisiert und über eine *computer-aided design / computer-aided manufacturing* (CAD / CAM) *Software* in ein virtuelles 3D-Modell verarbeitet. Die resultierenden Datensätze werden zur Erstellung von 3D-P-Modellen oder -Implantaten genutzt.

Das Lernen am plastischen Modell, z. B. im Rahmen der Präparationskurse an Plastinaten, ist ein traditioneller Bestandteil der Ausbildung von Ärzten. Die Herstellung dieser Modelle ist jedoch enorm zeit- und kostenaufwendig und unterliegt strengen rechtlichen und ethischen Auflagen.

Bislang zur Operations-(OP) -Planung, Simulation und Ausbildung verwendete 3D-P-Modelle berücksichtigen nicht die biomechanischen Eigenschaften der menschlichen Gewebe, sondern ahmen lediglich die äußere Form nach. Daher sind sie ungeeignet, beispielsweise einwirkende Kräfte auf Knochen annähernd realistisch zu simulieren (1) (2). Für die im Rahmen der Ausbildung von Chirurgen sowie bei der Erprobung neuer OP-Methoden verwendeten 3D-P-Modelle ist es jedoch essenziell, neben der

genauen Anatomie auch die biomechanischen Eigenschaften der Originalstrukturen abzubilden

Die funktionellen Eigenschaften des Modells werden durch die verwendeten Materialien und durch die Binnenstruktur des Modells beeinflusst. In Zukunft wird es notwendig werden, neuartige Verfahren und Materialien zu entwickeln, mit denen natürliche Gewebe anatomisch und biomechanisch rekonstruiert werden können.

## **ZIEL DER ARBEIT**

In der vorliegenden Arbeit sollen grundlegende Versuche zur Erstellung von 3D-P-Knochenmodellen, die neben den anatomischen auch die biomechanischen Eigenschaften des Originals unter Druck- und Torsionsbelastung abbilden, durchgeführt werden.

Als Modellknochen wurde die Rippe ausgewählt. Da Rippen während der Atemtätigkeit bzw. den Thorax-Bewegungen einer ständig wechselnden Belastung aus Zug- und Druckkomponenten unterliegen, ist die Herstellung einer Rippenkopie anspruchsvoll.

Die entscheidenden biomechanischen Parameter einer Rippe sind die maximale Kraftaufnahme entlang der äußeren Rippenkontur und die Möglichkeit zur Torsion um die eigene Längsachse während der Atembewegung.

An Hand der in den 3-Punkt-Biege- und Torsionsversuchen gewonnenen Daten wurden die Originalrippe und verschiedene 3D-P-Modellrippen verglichen. Als Parameter dienten die Biege- und Rotationselastizität (Elastizitätsmodul, Biegefestigkeit). Weiter wurde die Maximalbelastung bzw. das Bruchverhalten (Lokalisation und Morphologie des Bruches) im 3-Punkt-Biege-Versuch bestimmt. Die 3D-P-Modellrippen unterschieden sich in den verwendeten Druckmaterialien, der Außenhülldicke, der *Infill*-Dichte und dem *Infill-Pattern*.

## Fragestellungen

Konkret soll diese Arbeit folgende Fragestellungen beantworten:

- Kann mit dem 3D-P Verfahren eine anatomische korrekte Nachbildung der menschlichen Rippe gedruckt werden?
- Kann das biomechanische Verhalten einer präparierten menschlichen Rippe mit einer 3D gedruckten Rippe nachempfunden werden?

- Welches Material eignet sich am ehesten zur Abbildung biomechanischer Eigenschaften von menschlichen Rippen?



## 2 LITERATURDISKUSSION

### 2.1 DREIDIMENSIONALER DRUCK (3D-P)

#### 2.1.1 DEFINITION, GRUNDLAGEN UND PRINZIP

Automatisierte Prozesse zur Herstellung dreidimensionaler (3D) physikalischer Objekte werden als „generative Fertigungsverfahren“ (*additive manufacturing*; additive Herstellungsverfahren) zusammengefasst. Der ursprüngliche Begriff für diese Verfahren, *rapid prototyping*, wird auch heute noch vereinzelt in der Literatur verwendet. Generative Fertigungsverfahren unterscheiden sich von konventionellen formativen Fertigungsverfahren (z. B. Schmieden, Gießen) oder subtraktiven Fertigungsverfahren (z. B. Drehen, Fräsen) durch ein Schichtbauprinzip, das keine bauteilabhängigen Werkzeuge benötigt (3). Bei der Schichttechnologie handelt es sich um eine Prozesskette mit automatisierten und wiederkehrenden Prozessen (3). Grundlage eines jeden 3D-P-Modells bildet ein am Computer erstelltes Volumenmodell (3D-CAD-Datensatz). Aus diesem virtuellen Volumenmodell wird beim 3D-Druck schichtweise ein räumliches Objekt erstellt (4).

Im Gegensatz zur Flächenmodellierung, bei der nur die äußere Struktur eines Objektes dargestellt wird, ist ein Volumenmodell ein geometrisches Objekt, dessen äußere und innere Architektur vollständig modelliert ist (5). Durch Angabe der Materialdichte lässt sich auch die Masse des Objektes errechnen. Die vollständige und eindeutige Beschreibung ermöglicht eine automatische Interpretation des Volumenmodells durch den Computer (6).

Die Erstellung des Datensatzes erfolgt meist durch eine digitale grafische Konstruktion, etwa durch *Scannen* oder Fotografieren aus verschiedenen Blickwinkeln. Auch die in der Medizin etablierten *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) Datensätze, die bei bildgebenden Verfahren (z. B. CT, MRT) entstehen, eignen sich als Grundlage für die Volumenmodellierung (3, 6).

Für den weiteren Verarbeitungsprozess müssen die 3D-Modelle aus dem CAD- oder CAM-Dateiformat entweder in ein *Standardtriangulation/ Tessellation Language* (STL) oder *Virtual Reality Modeling Language* (VRML) Format exportiert werden.

Die beiden Dateiformate unterscheiden sich hauptsächlich in der beim Speichern der 3D-Modelle entstehenden Datenmengen. Beiden Formaten gemeinsam ist die triangulierte Struktur, in der die Modelle erzeugt werden.

Das STL-Format beschreibt die Oberfläche von 3D-Körpern mit Hilfe von Dreiecken (englisch *tessellation* = „Parkettierung“). Jeder der Eckpunkte eines solchen Dreiecks entspricht einem Punkt in einem 3D-Koordinatensystem. Da jeder Punkt immer zu mindestens drei Dreiecken gehört, wird im STL-Verfahren jeder Punkt mindestens dreimal aufgelistet und gespeichert. Weil auch die Flächen der Dreiecke und die Reihenfolge der einzelnen Eckpunkte (zur Beschreibung ihrer Lage im Objekt) gespeichert werden, kann die Datenmenge enorm ansteigen. Als Außenseite des Objektes werden die Flächen definiert, bei denen die Eckpunkte des Dreiecks gegen den Uhrzeigersinn angeordnet sind.

Der Vorteil des VRML-Formats ist die fehlende Mehrfachnennung der Eckpunkte. Hierfür enthält das Format getrennte Auflistungen der Koordinaten der Eckpunkte der Dreiecke und der Positionsnummern der Punkte in der Koordinatenliste. Durch diese Aufteilung muss, anders als im STL-Format, jeder Punkt nur einmal abgelesen werden. Der deutlich geringere Speicherbedarf macht das VRML-Format zum bevorzugten Format in Computerspielen und *Virtuell Reality*-Anwendungen.

Durch die Triangulierung können gekrümmte Oberflächen nur angenähert beschrieben werden. Die Genauigkeit sowie der Speicherplatzbedarf steigt mit der Anzahl an verwendeten Dreiecken (3, 4, 7).

Trotz der Vorteile des VRML-Formats stellt das STL-Format derzeit faktisch den Industriestandard dar. Bis heute wird das VRML-Format nicht von allen Systemen unterstützt, was eine Etablierung bisher verhindert hat.

Für den Druck der STL-Datensätze bzw. der gespeicherten Volumenmodelle, muss das Modell in einzelne Schichten berechnet werden. Diesen Prozess nennt man *Slicing*. Durch das *Slicing* erhält man einen Satz virtueller Schichten gleicher Stärke. Jede dieser Schichten enthält Informationen über die Schichtdicke, die Schichtnummer und die Konturdaten. Mit Hilfe dieser definierten Schichten können 3D-Drucker von unten nach oben Schicht für Schicht 3D-P-Modelle generieren (3, 4). Im Bereich der generativen Fertigungsverfahren haben sich ausgehend vom Grundprinzip der schichtweisen Konstruktion eine Reihe unterschiedlicher Verfahren entwickelt. Die maßgeblichen Unterschiede sind die Ausgangsmaterialien sowie die Art der Modellherstellung (3, 8).

## 2.1.2 **FUSED DEPOSITION MODELING (FDM)**

Der Begriff FDM ist eine geschützte Marke der Firma Stratasys. Das Verfahren wurde in den 1980er Jahren entwickelt und wird seit 1990 kommerziell vermarktet. Als Alternative wird die markenrechtsfreie Bezeichnung *Fused Filament Fabrication* (FFF) verwendet.

FDM-3D-Drucker zeichnen sich durch einen niedrigen Anschaffungspreis und eine kompakte Bauweise aus und sind daher auch für den Heimgebrauch attraktiv. Als Werkmaterialien kommen beim FDM-Verfahren thermoplastische Kunststoffe (z. B. Polyethylen, Polypropylen, Polylactid (PLA), Acrylnitril-Butadien-Styrol (ABS), Polyethylenterephthalat / Glycerol (PETG) und thermoplastische Elastomere zum Einsatz. In neuen Varianten werden den Kunststoffen Metallpulver beigemischt. Die erzeugten Werkstücke werden bis über die Schmelztemperatur des Kunststoffes, aber unter der des Metalls erhitzt (gesintert), wodurch rein metallische Strukturen entstehen (9).

Beim FDM wird das 3D-Modell aus schmelzfähigem Material (Kunststoffe, Metalle) schichtweise aufgebaut. Hierzu wird das meist drahtförmige, auf Spulen gewickelte Ausgangsmaterial ähnlich wie in einer Heißklebepistole erhitzt und durch Extrudieren mittels einer Düse auf die Arbeitsfläche aufgebracht, wo es auskühlt und erhärtet. Beim rasterartigen, schichtweisen Aufbringen des flüssigen Werkmaterials verschmelzen die Schichten miteinander, so dass ein solides Modell entsteht (4).

Die Dicke der Schichten hängt vom verwendeten Drucker ab und liegt zwischen 0,05 und 1,25 mm. Neben Vollkörpern lassen sich auch hohle Modelle fertigen, wobei die Wandstärke des Hohlkörpers mindestens 0,2 mm betragen muss. Diese Mindestschichtdicke macht die Oberflächenbeschaffenheit im Vergleich zu anderen Verfahren weniger glatt (3, 8).

Beim schichtweisen Aufbau der Werkstücke müssen aufgrund der Instabilität des Werkmaterials Bauteile, die über die Basis herausragen, bis zum Erhärten mit Stützkonstruktionen stabilisiert werden. Diese können aus Pappe oder Polystyrol gefertigt sein. Mittlerweile werden die Stützkonstruktionen aber meist beim Druckvorgang selbst erzeugt und müssen daher beim Erstellen des 3D-Modells vor dem *Splicing* geplant werden. Neuere *Splicing-Software* berechnet diesen Vorgang automatisiert (8).

Ein Vorteil des FDM-Verfahrens ist die Vielzahl an möglichen Materialien sowie deren Kombinationen (z. B. Metalle, Keramik). Bei Verwendung von Druckern mit

mehreren Extrudern können mehrfarbige Werkstücke, aber auch Modelle mit unterschiedlichen Materialeigenschaften gefertigt werden. Beispielsweise können Stützstrukturen aus wasserlöslichem Material gedruckt werden, um das *Post-Processing* zu vereinfachen (10).

Eine neue FDM-Variante ist das Prinzip der Tröpfchenschichtung. Statt in fortlaufenden Fäden werden die Schichten durch das Setzen von Schmelz-Tröpfchen aufgebaut (11). In modernen FDM-Anlagen wird im Druckraum Luftsauerstoff ausgeschlossen; die erzeugte Schutzatmosphäre aus Stickstoff oder Argon soll zu einer verbesserten Haftung der Kunststoffschichten und somit zu einer höheren Stabilität führen (12).

Das FDM-Verfahren wurde aufgrund der Vielfalt an kostengünstigen Druckmaterialien und der breiten Verfügbarkeit der Druckgeräte auch in der vorliegenden Arbeit verwendet.

### **2.1.3 LAMINATED OBJECT MANUFACTURING (LOM)**

Beim LOM-Verfahren werden die Konturen eines Objektes z. B. mittels eines Lasers schichtweise aus Kunststoff-, Papier- oder Keramikfolie ausgeschnitten und gleichzeitig verklebt. Die Nachbearbeitung filigraner Bauteile ist aufwendig (3). Der größte Vorteil der Methode ist die von der Größe des Werkstücks unabhängige Baugeschwindigkeit, was eine schnelle Fertigung großer Bauteile erlaubt. Außerdem führt die beim gleichzeitigen Ausschneiden und Verkleben der Schichten entstehende relativ kleine innere Spannung zu verzugsfreien Modellen (8). Zudem ist das LOM-Verfahren hochauflösend und die Materialien vergleichsweise günstig (4). Nachteile dieses Verfahrens sind der hohe Anteil an nicht recyclefähigem Verschnitt, die aufgrund der geringen Wandstärke in der Z-Ebene bedingte geringe Stabilität in Z-Richtung und die baurichtungsbedingt eingeschränkte Varianz der mechanischen Belastbarkeit (3).

### **2.1.4 3D-PRINTING (3D-P)**

Als Fundament dient beim 3D-P eine gleichmäßig auf eine Bauplattform aufgezugene und gewalzte Fläche aus dem Ausgangsmaterial (Keramik-, Zellulose-, Gips- oder Kunststoffpulver). Diese erste Schicht wird mit einem Druckkopf und

einem Bindemittel im Bereich des entstehenden Modells verklebt. Anschließend wird die Bauplattform um eine Schichtdicke abgesenkt und die nächste Schicht des Materialpulvers aufgebracht (4). Dieser Prozess wiederholt sich bis zur Fertigstellung des Modells. Im Anschluss muss das fertige Modell vom überschüssigen Pulver befreit und mit z. B. Epoxidharz stabilisiert werden (3). Eine Farbgestaltung ist über eine Einfärbung des verwendeten Bindemittels möglich. Vorteile des 3D-P sind die Recyclbarkeit des überschüssigen Pulvers und die Stabilität während des Druckprozesses, der daher keine Stützstrukturen erfordert. Nachteile sind die durch die Korngröße des Pulvers bedingte raue Oberfläche und die Brüchigkeit des Modells vor der Epoxidharz-Fixierung, was bei der Entfernung des überschüssigen Pulvers zum Abbruch von Teilen des Modells führen kann (8).

## **2.1.5 STEREOGRAPHIE**

Bei der Stereolithografie ist der Ausgangsstoff ein flüssiges Fotopolymer, das mittels Ultraviolett-(UV)-Laser oder Licht, das durch bewegliche Spiegel gesteuert wird, punktwise zum Aushärten gebracht wird (13). Als Fotopolymere kommen Epoxidharze oder Acrylate zum Einsatz. Der Vorteil des Verfahrens ist die hohe Genauigkeit und die dadurch entstehenden glatten und detailgetreuen Oberflächen. Die Werkstücke können auch transparent in einer glasähnlichen Textur erstellt werden.

Nachteilig ist die geringe thermische und mechanische Belastbarkeit der verwendeten Materialien auch nach Fertigstellung. Die Notwendigkeit von Stützstrukturen erhöht den Materialverbrauch. Außerdem sind aufgrund der Verwendung von Lasern die Arbeitsschutz-Maßnahmen umfangreicher. Die Nachbearbeitung ist aufgrund der Entfernung der Stützstrukturen, die aus dem gleichen Material wie das Werkstück selbst bestehen, und der nötigen Nachbelichtung mit UV-Licht zur letztendlichen Aushärtung des Modells aufwendig (8). Eine Farbgebung oder der Einsatz unterschiedlicher Grundstoffe ist nicht möglich.

## **2.1.6 SELEKTIVES LASER-SINTERN (SLS)**

Das SLS beruht auf dem gleichen Prinzip wie der 3D-P, allerdings wird hier das ebenfalls als Pulver vorliegende Ausgangsmaterial mittels eines Lasers oder Elektronenstrahls punktweise verbunden (13). Als Ausgangsmaterial kommen wie beim FDM verschiedene Kunststoffe zum Einsatz; eine Kombination verschiedener Ausgangsstoffe ist aber nicht möglich. SLS-Werkstücke weisen von allen generativ gefertigten Objekten die höchste mechanische Belastbarkeit auf; allerdings ist wie beim 3D-P die Oberfläche rau. Vorteile sind die geringen Kosten für die Ausgangsmaterialien und die Wiederverwertbarkeit überschüssigen Materials. Demgegenüber stehen die hohen Anschaffungskosten der SLS-Anlagen, was eine hohe Auslastung für einen wirtschaftlich Betrieb erfordert (8). Weitere Nachteile sind die beim Schmelzen des Materials potenziell entstehenden giftigen Dämpfe und das aufgrund von Verklebungen bei filigranen Konstruktionen aufwendige *Post-Processing*. Insgesamt spielt dieses Verfahren nicht zuletzt aufgrund der guten Materialeigenschaften eine bedeutende Rolle in der industriellen Serienproduktion (8).

## **2.1.7 SELEKTIVES LASER-MELTING (SLM)**

Ein weiteres Verfahren mit pulverförmigem Ausgangsmaterial ist das SLM. Hier werden Metallpulver (z. B. Edelstahl, Kobalt) punktförmig verschmolzen. Das Metallpulver hat den Vorteil, dass die entstehenden Modelle sehr dicht und daher extrem stabil sind. Auch bei diesem Verfahren kann überschüssiges Material recycelt werden. Stützstrukturen werden nicht benötigt. Nachteilig sind die erforderliche Schutzatmosphäre und die hohen Sicherheitsvorkehrungen, die bei der Verwendung von Metallpulvern nötig sind. Auch bei diesem Verfahren entstehen aufgrund der Korngröße raue Oberflächen (8).

## 2.2 DRUCKMATERIAL FÜR DAS FDM-VERFAHREN

### Polylactid (PLA)

PLA besteht aus verbundenen Milchsäure-Molekülen. Zu den chemischen Eigenschaften dieser synthetischen Polymere gehört eine geringe Feuchtigkeitsaufnahme mit hoher Kapillarwirkung, eine geringe Flammbarkeit sowie eine hohe UV-Beständigkeit und Farbechtheit. Durch seine geringe Dichte (ca.  $1,24 \text{ g/cm}^3$ ) eignet es sich gut für Leichtbauanwendungen (14).

In der vorliegenden Arbeit wurde PLA für die ersten Generationen der Kunstrippen verwendet. Die Materialeigenschaften des PLA der Firma *Filamentworld* sind in Tabelle 1 dargestellt.

Tabelle 1: Materialeigenschaften des verwendeten Polylactids (PLA)

Dichte	$1,24 \text{ g/cm}^3$
Bruchdehnung	160%
Zugfestigkeit	110 MPa
Schlagfestigkeit	$6,5 \text{ KJ/m}^2$
Wärmeformbeständigkeit	$60^\circ\text{C}$
Empfohlene Drucktemperatur	$190\text{--}210^\circ\text{C}$

Eine Sonderform des PLA stellt das PLA+® der Firma *Filamentworld* dar. Es kombiniert die Eigenschaften von PLA mit denen von ABS. Dadurch wird eine um bis zu 15fach höhere Schlagfestigkeit erreicht, ohne die negativen Eigenschaften von ABS in Kauf nehmen zu müssen.

### Acrylnitril-Butadien-Styrol (ABS)

Abseits vom 3D-P wird ABS in vielen Bereichen der Industrie (z. B. Automobilbranche) eingesetzt. Dieser thermoplastische Kunststoff zeigt eine höhere Schmelztemperatur als PLA (ABS  $220\text{--}250^\circ\text{C}$ ; PLA  $150\text{--}160^\circ\text{C}$ ). ABS neigt bei rascher Abkühlung zur Verformung. Daher benötigen 3D-Drucker, mit denen ABS verarbeitet werden soll, ein beheizbares Druckbett. Beim Schmelzen von ABS entstehen Dämpfe, weshalb auf eine gute Belüftung zu achten ist. ABS ist im Vergleich zu PLA widerstandsfähiger gegen Umwelteinflüsse, besonders gegen

Hitze. Außerdem ist PLA weniger elastisch und spröder als ABS. ABS ist in einer großen Farbauswahl und in unterschiedlichen Mischungen erhältlich (14).

### **Polyhydroxyfettsäure (PHA)**

PHA ist wie PLA ein Biokunststoff. Allerdings dient PHA nur als Zusatz für PLA und ist nicht als alleiniges Druckmaterial geeignet. PHA macht die Mischung UV- und hitzebeständiger. Je nach Mischverhältnis zeigen Werkstücke mit PHA eine unterschiedliche Elastizität (14).

### **High Impact Polystyrene (HIPS)**

HIPS sind aus Kautschuk gewonnene, hochschlagfeste Polystyrole. Ursprünglich stammen sie aus der Lebensmittelindustrie, werden aber auch zur Herstellung von Alltagsgegenständen (z. B. Gehäuse für Telefone) verwendet. HIPS werden als gesundheitlich unbedenklich eingestuft.

Im 3D-P werden HIPS häufig als Supportmaterial eingesetzt. Objekte mit überhängenden Strukturen müssen während des Drucks unterbaut werden. HIPS eignen sich hierfür sehr gut, da sie sich nach der Fertigstellung des Objektes einfach entfernen lassen. Beispielsweise lösen sich HIPS in einem Limonen-Bad. innerhalb eines Tages auf (14). Die Schmelztemperatur liegt bei 235 °C. Bei Verwendung von Supportmaterial benötigt der 3D-Drucker zwei Extruder.

### **PET (Polyethylenterephthalat) und Glycerol (PETG)**

Die PETG-Mischung wurde anders als die zuvor erwähnten Kunststoffen speziell für den 3D-P entwickelt. Es eignet sich aufgrund seiner hohen Flexibilität, Langlebigkeit und Schlagfestigkeit gut für mechanische Teile. Im Vergleich zu ABS, PLA und PET weist PETG eine verbesserte Schichthftung auf. Nachteilig ist die Schrumpfung beim Abkühlen. Die Schmelztemperatur liegt bei 220–235 °C. Beim Schmelzen entstehen kaum bis keine Gerüche.

### **Polyetherimid (PEI)**

Polyetherimid wird zurzeit vor allem bei der Fertigung von Bauteilen für die Luft- bzw. Raumfahrt verwendet. Zunehmend gewinnt es jedoch auch für den 3D-P an Bedeutung. Es kann sowohl in seiner Reinform als auch in Kombination mit diversen Zusätzen (z. B. Glasfaser, Keramikpartikel) verarbeitet werden. Polyetherimid zeichnet sich durch eine hohe Hitzebeständigkeit und Festigkeit aus. Die



Schmelztemperatur liegt bei 300–400 °C. Bei der Verarbeitung muss auf eine Restfeuchte von < 0,05 % geachtet werden.

### **Polyamid**

Zu den häufig im 3D-Drucker verwendeten thermoplastischen Kunststoffen gehören auch Polyamide. Je nach Zusammensetzung werden Polyamide beim SLS oder beim FDM verwendet. Im Gegensatz zu PLA oder ABS lassen sich mit Polyamiden im FDM-Verfahren glatte, rillenlose Oberflächen erzeugen. Aufgrund ihrer hohen Stabilität, Flexibilität und Festigkeit eignen sich Polyamide gut für mechanische Bauteile. Aktuell werden sie in der Robotik, der Raumfahrt und zur Fertigung von medizinischen Prothesen verwendet (14). Die Schmelztemperatur beträgt 170–260 °C.

### **Green-Tec®**

Ein neues Druckmaterial ist das *Green-Tec®*-Filament der Firma Extrudr. Das 100 % kompostierbare Filament basiert auf einem Biopolymer (Lignin). Es wird Kohlenstoffdioxid-neutral hergestellt und verfügt über eine hohe mechanische Belastbarkeit bei guter Flexibilität. Laut Hersteller ist es einfach zu handhaben und neigt nicht zum Verziehen beim Aushärten des Modells (*Warping*). Im Vergleich zu PLA und ABS zeigt es eine geringere Bruchdehnung und ist temperaturbeständiger (s. Anhang, Abb. 36).

### **XT-CF20**

Ebenfalls neu auf dem Markt ist das Filament XT-CF20 der Firma Colorfabb. XT-CF20 basiert auf dem Amphora 3D-Polymer, das mit 20 % Carbonfasern angereichert wurde. Laut Hersteller verfügt das Material über eine hohe mechanische Belastbarkeit. Das angegebene Elastizitätsmodul von 6200 mPa entspricht ungefähr dem doppelten Wert von PLA. Außerdem soll XT-CF20 eine Bruchdehnung von nur 7,5 % aufweisen (s. Anhang, Abb. 34).

## **2.3 PROGRAMME ZUR ERSTELLUNG UND BEARBEITUNG VON 3D-P-VORLAGEN**

Neben der Vielzahl an generativen Fertigungsverfahren existiert auch eine große Auswahl an *Software*-Lösungen zur Erstellung und Bearbeitung von 3D-Modellen.

Für die meisten Anwendungen sind mehrere Programme erforderlich, um aus den grafischen Originaldaten (z. B. DICOM-Daten aus CT-Aufnahmen) druckbare *Slicing*-Datensätze zu erhalten. Als DICOM-Viewer und zur Konstruktion von 3D-Modellen werden Programme wie *3D-Slicer*, *Simpleware* (15) und *K-Pacs* (16) verwendet. Zur Nachbearbeitung und Manipulation der virtuellen Modelle und zur Vorbereitung für den Druck finden Programme wie *Blender*, *MeshLab* (17) und *SketchUp* (18) Anwendung.

## 2.4 ANWENDUNG GENERATIVER FERTIGUNGSVERFAHREN

1989 und damit vor Einführung der 3D-P-Verfahren beschrieb Alberti die Möglichkeit der Erstellung von 3D-P-Organmodellen mittels konventioneller, formativer Fertigungsverfahren aus CT-Daten (19). Ein Jahr später erfand Chuck Hull die Stereolithografie. In den darauffolgenden Jahren wurden weitere generative Fertigungsverfahren entwickelt, ausgebaut und verbessert (20). In der Industrie hat sich der 3D-P seitdem vor allem im Bereich des *Prototyping*, aber auch in der Serienfertigung durchgesetzt (21). Bauteile aus generativen Fertigungsverfahren senken die Kosten in der Raum- und Luftfahrt. Komplexe optische Bauteile, die mit herkömmlichen Verfahren aufgrund des Aufwands nur in großer Stückzahl produziert wurden, können inzwischen hochindividualisiert hergestellt werden (22). Auch für die Heimanwendung werden preisgünstige 3D-Drucker angeboten, wobei diese Geräte rasch an ihre technischen Grenzen stoßen (13).

In der Medizin wurden generative Fertigungsverfahren lange nur sporadisch, beispielsweise im Rahmen der OP-Planung oder bei der Erstellung medizinischer Implantate, eingesetzt (23). Inzwischen erreichen die Modelle aus generativen Fertigungsverfahren auch eine für die anatomische Lehre ausreichende Qualität. Weiter war in der Vergangenheit die Finanzierbarkeit eine Hürde für viele potenzielle medizinische Einsatzgebieten (24). Zunächst wurden generative Fertigungsverfahren in der Orthopädie (Planung und Umsetzung von Hüftrekonstruktionen, Herstellung von individuellen Prothesen, z. B. Kniegelenksprothesen (25, 26)), in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie (OP-Planung und intraoperative Orientierung, 3D-gedruckte chirurgische Implantate (27)) und in der Gefäß- und Herzchirurgie (Evaluation des OP-Verfahrens, Training von Stent-Implantationen, Darstellung der Lokalisation von Tumoren (28, 29)) eingesetzt. Mittlerweile wird der 3D-P auch in anderen Fachgebieten verwendet.

Neuere Studien belegen den hohen Stellenwert der 3D-P-Modelle in der neurochirurgischen Ausbildung (30) und für die OP-Planung in der neurochirurgischen Tumorthherapie (10). Die verwendeten 3D-P-Modelle des menschlichen Schädels bzw. Gehirns wurden auf Grundlage von MRT- und CT-Bildern am Computer erstellt. Hierfür wurden DICOM-Daten in einem CAD-Programm in ein virtuelles Volumenmodell verrechnet und anschließend mit der *Software Blender* nachbearbeitet. Mit dieser Methode war es möglich, wichtige anatomische Strukturen im Modell andersfarbig darzustellen und so im Vergleich zu Plastinaten eine bessere Differenzierbarkeit dieser Strukturen zu erzielen. Diese kosteneffiziente Methode könnte auch fachübergreifend bei der OP-Planung und der Aufklärung von Patienten eingesetzt werden (16).

Eine weitere Anwendung von generativen Fertigungsverfahren ist das *Tissue Engineering*. In diesem Kontext dienen 3D-P-Gerüste (*Scaffolds*) der Anzucht von Zellen. Mit dieser Methode wurden beispielsweise Aortenklappen-Gerüste hergestellt, die mit mechanisch einstellbarem PEG-DA-Hydrogel kombiniert wurden, um sie anschließend mit Klappenzellen zu besetzen (31). In Schafen gelang eine Regeneration des Meniskus mit Protein-freisetzenden 3D-P-Polymergerüsten (32). Außerdem eignen sich 3D-P-*Scaffolds* als Arzneimittelabgabesysteme, um beispielsweise Chemotherapeutika in der Nähe des Tumors freizusetzen (33).

## **2.5 3D-MODELLE IN DER ANATOMISCHEN LEHRE UND CHIRURGISCHEN WEITERBILDUNG**

Aufgrund der zunehmenden Anzahl an Studierenden ist die Sicherstellung einer qualitativ hochwertigen Anatomieausbildung für die Universitäten eine wachsende Herausforderung. Profunde Anatomiekenntnisse sind für das Verständnis vieler klinischen Fächer unerlässlich. Bei der Beschaffung ausreichender Lehrmittel spielen nicht nur finanzielle, sondern auch kulturelle, ethische und gesetzliche Aspekte eine Rolle (34). Anatomische 3D-P-Präparate lassen sich kostengünstig, sowie ohne hohe Auflagen und ethische Probleme produzieren (35). Basierend auf qualitativ hochwertigen Originalen können Modelle mit einer hohen Detailtreue hergestellt werden (15, 35, 36). Laut einer australischen Pilotstudie war der Lernerfolg der Studierenden bei Verwendung von 3D-P-Modellen und konventionellen Plastinaten / Körperspendern vergleichbar (2).

In den frühen 1990er Jahren entwickelte der amerikanische Chirurg Richard M. Satava den ersten *Virtual-Reality-OP-Simulator* (37). Eine Umfrage unter den Teilnehmern der Praktischen Kurse für Viszeralchirurgie in Warnemünde von 1999–2009 ergab, dass 82 % der 1062 Befragten die Angabe nie oder nur selten außerhalb des OP-Saales Gelegenheit zum operativen Training hatten (38), d.h. ihre Praktische Erfahrung stammt ausschließlich vom Operieren am Patienten. Dabei ist in der Chirurgie die Kenntnis anatomischer Strukturen und das praktische Üben besonders wichtig.

Zurzeit werden Möglichkeiten entwickelt, bei operativen Eingriffen (z. B. im Bereich der Otologie) intraoperativ anatomische Strukturen als 3D-P-Modell auszudrucken. Diese dienen einerseits zur besseren Orientierung für die Lernenden, aber auch als Modell für praktische Bohrübungen. Prinzipiell lässt sich mit dieser Technik auch ein Modell eines während eines Eingriffs entfernten Knochens erzeugen. Intraoperativ erstellte Modelle könnten zukünftig als individuelle Prothesen und Transplantate eingesetzt werden (39).

Inzwischen hat das Angebot an *Virtual-Reality-OP-Kursen* fächerübergreifend zugenommen und findet eine große Akzeptanz bei den Teilnehmern (40). Laut Prof. Dr. med. Werner Kneist, ehemals an der Universitätsmedizin Mainz, gehören die „Anwenderzentriertheit, die beliebige Wiederholbarkeit von Übungen bzw. operativen Prozeduren und das unmittelbare objektive Feedback der Kennzahlen (metrics) zu Operationszeit, Bewegungsökonomie und Fehlern“ zu den Vorteilen des Konzeptes der virtuellen Laparoskopie-Simulation (41). Weiter ist er der Ansicht, dass das *Virtual-Reality-OP-Training* die manuelle Ausbildung außerhalb des klinischen OP-Traktes besser unterstützt als herkömmliche Video-Box-Trainer. *Virtual-Reality-Kontrollgruppen* schnitten gegenüber Lernenden, die an Video-Box-Trainern geübt hatten, besser ab (41, 42).

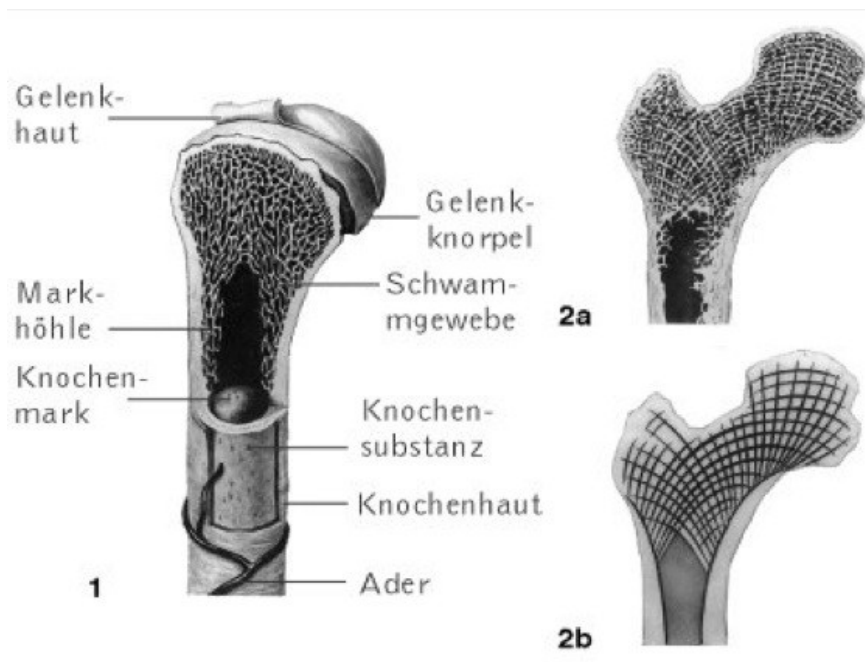
Bisher geben 3D-P-Präparate aber die taktilen Eigenschaften organischer Strukturen nur unzureichend wieder. Für die erfolgreiche Durchführung einiger OPs (z. B. Trichterbrust-OP nach Nuss) ist die Kenntnis des entsprechenden biomechanischen *Feedbacks* erforderlich. Daher müssen Simulationsmethoden entwickelt werden, bei denen neben den rein visuellen Reizen auch das biomechanische *Feedback* realitätsnah vermittelt wird.

## 2.6 SKELETT – KNOCHENAUFBAU UND FORMEN

### 2.6.1 AUFGABEN DES SKELETTS

Die beiden wichtigsten Aufgaben des Skeletts sind die Stützfunktion und der Schutz der inneren Organe. Darüber hinaus dient das Skelett dem Körper als Calcium-, Magnesium- und Phosphat-Speicher und ist daher integraler Bestandteil der mineralischen Homöostase und Stoffwechselfvorgänge (43). Der Knochen unterliegt einem ständigen Wandel und ist als dynamisches Gewebe zu verstehen.

An der Ausbildung der Form des Knochens sind genetische Faktoren, das Wachstum, die Entwicklung und die Belastung des Knochens beteiligt. Als Teil des Bewegungsapparates dienen Knochen als Ansatz und Ursprung für die Skelettmuskulatur und sind daher ständig Zug- und Druckkräften ausgesetzt. Dies führt zu einer belastungsgesteuerten Verteilung und Wachstumsrichtung der Kollagenfasern in der Feinstruktur der Knochen (s. Abb. 1) (44).



**ABBILDUNG 1: AUFBAU EINES RÖHRENKNOCHENS**

1 Schnitt durch einen Röhrenknochen. 2a Schnitt durch das obere Ende des Oberschenkelknochens, dessen Knochenbälkchen in Radien und Bögen entsprechend den Belastungslinien (Trajektorien) angeordnet sind. 2b Schema der Belastungslinien (45) Copyright 2001 Spektrum Akademischer Verlag, Heidelberg

## 2.6.2 HISTOLOGISCHER KNOCHENAUFBAU

Beim Knochenaufbau lassen sich vier Ebenen unterscheiden (46). Makroskopisch sichtbar (1. Ebene) sind die äußere harte Knochenmanschette (Kompakta, Kortikalis) und das Knochenmark (Spongiosa). In der zweiten Ebene sind mikroskopisch Osteone, die auch als Haver'sches System bezeichnet werden, erkennbar. Diese funktionellen Einheiten bestehen aus einem zentralen Knochenkanal und konzentrisch angeordneten Knochenlamellen. Osteone verlaufen in der Achse der Hauptbelastung des Knochens und damit parallel zur Längsachse eines Knochens; können aber auch leicht davon abweichen (47, 48). Der Durchmesser eines Osteons variiert je nach Knochen (Rippen ca. 200 µm, Röhrenknochen z. B. Femur ca. 250–300 µm) (49). Die Trabekel-Struktur der Spongiosa besteht ebenfalls aus entlang der Achse der Hauptbelastung des Knochens verlaufenden Knochenlamellen. Durch ihre zusätzliche Quervernetzung ähnelt ihre Struktur einem Schwamm (*lat. spongia*). Anders als die Osteonen der Kortikalis enthalten die Trabekel der Spongiosa kein zentrales Gefäß; sie werden daher per Diffusion aus dem Knochenmark ernährt, wodurch ihr Durchmesser auf maximal 300 µm begrenzt ist (45). Die Entstehung der lamellären Strukturen der Spongiosa wird als hemiosteonales *Remodeling* (50) bezeichnet. Die Feinstruktur des Knochens (3. Ebene) wird von Mineralkristallen und Kollagenfasern gebildet (46). Die Kollagenfasern entstehen entlang der Längsachse der Osteone und winden sich um den zentral liegenden Knochenkanal (51). Dies trifft vor allem auf die eher außen in der Kompakta liegenden Osteone zu und scheint eine Rolle für die Steifigkeit des Knochens zu spielen (51). Die vierte Ebene beschreibt den chemisch-physikalischen Aufbau der Kollagenfasern und Apatitkristalle (46).

## 2.6.3 KNOCHENFORMEN

Anatomisch lassen sich verschiedene Knochenformen unterscheiden.

### Röhrenknochen

Zu den Röhrenknochen oder langen Knochen (*Ossa longa*) gehören die Knochen der Extremitäten (*Humerus, Ulna, Radius, Femur, Tibia, Fibula*, Fingerknochen). Röhrenknochen bestehen aus dem Knochenschaft (Diaphyse) und den Knochenenden (Epiphysen). Der gesamte Röhrenknochen ist von einer

Knochenhaut (Periost) überzogen. Die beiden Epiphysen sind mit Knorpel überzogen und bilden so die Gelenkflächen. Der Bereich zwischen Schaft und Knochenende (Epiphysenfuge) dient als Wachstumszone und bestimmt das Längenwachstum des Knochens (52). Röhrenknochen fungieren als Stützknochen und zeichnen sich durch ausgeprägte Druckbelastbarkeit und Biegefestigkeit aus. In der Diaphyse befindet sich das Knochenmark.

### **Platte Knochen**

Zu den platten Knochen (*Ossa plana*) zählen der Schädel (*Cranium*), die Rippen (*Costae*), das Schulterblatt (*Scapula*), das Brustbein (*Sternum*) sowie das Becken (*Ossa coxae*). Von außen nach innen bestehen platte Knochen aus der harten Knochenmatrix und der schwammartigen weichen Knochensubstanz. In einigen Plattenknochen (z. B. Brustbein) befindet sich Knochenmark (53). Platte Knochen bilden Hohlräumen und schützen die darin befindlichen Organe. Außerdem dienen sie mit ihrer großen Oberfläche als Ansatz und Ursprung der Muskulatur (52, 53).

### **Weitere Knochenformen**

Weitere Knochenformen sind kurze Knochen (ungeformte Knochen z. B. Handwurzelknochen), Sesambeine (in Sehnen eingelagerte runde Knochen, z. B. Kniescheibe), luftgefüllte, mit Schleimhaut ausgekleidete Knochen am Schädel (z. B. Stirnbein) und unregelmäßige Knochen (nicht den anderen Formen zuzuordnende Knochen, z.B. Wirbel, Unterkiefer).

## **2.7 BIOMECHANIK VON MATERIALIEN**

### **2.7.1 PHYSIKALISCHE GRUNDBEGRIFFE**

Im Folgenden werden die für das Verständnis der biomechanischen Versuche an Knochen notwendigen Begriffe definiert.

#### **Kraft (Newton)**

Die Kraft, die in einem Schwerfeld auf ein Objekt einwirkt, wird üblicherweise in der SI-Einheit Newton [N] angegeben. Als Faustregel gilt, dass die Gewichtskraft von einem Kilogramm (kgf, *kilogram force*) auf der Erdoberfläche etwa 10 N entspricht. Da die Erdbeschleunigung auf Meereshöhe  $9,81 \text{ m/s}^2$  beträgt, entspricht hier die

Gewichtskraft von einem Körper mit der Masse eines Kilos 9,81 N. Umgekehrt ist ein Newton als die Gewichtskraft definiert, die mit der Masse von 102 g auf einen Körper wirkt.

In der Industrie werden Maximalbelastungen von Produkten (z. B. Fußböden), Reißfestigkeiten von Seilen oder Belastungsgrenzen von Aufzügen in N oder N/m<sup>2</sup> angegeben. Alternativ wird die zulässige Masse berechnet. Hierfür wird die ermittelte Maßzahl in N durch 10 geteilt, um die SI-Einheit für Masse [kg] zu erhalten (54).

### **Biegefestigkeit**

Die Maximalbelastung (F<sub>max</sub>) beim Bruch von Proben und die zugehörige Biegefestigkeit (σ<sub>f</sub>) in Megapascal [MPa] wird mit folgender Formel berechnet:

$$\sigma_f = 3FI / 2bh^2$$

mit: σ<sub>f</sub> = Biegefestigkeit [MPa]; F = maximale Kraft, die auf den Probekörper ausgeübt wird [N], l = Abstand zwischen den Widerlagern [mm]; b = Breite des Probekörpers [mm]; h = Höhe des Probekörpers [mm]

### **Drehmoment**

Als Drehmoment wird die Drehwirkung einer Kraft auf einen Körper beschrieben. Wirkt eine Kraft über einen Hebel auf ein Objekt ein, kann das erzeugte Drehmoment dieses Objekt in Rotation versetzen, es verbiegen (Biegemoment) oder in sich verwinden (Torsionsmoment). Das Drehmoment (M) ist definiert als das Produkt aus der Kraft (F) und der Länge des Hebels (r):

$$M = F \cdot r$$

Die SI-Einheit für das Drehmoment ist das Newtonmeter [Nm] (55).

## **2.7.2 BIOMECHANISCHE BESCHAFFENHEIT EINER STRUKTUR – 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH**

Zur Erfassung der Eigenschaften eines Objektes (z. B. Knochen) eignen sich Verformungsversuche. Im 3-Punkt-Biegeversuch wird ermittelt, inwieweit sich ein Objekt bei einer definierten Kraft verformen lässt. Zur Bestimmung der Verformung wird der zurückgelegte Weg des Kraftsensors mit der Verformung des Objektes gleichgesetzt. Beim 3-Punkt-Biegeversuch (DIN ISO 178) wird die Kraft parallel zur Auflage des Objekts eingeleitet. Die Auflager werden abgerundet oder der Prüfling auf Rollen gelagert, um die Reibung an den aufliegenden Enden der Prüflinge zu



minimieren (56, 57). Bei Prüfkörpern, bei denen die Ober- und Unterseite nicht parallel zueinander verlaufen (z. B. bogenförmigen Rippen), müssen die Auflager und die Lasteinleitung in der Längsachse des Prüfkörpers kippbar sein (57).

Auf der Basis der im Biegeversuch ermittelten Parameter lässt sich ein Kraft-Weg-Diagramm mit zwei Phasen erstellen. Die erste Phase beschreibt die elastische Verformung des Objektes. In dieser Phase ist die Verformung reversibel und nimmt proportional zur Kraft zu. Die zweite Phase beginnt mit dem Erreichen des Elastizitätslimits. Ab diesem Zeitpunkt ist die Verformung dauerhaft und destruktiv (57). Schließlich kommt es beim Punkt der maximalen Kraft zum Materialversagen (Versagenspunkt (VP)). Die maximale Kraft beim Erreichen des Versagenspunktes dient als Maß für die Belastbarkeit eines Objektes.

Versuche belegen, dass die oben aufgeführten Annahmen aus der Materialforschung nicht exakt auf Untersuchungen am Knochen übertragbar sind, da durch Flüssigkeitsverschiebungen viskoelastische Effekte und somit Energieverluste auftreten (47). Beim Übergang von der elastischen- in die destruktive Phase der Verformung entstehen im Knochen trabekuläre Mikrofrakturen und Spaltbrüche, was eine Rückkehr des Knochens in seine ursprüngliche Form verhindert (47).

### 2.7.3 GRUNDLAGEN DER MATERIALEIGENSCHAFTEN

Die folgenden Betrachtungen basieren auf der Annahme von homogenen bzw. isotropen Materialien. Isotrope Materialien verfügen in allen Richtungen über die gleichen elastischen Eigenschaften und verhalten sich somit bei vertikaler und horizontaler Belastung gleich. Homogene Materialien haben die gleiche Elastizität in jedem Punkt des Körpers (58).

In der ersten oder linear-elastischen Phase der Verformung entspricht das geprüfte Material einer idealisierten mechanischen Feder. Laut dem Hookeschen Gesetz hängt die **Rückstellkraft (F)** einer mechanischen Feder direkt von ihrer Dehnung ab. Es gilt

$$F = -(x * k),$$

mit F = Rückstellkraft (negativer Wert), x = Dehnungsstrecke und k = Proportionalitätskonstante.

Somit hängt die Spannung im Objekt während der linear-elastischen Verformung proportional von der Dehnung ab. Für die **Spannung ( $\sigma$ )** in einem Objekt gilt

$$\sigma = E * \varepsilon$$

mit E = Materialkonstante (Elastizitätsmodul) und  $\varepsilon$  = Dehnung.

Für das **Elastizitätsmodul (E)** ergibt sich

$$E = \frac{\Delta \sigma}{\Delta \varepsilon}.$$

Das Elastizitätsmodul dient als Maß für die innere Steifigkeit von Objekten. Beim Verbiegen entstehen in den Objekten Scherspannungen, die vom Scherwinkel abhängen. Setzt man diese in Beziehung zueinander, ergibt sich das **Schubmodul (G)**:

$$G = \frac{\Delta \tau}{\Delta \varepsilon_s}$$

mit  $\tau$  = Scherspannung,  $\varepsilon_s$  = Scherwinkel.

Bei Einwirkung von Zug- oder Druck auf ein Objekt kommt es zur Veränderung der Länge und der Breite des Objektes. Das Verhältnis der Veränderung zueinander beschreibt die Querdehnungszahl ( $\mu$ ). Für Knochen wird die mittlere Querdehnungszahl mit 0,3 beziffert (59).

Objekte mit isotropem Materialverhalten werden somit durch die drei biomechanischen Parameter Elastizitätsmodul (E), Schubmodul (G) und die Querdehnungszahl ( $\mu$ ) beschrieben (58). Aus ihrer Beziehung zueinander ergibt sich

$$E = 2G(1 + \mu)$$

Wie erwähnt, ist das Elastizitätsmodul ein Maßstab für die Festigkeit oder Steifigkeit von Materialien unter Einwirkung äußerer Dehnkräfte. Material mit einem höheren Elastizitätsmodul ist steifer und setzt einwirkenden Kräften einen größeren Widerstand entgegen als ein Material mit niedrigem Elastizitätsmodul. Das Elastizitätsmodul ist abhängig von der einwirkenden Last und gilt nur für den linearen Bereich im Spannungs-Dehnungsdiagramm (60, 61).

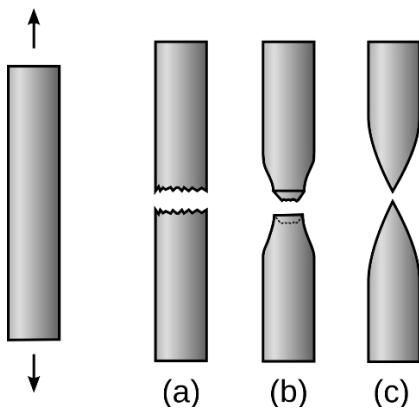
Der Wert des **Elastizitätsmoduls (E)** wird beim 3-Punkt-Biegeversuch nach der folgenden Gleichung berechnet:

$$E = Fl^3 / 4bh^3 f$$

mit  $E$  = Elastizitätsmodul [ $\text{kgf/cm}^2$ ];  $F$  = maximale Kraft, die auf den Probekörper ausgeübt wird [ $\text{N}$ ];  $f$  = Durchbiegung bei der Belastung  $F$  [ $\text{mm}$ ];  $l$  = Abstand zwischen den Widerlagern [ $\text{mm}$ ];  $b$  = Breite des Probekörpers [ $\text{mm}$ ];  $h$  = Höhe des Probekörpers [ $\text{mm}$ ]

#### 2.7.4 EINFLUSS DER ELASTIZITÄT AUF DEN BRUCH

Allgemein gibt es zwei Arten des Materialverhaltens von kristallinen Stoffen vor einem Bruch. Duktile Werkstoffe (z. B. Metalle, Kunststoffe) verformen sich vor einem Bruch, spröde oder brüchige Werkstoffe (z. B. Glas) zerbersten dagegen (s. Abb. 2). Duktile Werkstoffe kündigen durch ihre Verformung den Bruch an, bevor sie zerbrechen, Spröde Werkstoffe hingegen brechen oft ohne sichtbare Anzeichen im Vorfeld. Das Ausmaß der Duktilität hängt davon ab, wie leicht sich die Kristalle in ihrer Struktur auseinanderziehen lassen, ohne den Kontakt zur nächsten Monolage zu verlieren (62)



**ABBILDUNG 2: BRUCHVERHALTEN A) SPRÖDBRUCH B) DUKTILER BRUCH C) VOLLSTÄNDIG DUKTILER BRUCH (63)**

#### 2.7.5 BIOMECHANIK DES KORTIKALEN KNOCHENS

Bei gleichförmigen, industriell genutzten Materialien (z. B. Metalle, Kunststoffe, Keramik) sind mechanische Eigenschaften einfach zu ermitteln. Bei biologischem Material (z. B. Knochen, s. Kap. 2.6) ist dies aufgrund des komplexen Aufbaus schwierig und nur auf makroskopischer Ebene oder für einzelne Bauteile (z. B. Kollagenfasern) möglich (47). Bei der Analyse mechanischer Eigenschaften von Knochen werden trotz der komplexen Mikrostruktur häufig die in der Materialforschung entwickelten Prüfverfahren für Reinstoffe verwendet. Bei Untersuchungen auf makroskopischer Ebene kommen primär Zug/Druckversuche,

Biegetests und Torsionstests zum Einsatz (47, 64). Zur Analyse feinerer Knochenstrukturen eignen sich die akustische Mikroskopie und die Nanoindentation. Beide Techniken liefern Informationen zur Elastizität einzelner Knochenbauteile. Turner *et al.* wiesen mit diesen Techniken nach, dass das Elastizitätsmodul des Trabekelgewebes und des kortikalen Knochengewebes vergleichbar ist (65). Rho *et al.*, die das Elastizitätsmodul von Trabekeln und der Kortikalis mittels Ultraschall- und Mikro-Tensil-Tests verglichen haben, fanden signifikant niedrigere Werte für den kortikalen Knochen. Allerdings wurden die Trabekel-Proben vor der Testung getrocknet, was die mechanischen Eigenschaften verändert haben dürfte (66). Die makroskopischen Materialeigenschaften von Röhrenknochen (Femur oder Tibia) zeigt Tabelle 2.

**TABELLE 2: TYPISCHE MATERIALEIGENSCHAFTEN DES KORTIKALEN KNOCHENS \*RINDERKNOCHEN (AUS: (47))**

Eigenschaft	Wert	Eigenschaft	Wert
Elastizitätsmodul (GPa)		Elastizitätslimit - Zug (GPa)	
Longitudinal	17,4	Longitudinal	115
Transversal	9,6	Elastizitätslimit - Druck (GPa)	
Biegung	14,8	Longitudinal	182
Schubmodul (GPa)	3,51	Transversal	121
Querdehnungszahl	0,39	Elastizitätslimit - Schub (GPa)	54
Maximalspannung - Zug (MPa)		Maximaldehnung - Zug	
Longitudinal	133	Longitudinal	0,0293
Transversal	51	Transversal	0,0324
Maximalspannung - Druck (MPa)		Maximaldehnung - Druck	
Longitudinal	195	Longitudinal	0,0220
Transversal	133	Transversal	0,0462
Maximalspannung - Schub (MPa)	69	Maximaldehnung - Schub	0,33
Maximalspannung - Biegung (MPa)	208,6	Maximaldehnung - Biegung	0,0178*

(GPa = Gigapascal = 10.000 Bar, MPa = Megapascal = 10 Bar)

Bei biomechanischen Komprimierungsversuchen an menschlichen Knochen wurde auch das Verhalten von entmarktem zu Knochenmark-haltigem Knochen verglichen. Dabei fiel auf, dass Knochen ohne Knochenmark höheren Drücken standhält als markhaltiger Knochen (67).

### 2.7.6 BIOMECHANISCHE TESTUNG AN RIPPEN

Mayer *et al.* untersuchten das Bruchverhalten von menschlichen Rippen an Körperspendern. Sie fanden, dass Rippen weiblicher Körperspender – vermutlich

aufgrund der geringeren Knochenmineralisation – bei geringeren Kräften brachen als Rippen männlicher Körperspender. Darüber hinaus brachen die Rippen mit zunehmendem Alter der Spender eher. Das Bruchverhalten korrelierte mit den Knochendichte-Messungen, die ergab, dass sich die Knochendichte mit zunehmendem Alter unabhängig vom Geschlecht reduzierte. Zudem beeinflusste auch die Form der Rippe das Bruchverhalten. Eine fortlaufende Knochendichtemessung zeigte, dass die Knochendichte vom Sternum hin zur Wirbelsäule zunahm und damit einhergehend auch die benötigte Kraft bis zum Bruch. Stärker gekrümmte Rippen wiesen bei ähnlicher Knochendichte eine höhere Steifigkeit auf als solche mit einer flacheren Krümmung (64).

### 3 MATERIAL UND METHODEN

#### 3.1 MATERIAL

##### 3.1.1 GEWINNUNG VON BIOLOGISCHEM AUSGANGSMATERIAL

Für die Erstellung der 3D-Datensätze wurde als Vorlage eine menschliche Rippe verwendet. In Kooperation mit dem Institut für funktionelle und klinische Anatomie der Universität Mainz wurden bei einem männlichen 75-jährigen *fresh-frozen* Körperspender über einen beidseitigen dorsolateralen Schnitt (Ursprung der dritten Rippe bis zum Ansatz der achten Rippe) die rechte und linke vierte Rippe *in toto* und die distalen 10 cm des rechten Radius des Körperspenders (Knochendichte-Bestimmung) entnommen.

Direkt nach der Entnahme wurde in Handarbeit verbliebenes, nicht knöchernes Gewebe von dem Rippenpaar und Radius entfernt. Um einer Dehydratation vorzubeugen, wurden die Knochen mit in 0,9 % NaCl getränkten Mullkompressen umwickelt und bei -20°C eingefroren. Abbildung 3 zeigt die gereinigte rechte Rippe.

**ABBILDUNG 3 ORIGINALRIPPE RECHTS**



### **3.1.2 MESSUNG DER KNOCHENDICHTE**

Die Knochendichte des Spenders wurde am entnommenen distalen Radius überprüft, um eine mögliche Osteoporose auszuschließen (s. Anhang, Abb. 33). Die periphere quantitative CT (pQCT) wurde im Institut für funktionelle und klinische Anatomie, Sektion der Kinderradiologie, der Unimedizin Mainz durchgeführt.

### **3.1.3 PRÜFRAHMEN**

Die Messungen erfolgten mit dem Einsäulen-Tischprüfsystem der Firma Instron aus der Modellreihe 5943 des Instituts für funktionelle und klinische Anatomie der Universität Mainz. Dieses Universalprüfsystem ermöglicht statische sowie zyklische Zug- und Druckprüfungen. Laut Hersteller eignet sich das Gerät zur „Prüfung von medizinischen Geräten und Biomaterialien, Textilien, Elastomeren, Lebensmitteln, kleinen Bauteilen und Mikroelektronik, Draht, Papier und Kunststofffolien.“ (68). Der Prüfrahmen bietet eine Nennkraft von bis zu 1 kN und einen Traversenweg von maximal 1123 mm (68). Das Prüfsystem Instron 5943 wurde mit der ebenfalls von der Firma Instron entwickelten Prüf-Software *Bluehill* in seiner zweiten Version betrieben. Die *Bluehill-Software* ermöglicht die Erstellung, Steuerung, Überwachung und Analysierung benutzerdefinierter Prüfanwendungen.

### **3.1.4 HARDWARE**

#### **Computertomograf**

Der DICOM-Datensatz wurde durch eine hochauflösende CT-Aufnahme in der Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie der Universitätsmedizin Mainz erstellt. Hierfür wurde das Gerät Phillips iCT 256 Version QDicNet\_3408 verwendet.

## **Computer**

Das externe *Post-Processing*, die Bildbearbeitung und die Vorbereitung für den 3D-P erfolgte mit einem PC mit dem Betriebssystem Windows 10 64 Bit und einem AMD Ryzen 5 3.20 GHz und 16 GB Arbeitsspeicher.

## **3D-Drucker**

Für den 3D-P der Kunstrippen wurde der 3D-Drucker des Instituts für Physiologische Chemie, AG angewandte Molekularbiologie, verwendet. Das Modell *Ultimaker 3* der Firma *Cura* erzeugt im FDM-Verfahren 3D-P-Modelle. Der Bauraum des Druckers beträgt 197 x 215 x 200 mm (7,8 x 8,5 x 7,9 Zoll) und die Schichtauflösung bis zu 20 Micron (0,001 Zoll). Laut der Firma *Ultimaker* bietet „der *Ultimaker 3* [...] ein zuverlässiges 3D-P-Ergebnis. Sein marktführendes Doppelsextrusionssystem, die automatische Druckbettausrichtung, die NFC-Spulenerkennung und die *Hot-Swap-Printcores* vereinfachen es komplexe Geometrien zu drucken und eine hohe Betriebszeit und Wiederholbarkeit zu erzielen.“ (47).

## **Kamera**

Für die Fotografien wurde eine Spiegelreflexkamera von Canon (EOS 4000D) und Objektiv mit einer Brennweite von 17–85 genutzt.

### **3.1.5 3D-P-SOFTWARE**

#### **Software zur Konstruktion des Volumenmodells**

Für die Umwandlung der CT-Daten der Originalrippe im DICOM-Format in ein 3D-Volumenmodell im druckbaren STL-Format wurde das Programm *3D-Slicer* in der Version 4.10.2 verwendet. *3D-Slicer* ist eine *Open-Source-Software* für medizinische Bildinformatik, Bildverarbeitung und 3D-Visualisierung. *Slicer* wurde über zwei Jahrzehnte mit Unterstützung des *National Institutes of Health* und einer weltweiten Entwicklergemeinschaft konzipiert und bietet Ärzten, Forschern und der Öffentlichkeit kostenlose, leistungsstarke plattformübergreifende Verarbeitungswerkzeuge (69).



### **Software zur Bearbeitung des Volumenmodells**

Zur Bearbeitung des erstellten Volumenmodells der Rippen wurde das Programm *Ultimaker Cura* in der Version 4.5 angewendet. Die kostenlose *Open-Source-3D*-Erstellungssuite unterstützt die gesamte Bandbreite der 3D-Modellierung und ermöglicht eine grafische Darstellung der Modelle in allen Ebenen (*Rendering*).

#### **3.1.6 DRUCKVORBEREITUNG**

Zur Druckvorbereitung der 3D-Modelle (*Slicing*) wurde ebenfalls das Programm *Ultimaker Cura* der Firma *Cura* in Version 4.5 verwendet. Das *Slicing* ist ein automatisierter Prozess, in dem die vorher ausgewählten Parameter wie Kunststoffart, Außenhülldicke, *Infill*-Architektur, Drucktemperatur und das zu druckende Volumenmodell in ein vom 3D-Drucker druckbaren Datensatz umgewandelt werden. Falls erforderlich werden vom Programm dabei Unterstützungsstrukturen für überhängende und damit im Druckprozess freischwebende Modellstrukturen erzeugt. Diese Unterstützungsstrukturen können mit wasserlöslichem Material gedruckt werden, so dass sie im *Post-Processing* einfach wieder entfernt werden können.

#### **3.1.7 DRUCKMATERIAL**

Im Rahmen der Entwicklung des Systems wurde eine Reihe von Vorversuchen durchgeführt. Zuerst musste das Polymer für die Herstellung der Modellrippen ausgewählt werden. Typischerweise werden in 3D-Druckern ABS oder PLA verwendet. Für die vorliegende Arbeit wurde PLA präferiert, da in Vorversuchen das ABS bei der Aushärtung zum Schrumpfen neigte und so die Anatomie der Kunstrippen veränderte. Die Eigenschaft des ABS-Materials sich vor einem Bruch zu verzerren und zu verbiegen (hohe Duktilität) führte zudem in Vorversuchen zu enorm hohen maximalen Verbiegungswerten.

#### **Material Generation 1,2 und 3**

Für die ersten Generationen der Modellrippen wurde ein jeweils ein PLA der Firma *Filamentworld* (Artikel-Nr. Generation 1 PLA175XCLR; Generation 2+3 PLA300XSBL) verwendet. Der leicht zu verarbeitende Kunststoff verfügt über eine hohe Steifigkeit (E-Modul 3300 mPa), eine hohe Biegefestigkeit (84 MPa (XZ-Achse),  
28

45 MPa (ZX-Achse)) und eine Schlagfestigkeit von 16 J/m. Seine Bruchdehnung nach ASTM D882 liegt bei 160 %.

#### **Material Generation 4**

In dieser Generation kamen zwei verschiedene Filamente zum Einsatz.

Das *Green-Tec*®-Filament der Firma Extrudr (Artikel-Nr.: GTC300XWHT) ist ein zu 100 % kompostierbarer Biokunststoff auf der Basis von Lignin. Das *Green-Tec*®-Filament zeichnet sich durch ein E-Modul von 2600 MPa und eine Schlagfestigkeit von 19 J/m aus. Nach ISO 527 zeigt es eine Bruchdehnung von 14 %, was für eine im Vergleich zu PLA geringere Duktilität spricht.

Zudem wurde ein mit 20 % Kohlefasern beladenes 3D-Druckfilament auf Amphora-Copolyester-Basis (ColorFabb XT-CF20), das eine hohe Steifigkeit aufweist, getestet. Das E-Modul beträgt 6200 MPa und die Schlagfestigkeit 6 kJ/m. Die Bruchdehnung wird nach ISO 527 mit 7,5 % angegeben. Damit zeigt dieses Filament unter den verwendeten Materialien die geringste Neigung zur Duktilität.

### **3.2 METHODEN**

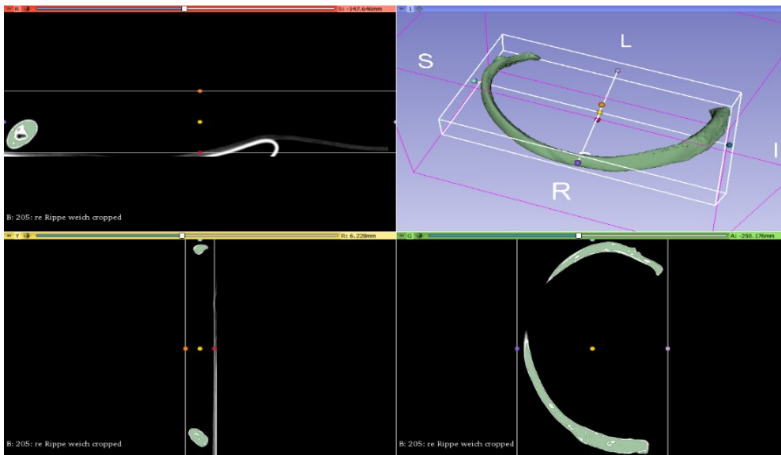
Zunächst erfolgten Testmessungen zur Festlegung und Kalibrierung des Prüfungsablaufes. Hierbei wurden die Parameter des Testablaufes für den 3-Punkt-Biegeversuch und die Torsionsmessung festgelegt (s. Kap. 3.2.2). Anschließend wurden die entnommenen Originalrippen auf ihre Biegefestigkeit und Elastizität getestet. Auf der Basis der gewonnenen Daten wurde die erste Kunstrippen-Generation erstellt. Die aus den Messungen der Kunstrippen resultierenden Kraftdimensionen dienten als Grundlage für die Auswahl der Druckkunststoffe der vierten Rippengeneration und für das Design der Innenstrukturen der Modellrippen. Im Anschluss erfolgten mit identischem Testablauf die Vergleichsmessungen der Modellrippen-Generationen.

### 3.2.1 ERSTELLUNG DES VOLUMENMODELLS

Zur Generierung der 3D-Dateien wurden die Rippen im CT gescannt und hochauflösende DICOM-Datensätze erstellt. Durch die Verwendung der CT war es möglich, sowohl die Oberflächenstruktur als auch Binnenstrukturen exakt darzustellen und schichtweise zu betrachten. Zur Vereinfachung der Nachbearbeitung wurden die Rippen im CT einzeln auf Schaumstoff gelagert. Das Schaumstoffpolster zwischen Objekt und Tisch führte dazu, dass sich die Modelle in den virtuellen Dateien freischwebend und leicht abgrenzbar darstellten. Die CT-Einstellungen sind im Anhang in Tabelle 10 dargestellt.

Die als Grundlage für alle Modellrippen verwendeten Volumenmodelle wurden mit dem Programm 3D-Slicer Version 4.10.2 erstellt. Hierzu wurden die DICOM-CT-Daten importiert. Das anhand seiner Dichte identifizierte Knochenmaterial wurde digital (Funktion: *Segmentation Editor*) vom übrigen Material separiert. Das erstellte knöcherne Segment wurde anhand seiner Dichte, durch die Funktion *Fill Segment based on master volume Intensity range (Threshold)* mit der Einstellung auf 1,00–897,72 verfeinert. Das generierte 3D-Modell entsprach somit dem knöchernen Anteil (s. Abb. 4, grün) der Originalrippe.

**ABBILDUNG 4 SCREENSHOT VON DER 3D-SLICER-ERSTELLUNG DES VOLUMENMODELLS**



### 3.2.2 HERSTELLUNG DES DRUCKFÄHIGEN MODELLS

#### **Bearbeitung des Volumenmodells**

Zunächst wurden in dem *Cloud*-basierten Programm *Autodesk Fusion 360* alle verbliebenen, nicht-knöchernen Strukturen entfernt und Löcher, die als Artefakt durch die Computerberechnungen auf der Modelloberfläche entstanden waren, aber im Originalknochen nicht vorkamen, verschlossen. In dem Programm wird die Oberfläche der Volumenmodelle, wie bei STL-Daten üblich, aus Dreiecken zusammengesetzt. Die Ecken der Dreiecke können im Raum verschoben und neu verbunden werden; so kann das Modell beliebig verändert werden.

Weiter wurde die im Inneren der Rippe liegende Trabekelstruktur in diesem Arbeitsschritt entfernt. Hierzu wurden die zur Trabekelstruktur gehörenden Flächen markiert und gelöscht. Die originale Trabekelstruktur muss für die späteren Arbeitsschritte entfernt werden, da diese mit der Aktuell zur Verfügung stehenden minimalen Auflösung der 3D Drucker nicht abzubilden ist. Der entstandene Hohlraum wurde in einem weiteren Arbeitsschritt durch *Infill*-Architekturen ersetzt.

#### **Innenstruktur**

In den einzelnen Rippengenerationen fanden verschiedene, mit dem Programm *Cura* (Version 4.5) der Firma *Ultimaker* erstellte *Infill*-Architekturen Anwendung. Das Programm bietet die Möglichkeit, vorgegebene Strukturvarianten automatisch in Hohlräume einzufügen. Zunächst wurde sich bei der Auswahl der *Infill*-Architekturen auf diese vorgegebenen *Presets* beschränkt.

Die zur Verfügung stehenden Steuerungsparameter sind die Anordnung der Stützstrukturen zueinander (*Infill-Pattern*, z. B. trianguläre Dreiecke), die Dichte der Stützstruktur und der Abstand zwischen den einzelnen Stützstruktur-Elementen. Letzterer wird vom Programm automatisch aus dem gewählten *Pattern* und der gewählten Dichte berechnet. Die verschiedenen *Infill Pattern* dienen zur Simulation der zuvor entfernten originale Trabekelstruktur.

Die Auswirkung der *Infill*-Architekturen auf die biomechanischen Eigenschaften der Modellrippen wurden in der zweiten und dritten Rippen-Generation getestet. Zunächst wurde das vorbereitete Volumenmodell im Bauraum des virtuellen 3D-Druckers in der Druckebene positioniert. Nach der Positionierung im Druckbereich wurde das Volumenmodell vom Programm zur Bearbeitung freigegeben.

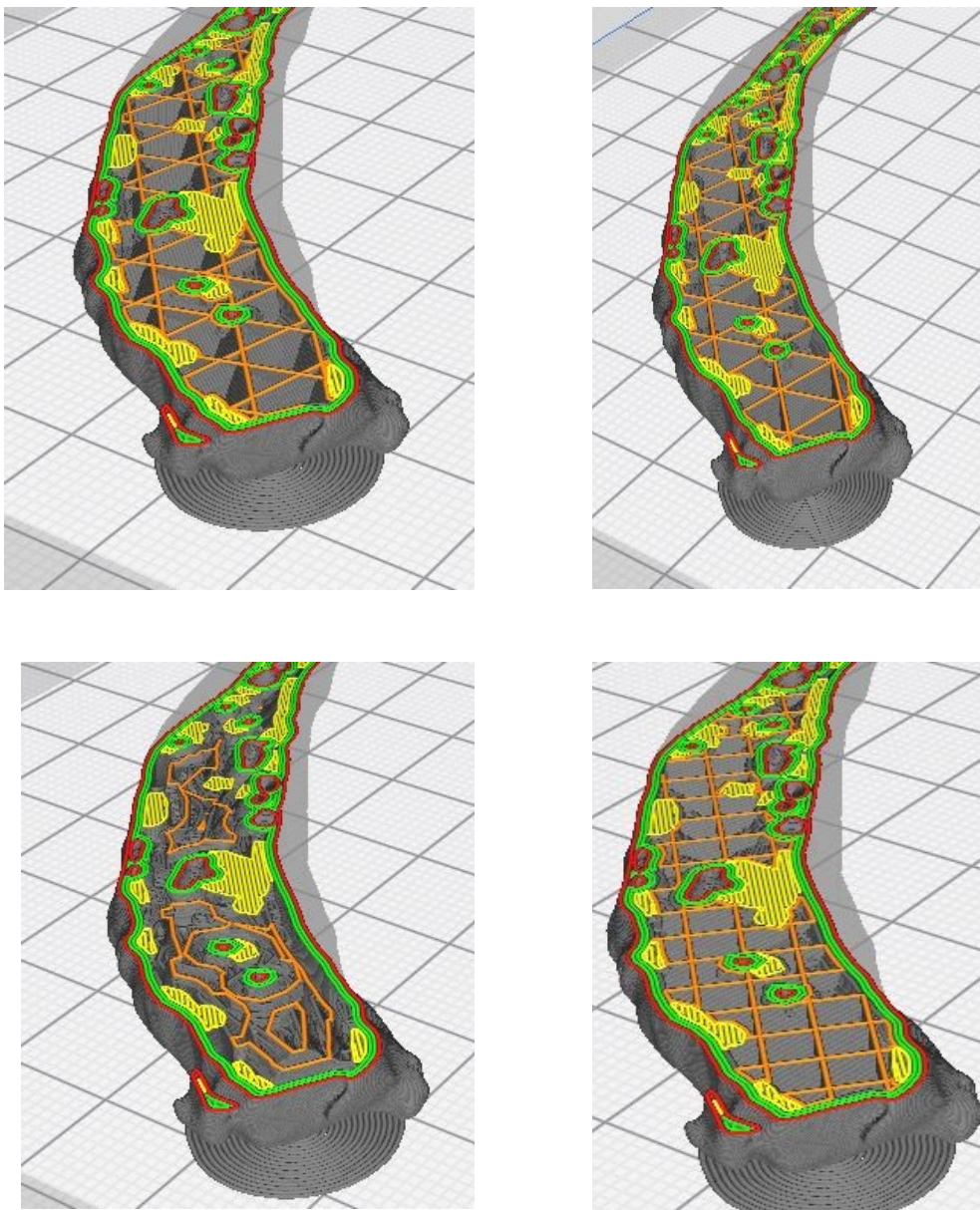
Anschließend wurde das *Pattern* ausgewählt und die Steuerungsparameter (*Infill-Dichte*, *Infill-Pattern*, *Außenhülldicke*) eingestellt. Danach errechnete Cura beim *Slicing* automatisch ein neues Modell mit der ausgewählten *Infill-Struktur* und falls nötig Stützstrukturen. In Abbildung 5 sind Beispiele für die verwendeten *Infill-Pattern* in der zweiten (*Triangel*, *Cubic*, *Concentric*) und dritten (*Grid-Infill*) Generation grafisch dargestellt. Abbildung 6 zeigt die Originalrippe im Vergleich zu einer Modellrippe.

#### ABBILDUNG 5 BEISPIELE FÜR 3D-P-RIPPEN MIT VERSCHIEDENEN INNENSTRUKTUREN

Oben rechts: *Infill-Pattern Cubic*, *Infill-Dichte* 25 %, *Außenhülldicke* 1 mm

Unten links: *Infill-Pattern Concentric*, *Infill-Dichte* 25 %, *Außenhülldicke* 1 mm

Unten rechts: *Grid-Infill*, *Infill-Dichte* 20 %, *Außenhülldicke* 1 mm



**ABBILDUNG 6 VERGLEICH ORIGINALRIPPE MIT MODELLRIPPE**



### 3.2.3 MESSPROTOKOLL

Für die Durchführung der Versuche mussten die Prüfmethode im Programm *Bluehill 2* angepasst werden. Als Prüfmethode wurde aufgrund der gewählten Vergleichsparameter (Biegeverformung, Elastizitätsmodul) die Methode Biegung / Verformung ausgewählt. Zur Berechnung der Vergleichsparameter musste die Morphologie des Rippenmodells– im vorliegenden Fall die Abmessung (190,5 x 156,5 x 24,0 mm) und Geometrie (röhrenförmig)– bestimmt werden. Anschließend wurde die Verformungsrate auf 15 mm/min festgelegt, um eine gleichmäßige Belastung der Modelle und eine Unterscheidung zwischen linearer und nicht linearer Verformung zu gewährleisten. Der Endpunkt war der Kraftabfall bzw. der Verlust des Widerstandes durch das Prüfling (Zeitpunkt des Bruches). Diese Einstellungen (s. Tab. 3) waren für beide Versuche (3-Punkt-Biegeversuch, Torsionsversuch) identisch.

**TABELLE 3: ÜBERSICHT ÜBER DIE EINSTELLUNGEN DER MESSPROTOKOLLE**

Rate	15 mm/min
Endpunkt	Widerstandsverlust (Bruch)
Vergleichsparameter	<ul style="list-style-type: none"><li>• maximale Biegeverformung</li><li>• maximale Biegekraft</li><li>• Elastizitätsmodul</li></ul>

## **Vorbereitung der Messung**

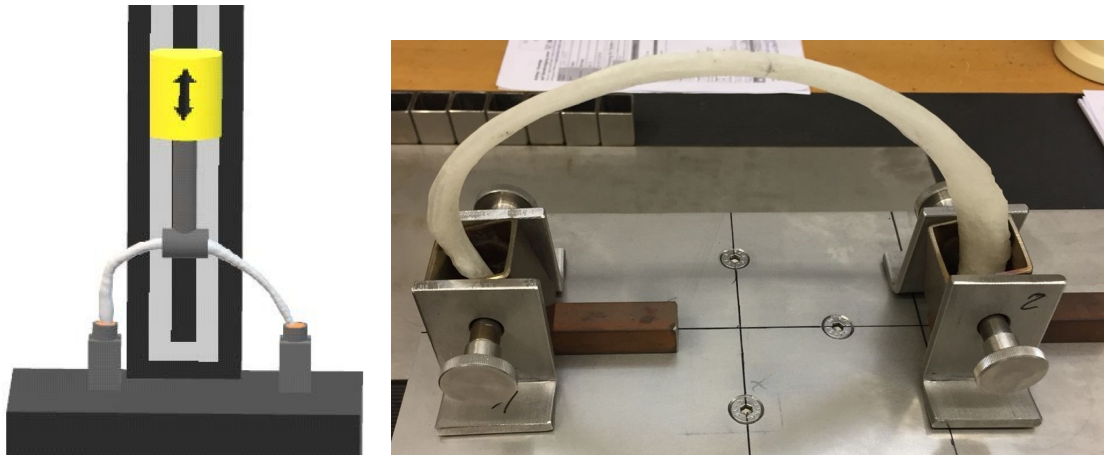
Zu Beginn der Versuche wurden die Messobjekte mit dem Knochenzement Copal® der Firma Heraeus in den Hülsen der Apparatur eingeklebt, um eine verwindungssteife Verankerung der Rippen an beiden Enden zu erzielen. Die Hülsen mit den eingeklebten Rippen wurden in die Halterung geschraubt. Bei der Verschraubung wurde – wie in der DIN ISO 178 gefordert – auf eine kippbare Lagerung der Enden des Prüfkörpers geachtet. Durch die Verschraubung auf einer gemeinsamen Grundplatte konnte die Messhalterung zwischen Biege- und Torsionsversuch gewechselt werden.

## **3-Punkt-Biegeversuch**

Die Steuerungsparameter im 3-Punkt-Biegeversuch orientierten sich an dem in der Industrie etablierten Standard *DIN EN ISO 178 (2013-09) Kunststoffe – Bestimmung der Biegeeigenschaften*. Bei der Prüfung wird die maximale Kraft beim Bruch, die Durchbiegung bei einer Kraft von 50 N, die Biegespannung und das Biege-E-Modul ermittelt. Wie erwähnt, kommt es beim Übergang von der elastischen in die destruktive Phase der Verformung zu Mikrofrakturen im Inneren der Knochen, die die Integrität des Knochens und damit seine mechanischen Eigenschaften beeinflussen. Daher bestand das Messprotokoll – anders als in der DIN ISO 178 gefordert – aus einer singulären Testung der Rippen bis zum Bruch. Für die Messung der Kraftaufnahme im 3-Punkt-Biegeversuch entwickelte das Institut für funktionelle und klinische Anatomie der Universität Mainz eine Rippenhalterung für das Instron 5943 Prüfsystem und stellte dieses für die vorliegenden Versuche zur Verfügung (s. Abb. 7).



**ABBILDUNG 7 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG (LINKS) UND HALTERUNG MIT RIPPE (RECHTS)**

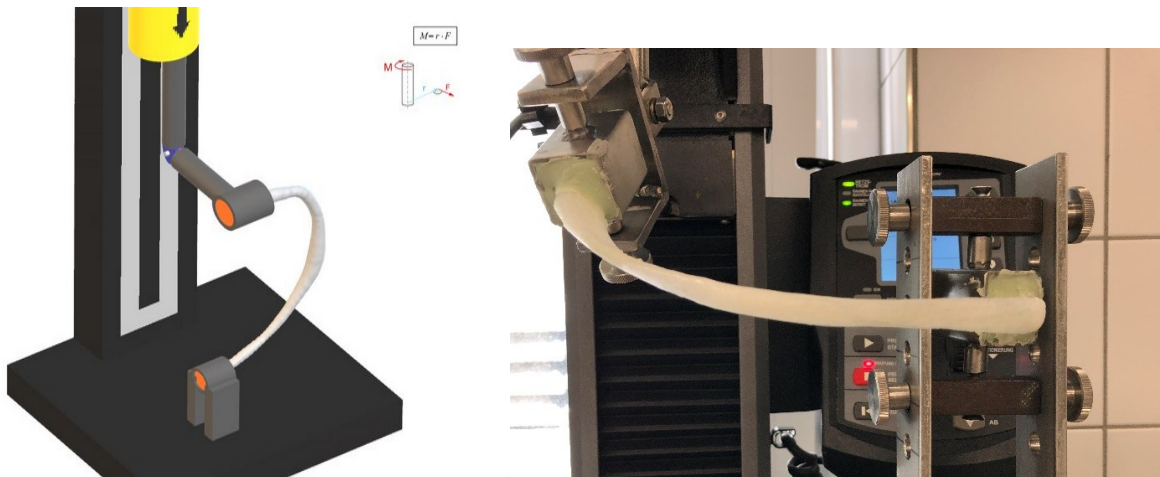


Weiter wurde in diesem Versuch die Lokalisation der Fraktur in den Modellrippen und in der Originalrippe verglichen und fotografisch dokumentiert. Hierzu wurden die gebrochenen Rippen auf Millimeterpapier positioniert und abfotografiert.

### **Torsionsmessung**

Für die Torsionsmessung fehlt ein für Rippen anwendbarer Industriestandard. Daher wurde in der vorliegenden Studie ein neues Testdesign auf der Basis der Endpunkte aus der DIN ISO 178 entwickelt. Zunächst wurde eine auf dem Hebelgesetz ( $Nm = r \times F$ ) basierende rechtwinklige Halterung (s. Abb. 8) für das Instron 5943 Prüfsystem konstruiert. Damit ließ sich in einem Bereich von 0–40 mm Traversenweg die Rippe in Torsion zu bringen, ohne sie unter Zug zu setzen. Bei Traversenwegen über 50 mm addierte sich die benötigte Kraft für das Strecken der Rippe in Längsachse zur benötigten Kraft für die Torsion, da die Länge des Hebels ( $r$ ), in dem Aufbau 50 mm betrug.

**ABBILDUNG 8 TORSIONSVERSUCH: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG (LINKS) UND HALTERUNG MIT RIPPE (RECHTS)**



Aus dem maximal bis zum Bruch der Rippe zurückgelegten Traversenweg und dem Kraftmaximum wurde über das Hebelgesetz ( $Nm = r \times F$ ) das Drehmoment (Nm) errechnet, welches auf die Rippen wirkte.

### 3.2.4 VERSUCHSREIHEN

Die **erste 3D-P-Rippen-Generation** diente der Validierung der Reproduzierbarkeit der Versuche. Hierzu wurden fünf identische Rippen (1,5 mm Außenhülldicke, 20 % *Infill*-Dichte, *Infill-Pattern Triangel*) gedruckt und im 3-Punkt-Biegeversuch gemessen. Die gewonnenen Daten sollten gegebenenfalls vorhandene Abweichungen unter den Modellrippen aufdecken.

Die **zweite 3D-P-Rippen-Generation** diente der Evaluation des potenziellen Einflusses der strukturellen Parameter der Modellrippen. Hier wurde die Auswirkung der Kombination aus *Infill-Pattern* (*Triangel*, *Cubic*, *Concentric*), *Infill*-Dichte (25 %) und Außenhülldicke (1,0, 1,5 und 2,0 mm) auf die Biomechanik an insgesamt neun Modellen verglichen.

Die **dritte 3D-P-Rippen-Generation** analysierte isoliert die Auswirkung der Außenhülldicken auf die Biomechanik. Dazu wurden drei Rippen mit einem *Grid-Infill* mit einer *Infill*-Dichte von 20 % Dichte und Außenhülldicken von 0,5, 1,0 und 1,5 mm gedruckt.

Die **vierte 3D-P-Rippen-Generation** untersuchte die Auswirkung verschiedener Druckmaterialien. Die 3D-P-Rippen wurden mit einem triangulären *Infill* mit einer Dichte von 20 % und einer Außenhülldicke von 1,5 mm gedruckt. Als Materialien wurden das bereits in den vorangegangenen Generationen verwendete PLA sowie die Filamente *Green-Tec*® der Firma Extrudr und XT-CF20 der Firma ColorFabb genutzt.

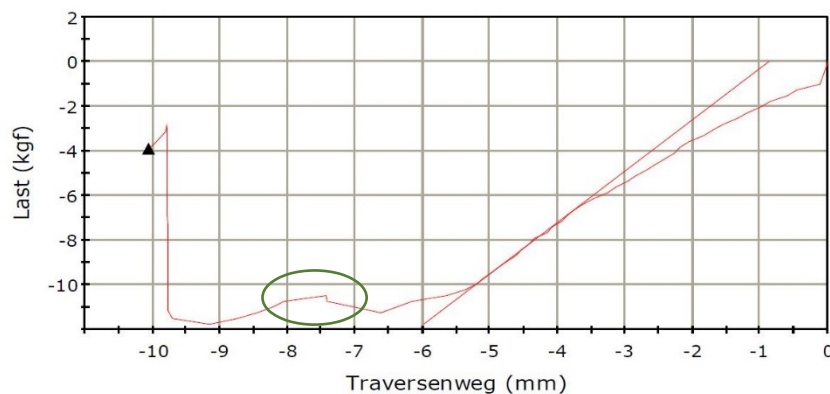
## 4 ERGEBNISSE

### 4.1 ORIGINALRIPPE

#### 4.1.1 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH

Die linke Originalrippe zeigte im 3-Punkt-Biegeversuch eine maximale Biegeverformung von 9,77 mm bei einer maximalen Biegekraft von 10,89 kgf. Das aus der linearen Verformung errechnete Elastizitätsmodul betrug 0,41 kgf/cm<sup>2</sup>. Beim Übergang von der linearen Phase der Verformung in die Plateauphase waren zwei Kraftsprünge erkennbar (○) (s. Abb. 9).

**ABBILDUNG 9 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM DER ORIGINALRIPPE**



▲=Ende der Messung    / =Steigungsgerade des linearen Verlaufs der Verformung (=E-Modul)

#### 4.1.2 FRAKTURLOKALISATION IM 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH

Abbildung 10 zeigt die Lokalisation und den Verlauf der Fraktur der Originalrippe. Die Rippe war mittig, unmittelbar am Ansatz des Druckaufnehmers gebrochen. Der Frakturverlauf bildete eine dreieckige Kerbe ohne Splitterung größerer Kortikalis-Fragmente. Im oberen Anteil der Fraktur waren eine parallel zur Kortikalis verlaufende Bruchspalte sowie dreieckige Ausrisse der Kortikalis entlang der Fraktur zu erkennen. Der untere Anteil der Fraktur zeigte einen glatten Rand.

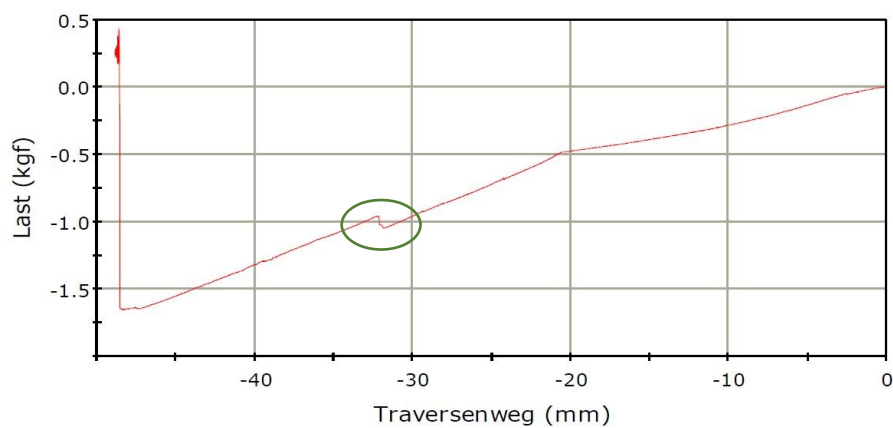
## ABBILDUNG 10 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH: FRAKTUR DER ORIGINALRIPPE (NAHAUFNAHME)



### 4.1.3 TORSIONSVERSUCH

Der Torsionsversuch wurde mit der rechten Originalrippe durchgeführt (s. Abb. 11). Die maximale Biegekraft lag bei 1,58 kgf, demnach wurde ein maximales Drehmoment von 0,85 Nm erreicht. Der Traversenweg bei der maximalen Biegeverformung lag bei 48,85 mm. Das Elastizitätsmodul der Originalrippe bei Torsion betrug  $0,24 \text{ kgf/cm}^2$ .

### ABBILDUNG 11 TORSIONSVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM DER ORIGINALRIPPE



## 4.2 ERSTE GENERATION

### 4.2.1 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH

Die maximale Biegeverformung bei den 3D-P-Rippen aus PLA lag im Mittel bei  $11,34 \pm 0,984$  mm bei einer maximalen Biegekraft von  $10,74 \pm 0,21$  kgf und einem mittleren Elastizitätsmodul von  $0,30 \pm 0,00148$  kgf/cm<sup>2</sup> (s. Tab. 4).

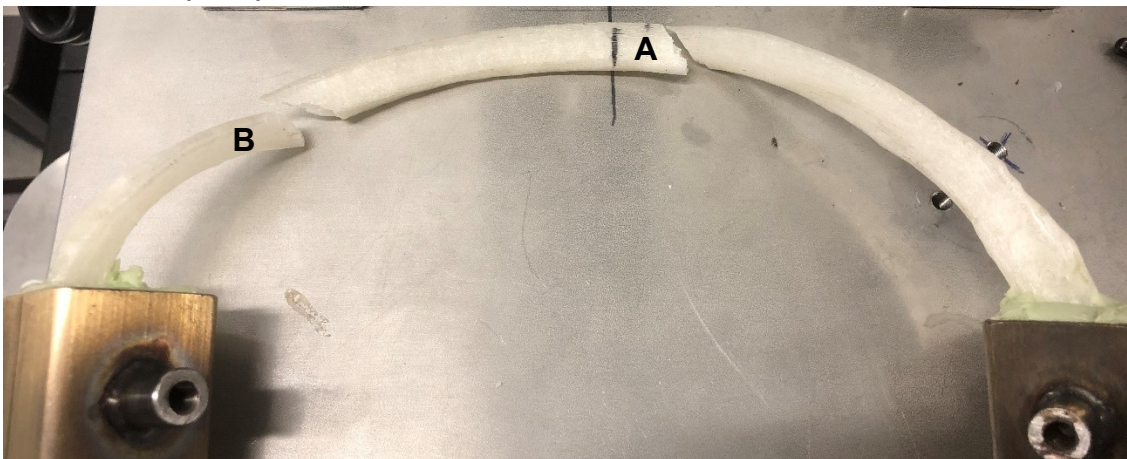
**TABELLE 4: 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – ERGEBNISSE DER MODELLRIPPEN DER ERSTEN GENERATION**

		maximale Biegeverformung (mm)	maximale Biegekraft (kgf)	Elastizitätsmodul (kgf/cm <sup>2</sup> )
Originalrippe		9,77	10,89	0,41
Modellrippen: 1,0 mm Außenhülldicke, 25 % <i>Grid-Infill</i> , PLA	Rippe 1	10,03	11,32	0,32
	Rippe 2	11,41	10,98	0,33
	Rippe 3	10,45	11,02	0,31
	Rippe 4	12,33	10,34	0,28
	Rippe 5	12,50	10,11	0,26
MW ± SD		$11,34 \pm 0,984$	$10,74 \pm 0,21$	$0,30 \pm 0,00148$
MW ± SD = Mittelwert ± Standardabweichung, PLA = Polylactid				

### 4.2.2 FRAKTURLOKALISATION IM 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH

In dem Versuch zerbrachen alle PLA-Rippen in drei Teile (s. Abb. 12).

**ABBILDUNG 12: 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH: FRAKTUR DER MODELLRIPPEN AUS POLYLACTID (PAL)**



Eine Fraktur (A) lag in unmittelbarer Nähe zum Punkt der Krafteinwirkung durch das Messgerät, die zweite Fraktur (B) im schlankeren, dorsalen Anteil der Rippe. Der

Frakturverlauf verlief bei beiden Frakturen von der inneren Rippenflexur beginnend schräg nach dorsal. Der Winkel der Fraktur A betrug 63°, der der Fraktur B 145°. Die Frakturkanten von Fraktur A zeigten einen stufigen Verlauf, die Frakturkanten von Fraktur B waren glatt. Die Frakturkanten wiesen keine Frakturen entlang der Druckschichten (Delaminationen) auf.

#### 4.2.3 TORSIONSVERSUCH

Beim Torsionsversuch zeigten die Rippen der ersten Modellrippen-Generation höhere Werte als die gemessene Originalrippe. Die durchschnittliche maximale Biegeverformung in Torsion lag bei  $98,26 \pm 14,66$  mm. Die dafür benötigte Kraft betrug  $5,64 \pm 0,07$  kgf (55,31 N). Bei einem Hebelweg von 50 mm lag das durchschnittliche maximale Drehmoment bei  $3,04 \pm 0,026$  Nm und das Elastizitätsmodul bei  $0,33 \pm 0,00036$  kgf/cm<sup>2</sup> (s. Tab. 5).

**TABELLE 5: TORSIONSVERSUCH – ERGEBNISSE DER MODELLRIPPEN DER ERSTEN GENERATION**

		maximale Biege- verformung (mm)	maximale Biegekraft (kgf)	Elastizitätsmodul (kgf/cm <sup>2</sup> )	Drehmoment (Nm)
Originalrippe		48,85	1,58	0,24	0,85
Modellrippen: 1,0 mm Außenhülldicke, 25 % <i>Grid-Infill</i> , PLA	Rippe 1	102,16	5,43	0,32	2,93
	Rippe 2	92,45	6,11	0,33	3,29
	Rippe 3	102,36	5,44	0,36	2,93
	Rippe 4	95,56	5,87	0,35	3,17
	Rippe 5	98,76	5,34	0,31	2,88
MW ± SD		$98,26 \pm 14,66$	$5,64 \pm 0,07$	$0,33 \pm 0,00036$	$3,04 \pm 0,026$
MW ± SD = Mittelwert ± Standardabweichung, PLA = Polylactid					

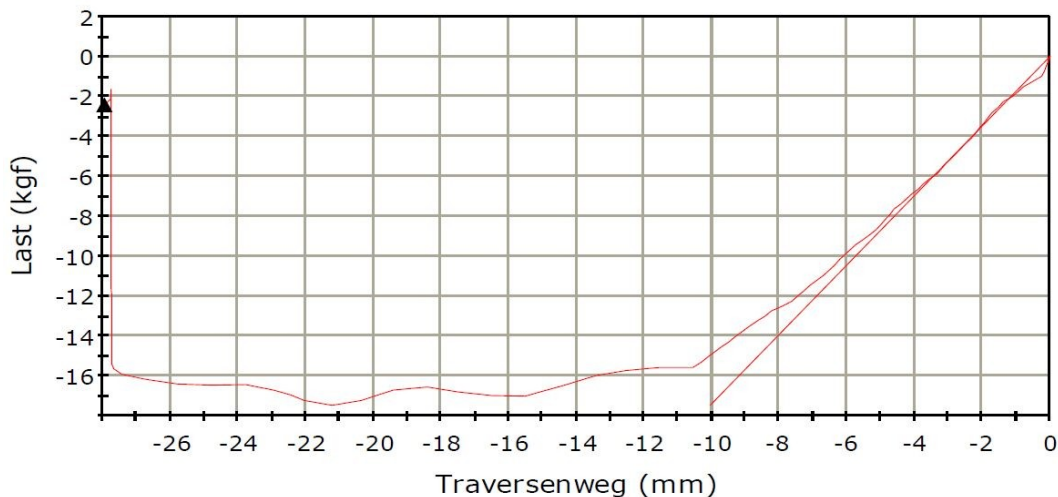
## 4.3 ZWEITE GENERATION

### 4.3.1 3-PUNKT-BIEGEVERSUCHE – KRAFT-WEGE-DIAGRAMME / FRAKTURLOKALISATION

#### 1,0 mm Außenhülldicke – 25% Füllung – *Infill-Pattern-Triangel*

Die maximale Biegeverformung der Rippe mit 1,0 mm Außenhülldicke und einem *Infill-Pattern-Triangel* mit einer Dichte von 25 % lag bei 26,91 mm. Die Biegekraft erreichte ein Maximum von 16,85 kgf. Das errechnete Elastizitätsmodul lag bei 0,31 kgf/cm<sup>2</sup>. Abbildung 13 (oben) zeigt das zugehörige Kraft-Weg-Diagramm.

Der Bruch der Rippe erfolgte 1 cm vom Ort der Krafteinwirkung entfernt in Richtung des ventralen Rippenanteils (s. Abb. 13 unten). Die Fraktur verlief von der äußeren Rippenflexur in einem Winkel von 80°. Die Kanten der Fraktur wiesen keine Delamination entlang der Druckschichten auf.





▲=Ende der Messung, / =Steigungsgerade des linearen Verlaufs der Verformung (=E-Modul)

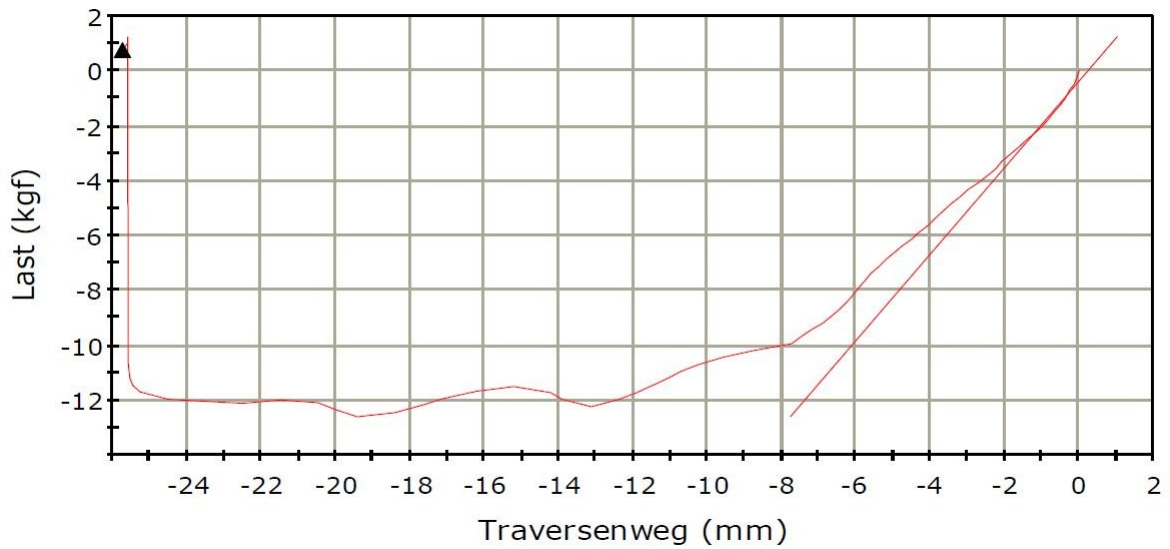


**ABBILDUNG 13 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM (OBEN) UND FRAKTUR (UNTEN) DER MODELLRIPPE (INFILL-PATTERN TRIANGEL, INFILL-DICHTE: 25 %, AUSSENHÜLLDICKE: 1 MM, MATERIAL: POLYLACTID (PAL))**

**1,0 mm Außenhülldicke – 25% Füllung – Infill-Pattern-Cubic**

Diese Rippe erreichte eine maximale Biegeverformung von 24,78 mm, die Biegekraft lag dabei bei 12,42 kgf. Das errechnete Elastizitätsmodul betrug 0,28 kgf/cm<sup>2</sup>. Abbildung 14 (oben) zeigt das zugehörige Kraft-Weg-Diagramm.

Die Fraktur in dieser Rippe lag 1 cm vom Punkt der Krafteinwirkung in Richtung des ventralen Anteils (s. Abb. 14, unten). Die Fraktur verlief in einem Winkel von 110°. Sie wies an der äußeren Flexur einen Ausriss entlang einer Druckschicht auf.



▲=Ende der Messung, / =Steigungsgerade des linearen Verlaufs der Verformung (=E-Modul)

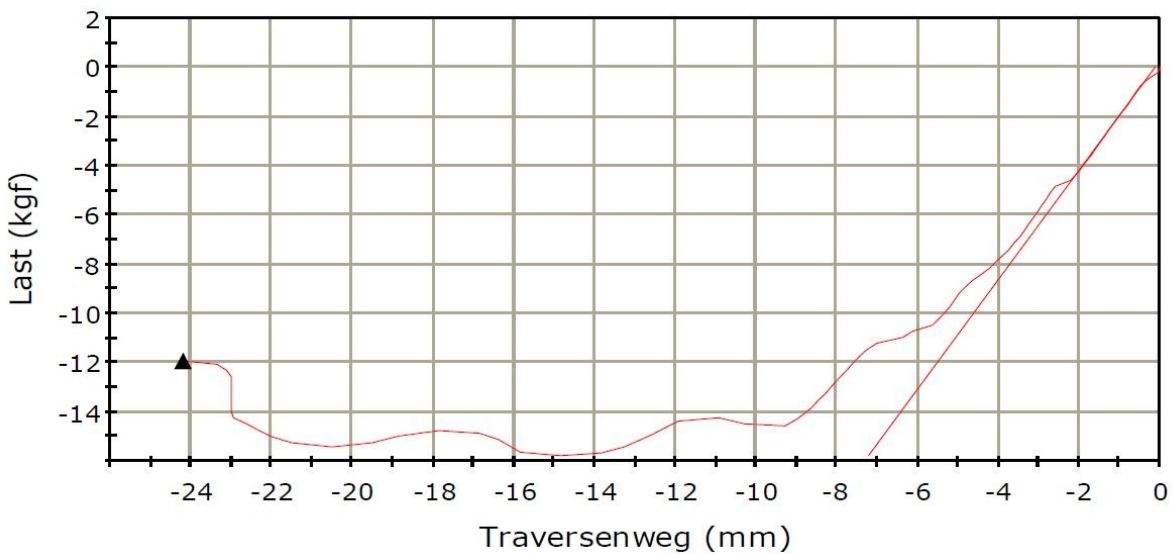


**ABBILDUNG 14 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM (OBEN) UND FRAKTUR (UNTEN) DER MODELLRIPPE (INFILL-PATTERN CUBIC, INFILL-DICHTE: 25 %, AUSSENHÜLLDICKE: 1 MM, MATERIAL: POLYLACTID (PAL))**

### 1,0 mm Außenhülldicke – 25% Füllung – *Infill-Pattern-Concentric*

Die maximale Biegeverformung dieser Rippe lag bei 24,11 mm, die Biegekraft erreichte dabei ein Maximum von 14,97 kgf. Das Elastizitätsmodul betrug 0,39 kgf/cm<sup>2</sup>. Abbildung 15 (oben) zeigt das zugehörige Kraft-Weg-Diagramm.

Die Fraktur dieser Rippe befand sich 10 cm vom Punkt der Krafteinwirkung in Richtung des dorsalen Anteils der Rippe (s. Abb. 15, unten). Die Fraktur verlief in einem Winkel von 70°. Die Frakturkanten wiesen mehrere Delaminationen und Ausrisse auf. Die Außenhülle war in mehrere kleine Fragmente frakturiert.



▲=Ende der Messung, —=Steigungsgerade des linearen Verlaufs der Verformung (=E-Modul)



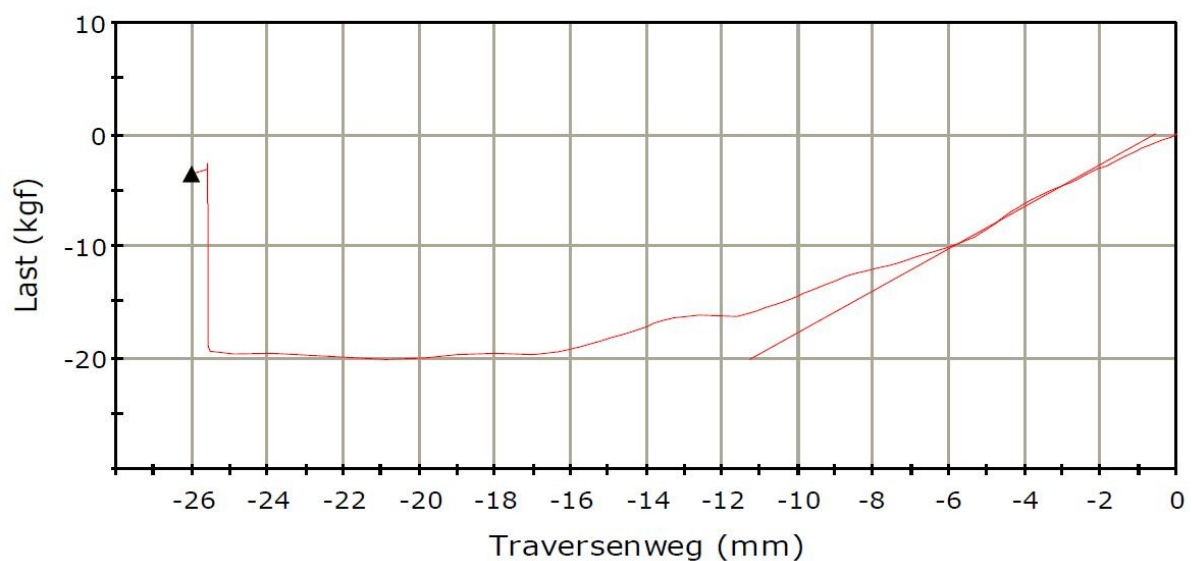
**ABBILDUNG 15 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM (OBEN) UND FRAKTUR (UNTEN) DER MODELLRIPPE (INFILL-PATTERN CONCENTRIC, INFILL-DICHTE: 25 %, AUSSENHÜLLDICKE: 1 MM, MATERIAL: POLYLACTID (PAL))**



### 1,5 mm Außenhülldicke – 25% Füllung – Infill-Pattern-Triangel

Die maximale Biegeverformung lag bei 25,57 mm, die Biegekraft erreichte ein Maximum von 20,02 kgf. Das Elastizitätsmodul betrug 0,33 kgf/cm<sup>2</sup>. Abbildung 16 (oben) zeigt das zugehörige Kraft-Weg-Diagramm.

Die Fraktur dieser Rippe lag 1 cm vom Punkt der Krafteinwirkung in Richtung des ventralen Anteils der Rippe (s. Abb. 16, unten). Die Fraktur verlief bogenförmig in einem Winkel von 95°. Die Frakturkanten zeigten einen gezackten Verlauf. Am Frakturende an der äußeren Flexur war ein keilförmiges Fragment ausgebrochen. Dieses Fragment umfasste mehrere Druckschichten.



▲=Ende der Messung, / =Steigungsgerade des linearen Verlaufs der Verformung (=E-Modul)

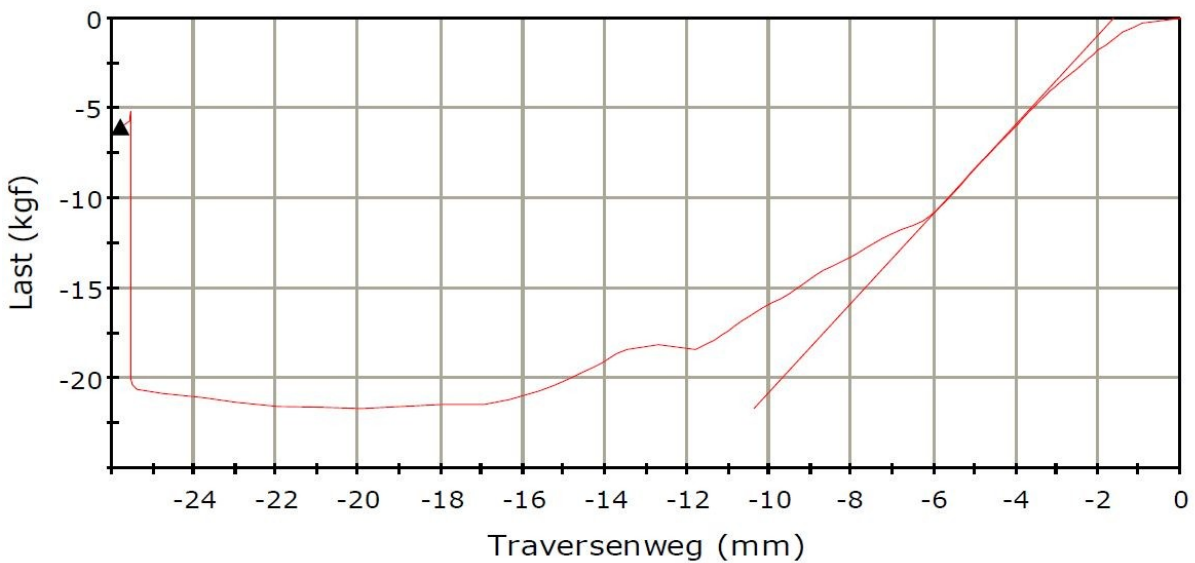


**ABBILDUNG 16 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM (OBEN) UND FRAKTUR (UNTEN) DER MODELLRIPPE (INFILL-PATTERN TRIANGEL, INFILL-DICHTE: 25 %, AUSSENHÜLLDICKE: 1,5 MM, MATERIAL: POLYLACTID (PAL))**

### 1,5 mm Außenhülldicke – 25% Füllung – Infill-Pattern-Cubic

Die maximale Biegeverformung lag für diese Rippe bei 24,71 mm, die Biegekraft erreichte ein Maximum von 21,66 kgf. Das Elastizitätsmodul betrug 0,44 kgf/cm<sup>2</sup>. Abbildung 17 (oben) zeigt das zugehörige Kraft-Weg-Diagramm.

Die Fraktur dieser Rippe lag 0,5 cm vom Punkt der Krafteinwirkung in Richtung des ventralen Anteils der Rippe (s. Abb. 17, unten). Die Fraktur zeigte einen Winkel von 96°. Die Frakturkanten hatten einen gezackten Verlauf, wiesen jedoch keine Delaminationen auf.



▲=Ende der Messung, / =Steigungsgerade des linearen Verlaufs der Verformung (=E-Modul)

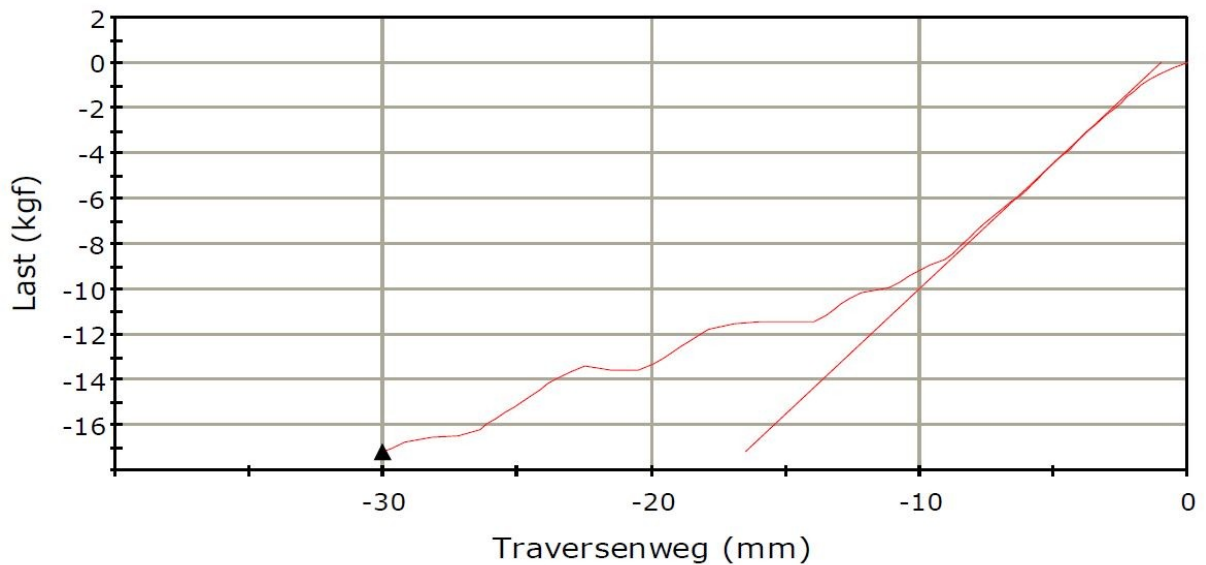


**ABBILDUNG 17 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM (OBEN) UND FRAKTUR (UNTEN) DER MODELLRIPPE (INFILL-PATTERN CUBIC, INFILL-DICHTE: 25 %, AUSSENHÜLLDICKE: 1,5 MM, MATERIAL: POLYLACTID (PAL))**

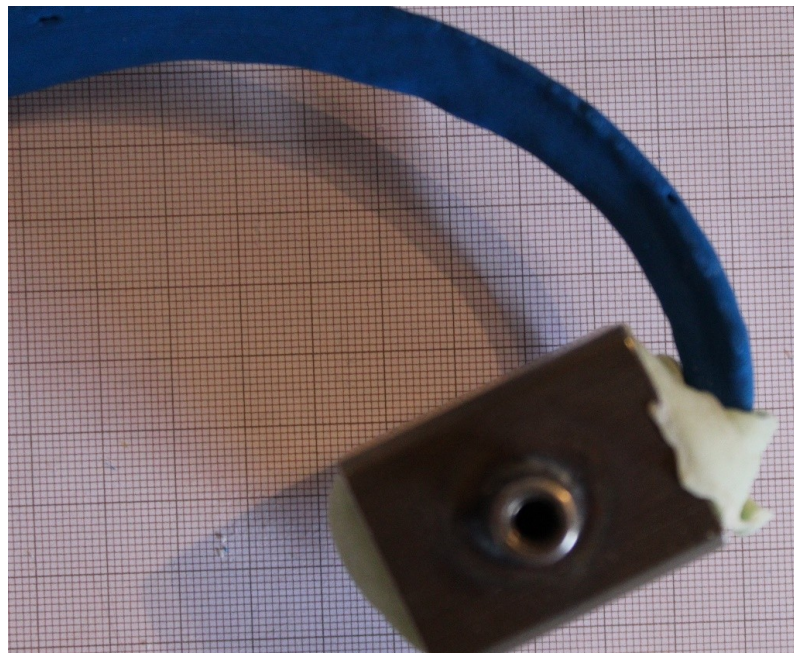
### 1,5 mm Außenhülldicke – 25 % Füllung – *Infill-Pattern-Concentric*

Die maximale Biegeverformung für diese Rippe lag bei 30 mm, die Biegekraft erreichte ein Maximum von 17,16 kgf. Das Elastizitätsmodul lag bei 0,17 kgf/cm<sup>2</sup>. Abbildung 18 (oben) zeigt das zugehörige Kraft-Weg-Diagramm.

Bei dieser Rippe wurde der Endpunkt nicht erreicht. Die Rippe brach nicht, sondern zeigte eine zunehmende Verbiegung und Kompression im Bereich des eingeklebten dorsalen Endes (s. Abb. 18, unten).



▲=Ende der Messung, / =Steigungsgerade des linearen Verlaufs der Verformung (=E-Modul)



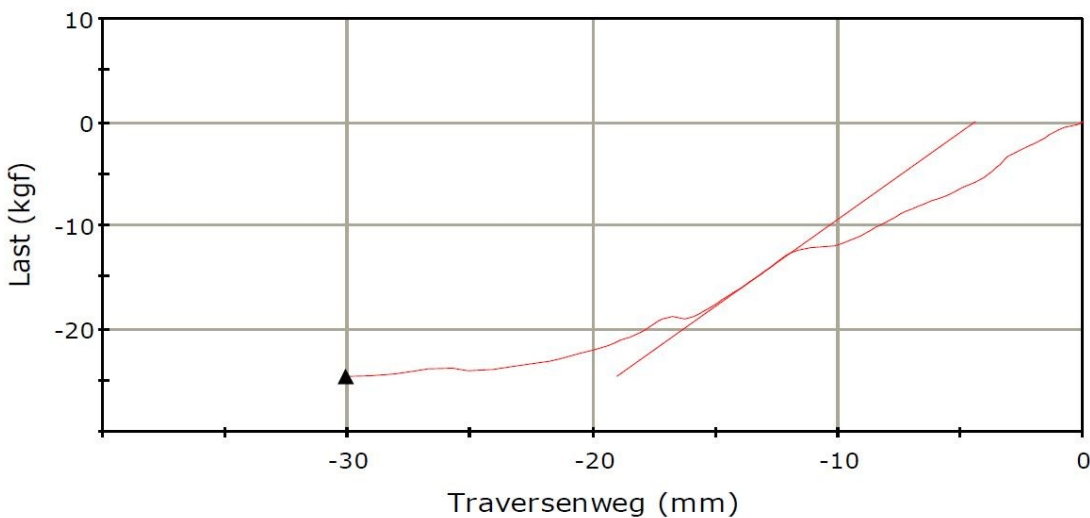
**ABBILDUNG 18: 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM (OBEN) UND FRAKTUR (UNTEN) DER MODELLRIPPE (*INFILL-PATTERN CUBIC*, *INFILL-DICHTE: 25 %*, *AUSSENHÜLLDICKE: 1,5 MM*, *MATERIAL: POLYLACTID (PAL)*)**



## 2 mm Außenhülldicke – 25 % Füllung – Infill-Pattern-Triangel

Die maximale Biegeverformung für diese Modellrippe lag bei 30 mm, die Biegekraft erreichte ein Maximum von 24,61 kgf. Das Elastizitätsmodul betrug 0,30 kgf/cm<sup>2</sup>. Abbildung 19 (oben) zeigt das zugehörige Kraft-Weg-Diagramm.

Die Fraktur lag 1 cm vom Punkt der Krafteinwirkung in Richtung des ventralen Anteils der Rippe (s. Abb. 19, unten). Sie verlief in einem Winkel von 119°. Mittig des Frakturverlaufs imponierte eine 0,4 mm große Einkerbung. Beidseits der Fraktur an der inneren Flexur waren Stauchungszeichen erkennbar.



▲ = Ende der Messung, / = Steigungsgerade des linearen Verlaufs der Verformung (=E-Modul)



**ABBILDUNG 19 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM (OBEN) UND FRAKTUR (UNTEN) DER MODELLRIPPE (INFILL-PATTERN TRIANGEL, INFILL-DICHTE: 25 %, AUSSENHÜLLDICKE: 2 MM, MATERIAL: POLYLACTID (PAL))**

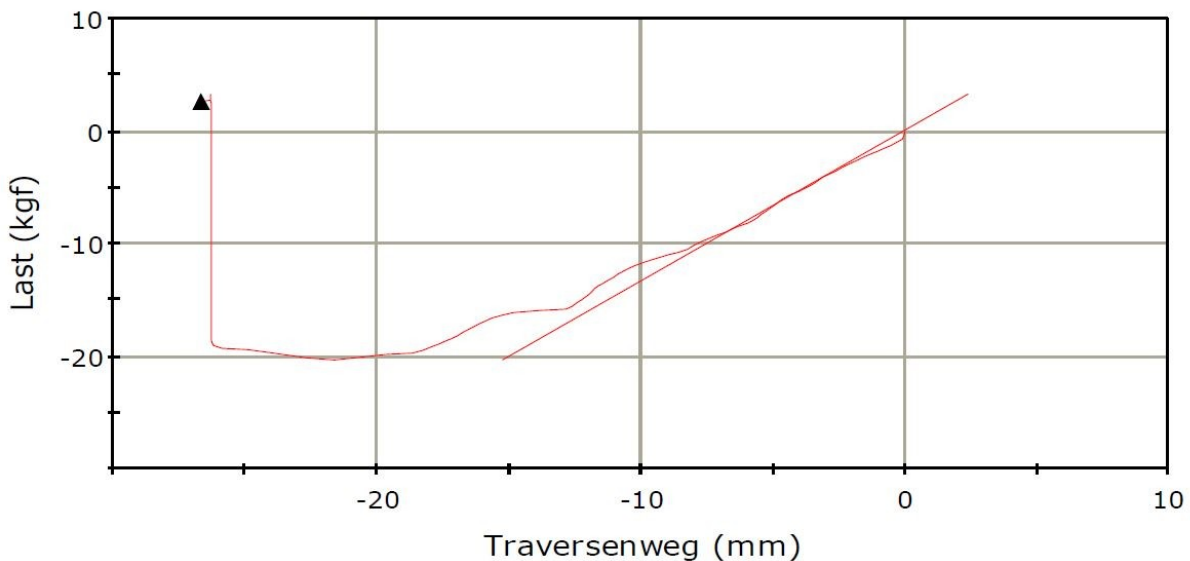




## 2 mm Außenhülldicke – 25 % Füllung – Infill-Pattern-Cubic

Die maximale Biegeverformung lag für diese Modellrippe bei 26,62 mm, die Biegekraft erreichte ein Maximum von 20,78 kgf. Das Elastizitätsmodul lag bei 0,24 kgf/cm<sup>2</sup>. Abbildung 20 (oben) zeigt das zugehörige Kraft-Weg-Diagramm.

Bei dieser Rippe kam es zu einer doppelten Fraktur (s. Abb. 20, unten). Fraktur A verlief in einem Winkel von 147° und lag 2 cm vor der ventralen Klebekante. Die bogenförmige Fraktur B mit einer queren Fraktur lag 5 mm unterhalb der äußeren Rippenflexur. Der Winkel von Fraktur B betrug ca. 103°.



▲ = Ende der Messung, / = Steigungsgerade des linearen Verlaufs der Verformung (=E-Modul)

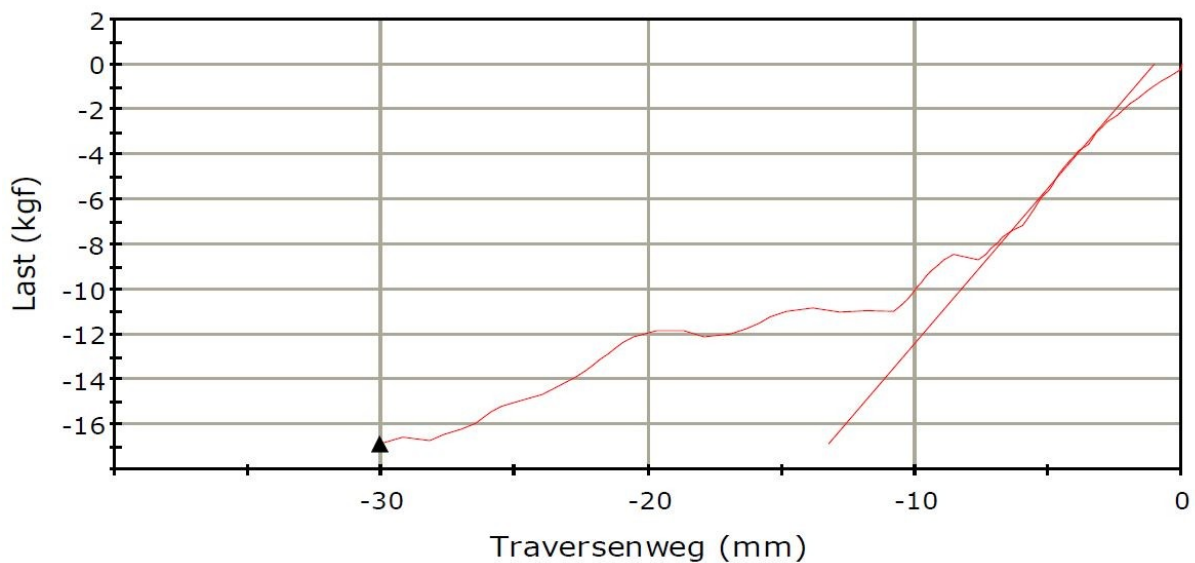


**ABBILDUNG 20 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM (OBEN) UND FRAKTUR (UNTEN) DER MODELLRIPPE (INFILL-PATTERN CUBIC, INFILL-DICHTE: 25 %, AUSSENHÜLLDICKE: 2 MM, MATERIAL: POLYLACTID (PAL))**

## 2 mm Außenhülldicke – 25 % Füllung – Infill-Pattern-Triangel

Die maximale Biegeverformung lag für diese Modellrippe bei 30 mm, die Biegekraft erreichte ein Maximum von 16,85 kgf. Das Elastizitätsmodul lag bei 0,25 kgf/cm<sup>2</sup>. Abbildung 21 (oben) zeigt das zugehörige Kraft-Weg-Diagramm.

Vor Erreichen des Endpunktes (Rippenfraktur) kam es am dorsalen Ende zu einer zunehmenden Verbiegung und Dehnung (Duktilität) der Rippe. Die Fraktur verlief 1 cm vom Ansatz der Krafteinwirkung entfernt in einem Winkel von 120°. Die Frakturkanten waren mehrfach gezackt (s. Abb. 21, unten).



▲=Ende der Messung, / =Steigungsgerade des linearen Verlaufs der Verformung (=E-Modul)



**ABBILDUNG 21 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM (OBEN) UND FRAKTUR (UNTEN) DER MODELLRIPPE (INFILL-PATTERN CONCENTRIC, INFILL-DICHTE: 25 %, AUSSENHÜLLDICKE: 2 MM, MATERIAL: POLYLACTID (PAL))**

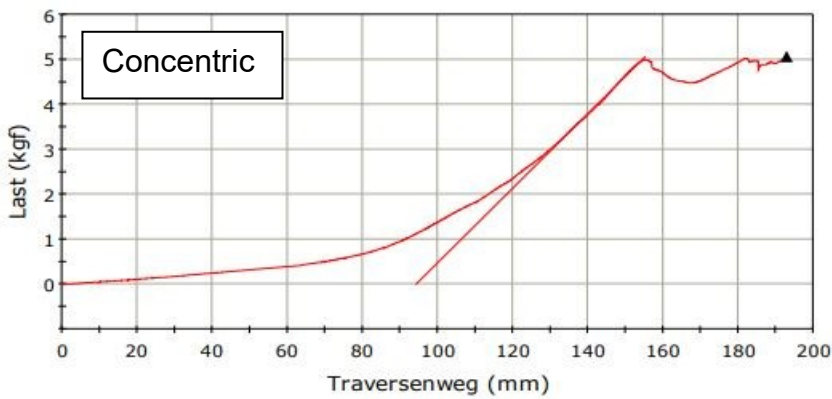
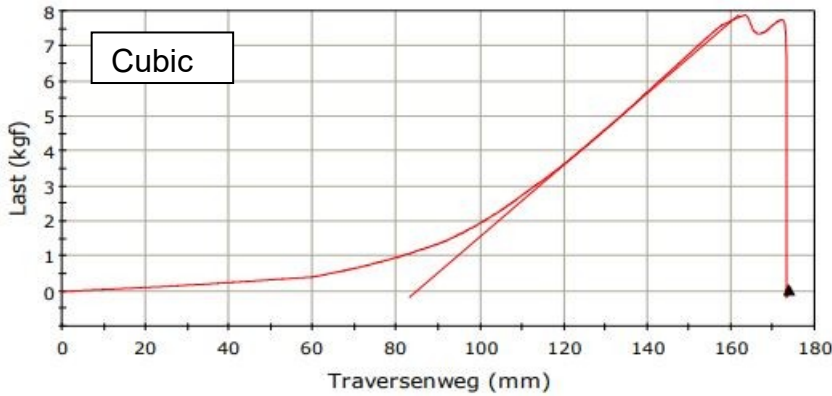
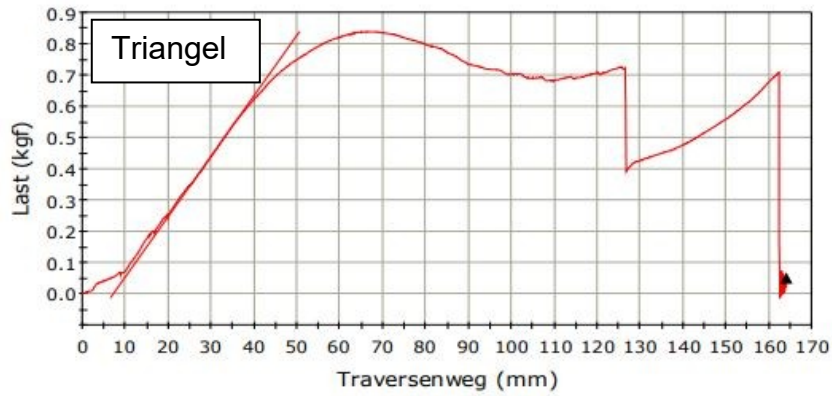
### 4.3.2 TORSIONSVERSUCH

Nachdem die Rippen der zweiten Generation im 3-P- Biegeversuch sehr hohe Werte für die maximale Biegekraft aufwiesen und dies auch für die Torsionsmessung angenommen werden konnte, wurden die im Torsionsversuch verwendeten Aussenhüllendicken auf 0,75, 1,0 und 1,5 mm verringert.

#### **0,75 mm Außenhülldicke – 25 % Füllung**

Abbildung 22 zeigt das Kraft-Weg-Diagramm der PAL-Modellrippen mit einer Außenhülldicke von 0,75 mm und eine *Infill*-Dichte von 25 %. Die Vergleichsparameter (maximale Biegeverformung, maximale Kraft, maximales Drehmoment, Elastizitätsmodul) sind in Tabelle 6 aufgelistet.

Die verwendeten Infill Pattern zeigten jeweils einen linearen Anstieg der Last im Verhältnis zum Traversenweg (E-Modul). Unterschiede sind aber deutlich in der rate der Kraftzunahme und im Nachbruchverhalten, bzw. im Bereich der plastischen Verformung nach Beendigung der linearen Kraftzunahme zu erkennen. So zeigte die Rippe mit einem Triangel Infill eine deutlich schnellere Kraftzunahme und eine längere Strecke der Plastischen Verformung als die beiden anderen Infill Pattern Cubic und Concentric.



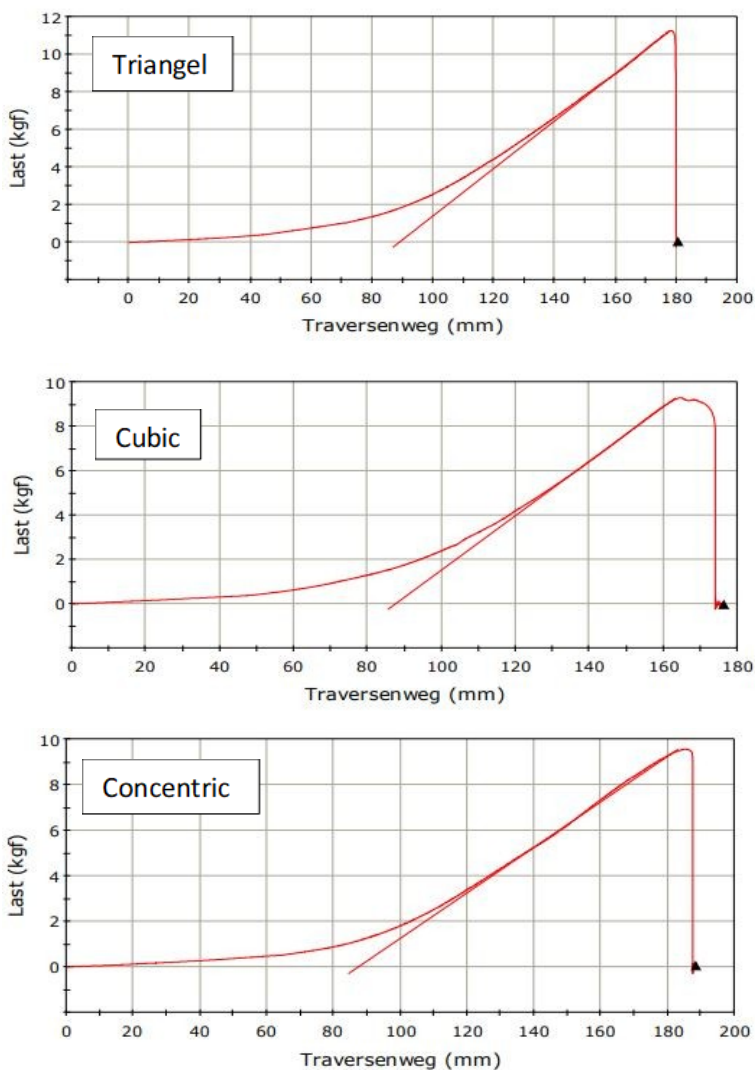
**ABBILDUNG 22 TORSIONSVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM DER MODELLRIPPEN (INFILL-DICHTE: 25 %, AUSSENHÜLLDICKE: 0,75 MM, MATERIAL: POLYLACTID (PAL)) MIT DEN INFILL-PATTERN TRIANGEL (OBEN), CUBIC (MITTE) UND CONCENTRIC (UNTEN)**

▲=Ende der Messung, / =Steigungsgerade des linearen Verlaufs der Verformung (=E-Modul)

## 1 mm Außenhülldicke – 25 % Füllung

Abbildung 23 zeigt das Kraft-Weg-Diagramm der PAL-Modellrippen mit einer Außenhülldicke von 1 mm und eine *Infill*-Dichte von 25 %. Die Vergleichsparameter (maximale Biegeverformung, maximale Kraft, maximales Drehmoment, Elastizitätsmodul) sind in Tabelle 6 aufgelistet.

Anders als bei den Rippen mit 0,75 mm Aussenhüllendicke, zeigten diese Rippen einen ähnlichen Verlauf des Kraft-Weg Diagramms. Der einzige wesentliche Unterschied ist auch hier das Verhalten während der Plastischen Verformung. So zeigt in diesem Versuch die Rippe mit dem Cubic Infill ein längeres Nachbruchverhalten als die Pattern Triangel und Concentric.



**ABBILDUNG 23 TORSIONSVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM DER MODELLRIPPEN (INFILL-DICHTE: 25 %, AUSSENHÜLLDICKE: 1 MM, MATERIAL: POLYLACTID (PAL)) MIT DEN INFILL-PATTERN TRIANGEL (OBEN), CUBIC (MITTE) UND CONCENTRIC (UNTEN)**

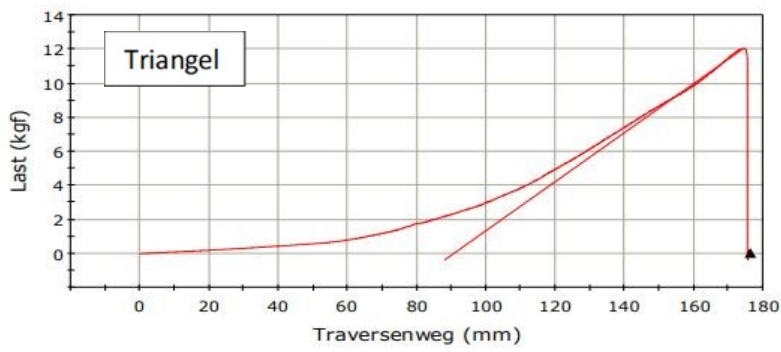
▲=Ende der Messung, / =Steigungsgerade des linearen Verlaufs der Verformung (=E-Modul)

### **1,5 mm Außenhülldicke – 25 % Füllung**

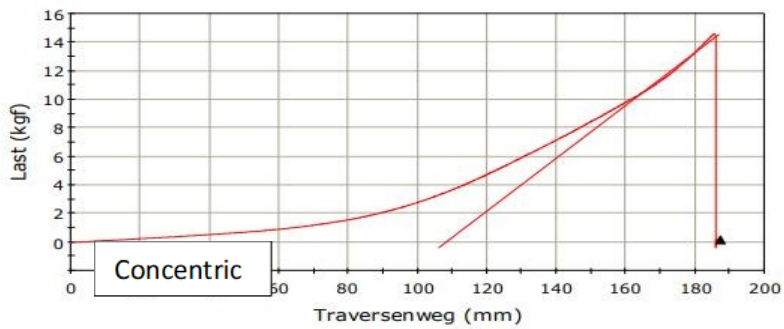
Abbildung 24 zeigt das Kraft-Weg-Diagramm der PAL-Modellrippen mit einer Außenhülldicke von 1,5 mm und eine *Infill*-Dichte von 25 %. Die Vergleichsparameter (maximale Biegeverformung, maximale Kraft, maximales Drehmoment, Elastizitätsmodul) sind in Tabelle 6 aufgelistet.

Auch die Rippen mit der höchsten in Torsion gemessenen Aussenhüllendicke zeigen einen ähnlichen linearen Anstieg der Kraft. Jedoch zeigt sich im Kraft-/Weg Diagramm der Rippe mit dem Concentric Infill Pattern ein zweizeitiges Bruchverhalten.

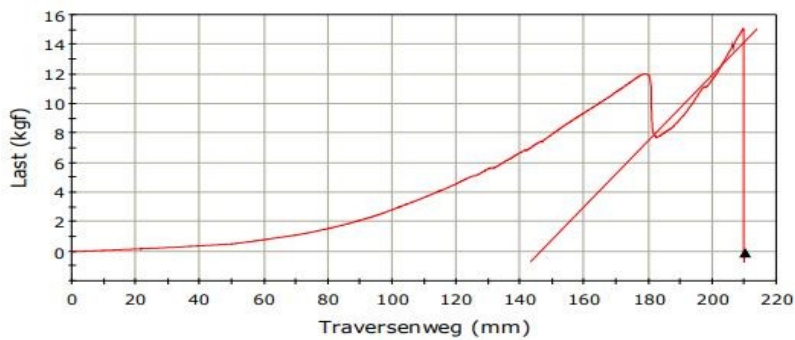




Cubic



Concentric



**ABBILDUNG 24 TORSIONSVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM DER MODELLRIPPEN (INFILL-DICHTE: 25 %, AUSSENHÜLLDICKE: 1,5 MM, MATERIAL: POLYLACTID (PAL)) MIT DEN INFILL-PATTERN TRIANGEL (OBEN), CUBIC (MITTE) UND CONCENTRIC (UNTEN)**

▲=Ende der Messung, / =Steigungsgerade des linearen Verlaufs der Verformung (=E-Modul)

## Übersicht über die Vergleichsparameter

Tabelle 6 bietet eine Übersicht über die Vergleichsparameter der Torsionsversuche (maximale Biegeverformung, maximale Kraft, maximales Drehmoment, Elastizitätsmodul) der Modellrippen der zweiten Generation mit unterschiedlichen *Infill-Pattern* und Außenhülltdicken.

Mit zunehmender Außenhülltdicke nahmen die Werte für die Vergleichsparameter zu.

Des Weiteren zeigt sich eine Abhängigkeit des Verhaltens der Rippenmodelle während der plastischen Verformungsphase vom verwendeten *Infill Pattern*.

Tabelle 6: Torsionsversuche zweite Generation – Übersicht über die Vergleichsparameter

Modellrippen der zweiten Generation (Material: Polylactid (PLA), <i>Infill</i> -Dichte 25 %)				
<i>Infill-Pattern</i>	maximale Biegeverformung (mm)	Maximale Biegekraft (kgf)	Elastizitätsmodul (kgf/cm <sup>2</sup> )	Drehmoment (Nm)
Originalrippe	48,85	1,58	0,24	0,85
Außenhülltdicke: 0,75 mm				
<i>Triangel</i>	163,74	6,77	2,68	3,65
<i>Cubic</i>	173,73	7,67	3,31	4,13
<i>Concentric</i>	192,84	4,87	2,68	2,62
Außenhülltdicke: 1,0 mm				
<i>Triangel</i>	180,23	11,21	4,09	6,04
<i>Cubic</i>	176,17	9,47	3,95	5,10
<i>Concentric</i>	188,29	9,51	3,23	5,12
Außenhülltdicke: 1,5 mm				
<i>Triangel</i>	176,17	11,87	4,64	6,40
<i>Cubic</i>	187,14	14,34	5,98	7,73
<i>Concentric</i>	210,09	14,85	7,19	8,00

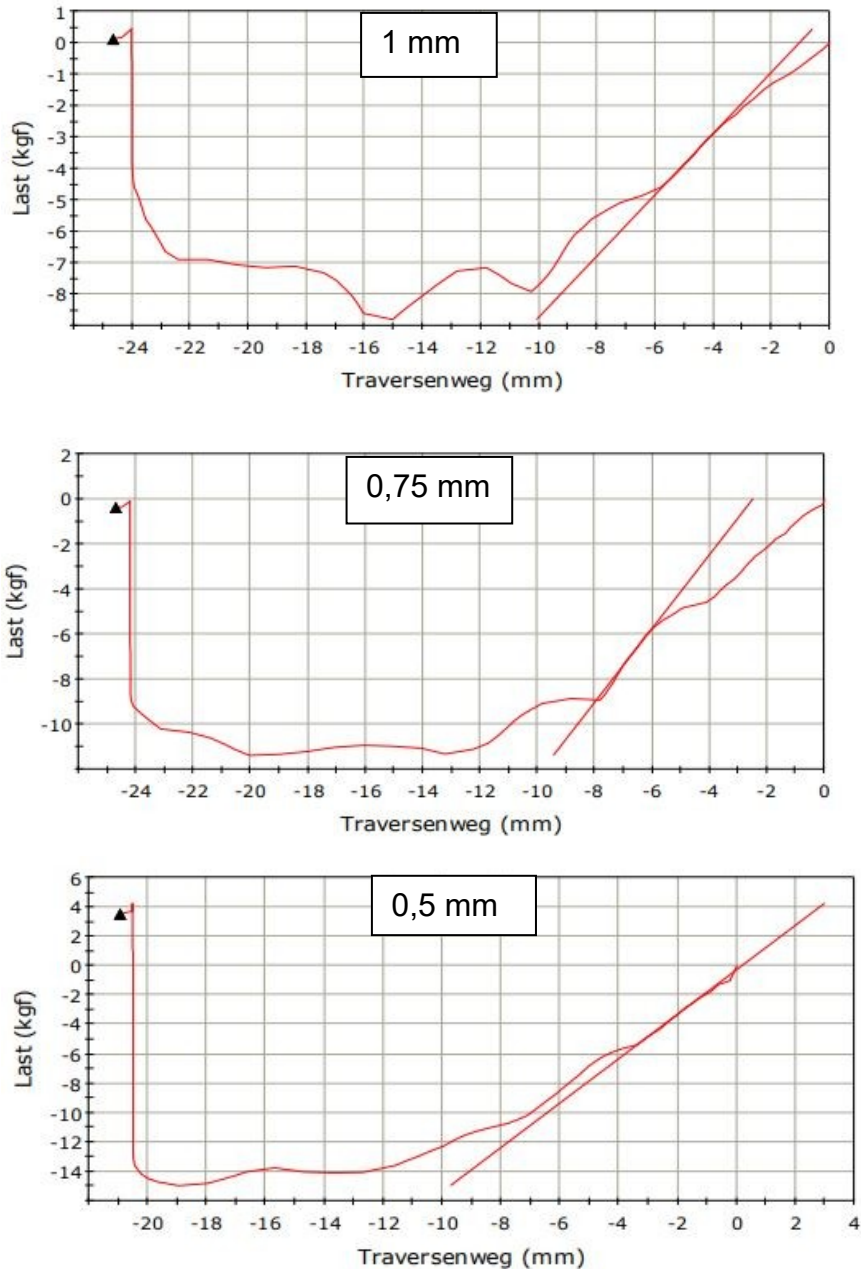
## 4.4 DRITTE GENERATION

### 4.4.1 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH

In der dritten Generation wurden drei Rippen mit einem *Grid-Infill* mit einer *Infill*-Dichte von 20 % und drei Außenhülltdicken (0,5, 0,75, 1 mm) analysiert. Die maximale Biegeverformung der Modellrippen mit einer Außenhülltdicke von 0,5 mm lag bei 24,03 mm, die Biegekraft erreichte ein Maximum von 8,85 kgf. Das Elastizitätsmodul betrug 0,17 kgf/cm<sup>2</sup>. Im Kraft-Weg-Diagramm zeigte die Modellrippe ein Nachbruchverhalten mit deutlichen Sprüngen in der benötigten Kraft vor dem Einsetzen einer Plateauphase (s. Abb. 25, oben). Die Biegeverformung der Modellrippe mit einer Außenhülltdicke von 0,75 mm lag bei 24,18 mm bei einer maximalen Biegekraft von 11,51 kgf. Das Elastizitätsmodul betrug 0,27 kgf/cm<sup>2</sup>.



Diese Rippe zeigte beim Nachbruchverhalten einen sanfteren Übergang in die Plateauphase als die Rippe mit 0,5 mm Außenhülldicke (s. Abb. 25, Mitte). Bei der Modellrippe mit 1 mm Außenhülldicke betrug die maximale Biegeverformung 20,53 mm bei einer maximalen Biegekraft von 15,01 kgf. Das Elastizitätsmodul lag bei 0,29 kgf/cm<sup>2</sup>. Diese Rippe zeigte den flachsten Übergang der Kraftzunahme in die Plateauphase des Nachbruchverhaltens (s. Abb. 25, unten).

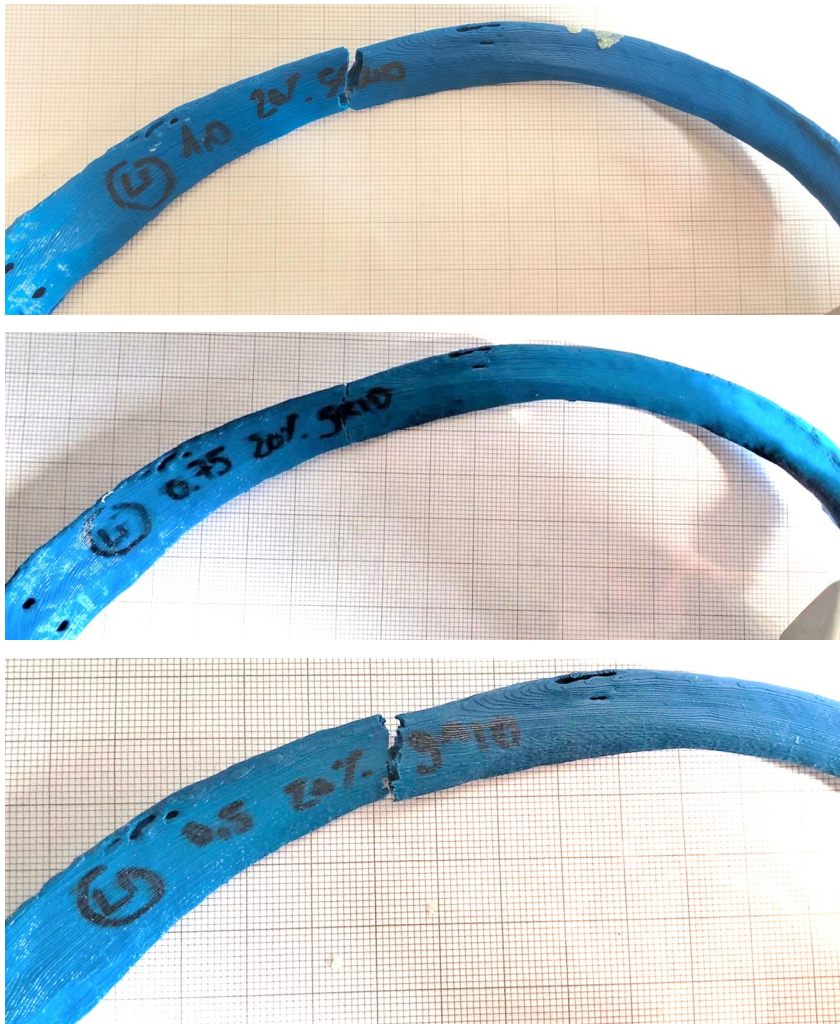


**ABBILDUNG 25 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM DER MODELLRIPPEN (GRID-INFILL, INFILL-DICHTE: 20 %, MATERIAL: POLYLACTID (PAL)) MIT AUSSENHÜLLDICKEN VON 1 MM (OBEN), 0,75 MM (MITTE) UND 0,5 MM (UNTEN)**

▲=Ende der Messung, / =Steigungsgerade des linearen Verlaufs der Verformung (=E-Modul)

#### 4.4.2 FRAKTURLOKALISATION IM 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH

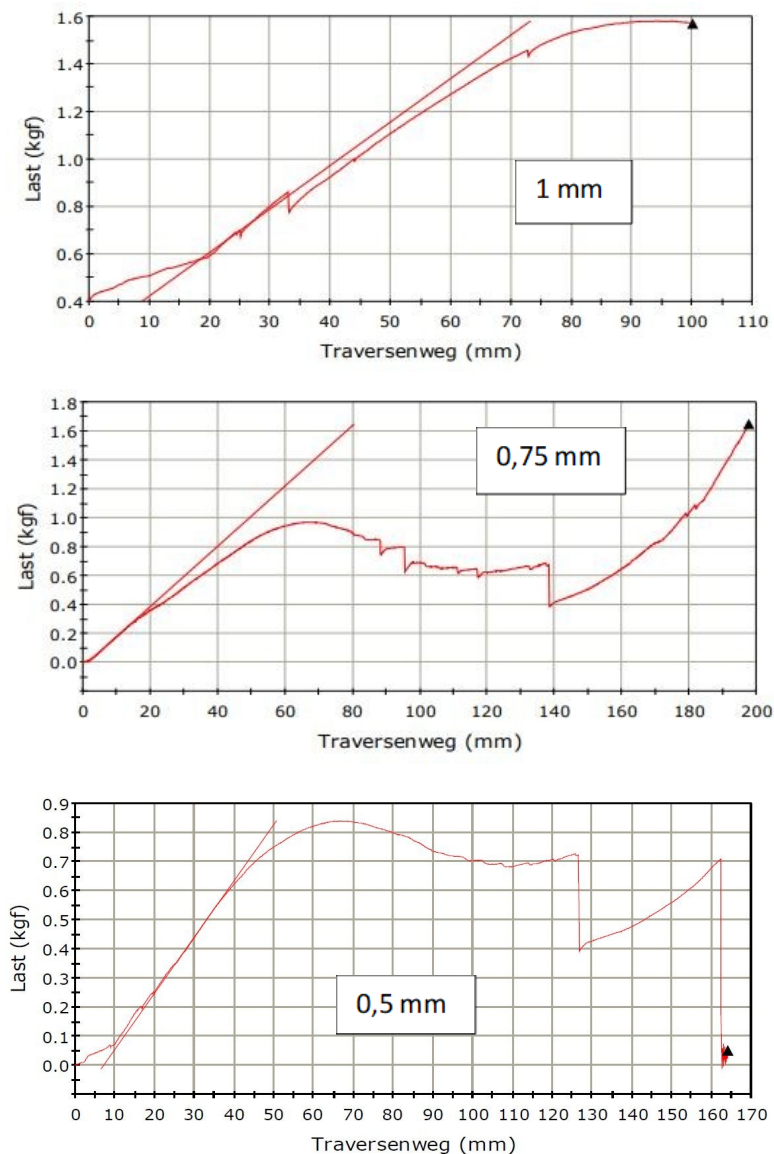
Alle drei Rippen brachen im 3-Punkt-Biegeversuch unmittelbar an der Stelle der Krafteinwirkung durch die Prüfmaschine. Bei der Rippe mit 0,5 mm Außenhülldicke zeigte der Bruch einen durch mehrere Delaminationen unterbrochenen, geraden Verlauf, Anzeichen für eine Duktilität des Kunststoffes fehlten (s. Abb. 26, unten). Der Bruch bei der Rippe mit 0,75 mm Außenhülldicke verlief bogenförmig; bei ansonsten glatten Kanten zeigte sich im oberen Anteil eine Delamination. Auch hier gab es keine Anzeichen einer plastischen Verformung (s. Abb. 26, Mitte). Dagegen zeigte die Rippe mit 1,0 mm Außenhülldicke eine dauerhafte Verbiegung im dorsalen Anteil. Die Fraktur verlief im oberen Anteil mit scharfen Kanten, während im unteren Anteil mehrere Delaminationen auftraten (s. Abb. 26, oben).



**ABBILDUNG 26 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – FRAKTUREN DER MODELLRIPPEN (GRID-INFILL, INFILL-DICHTE: 20 %, MATERIAL: POLYLACTID (PAL)) MIT AUSSENHÜLLDICKEN VON 1 MM (OBEN), 0,75 MM (MITTE) UND 0,5 MM (UNTEN)**

### 4.4.3 TORSIONSVERSUCH

Das Elastizitätsmodul der Rippe mit einer Außenhülldicke von 1 mm lag bei 0,67 kgf/cm<sup>2</sup>. Die maximale Biegeverformung betrug 197,61 mm und die dafür benötigte Kraft 1,64 kgf. Das ermittelte Drehmoment lag bei 0,88 Nm (s. Abb. 27, oben). Das Elastizitätsmodul der Rippe mit einer Außenhülldicke von 0,75 mm betrug 0,62 kgf/cm<sup>2</sup>, die maximale Biegeverformung 163,97 mm und die dafür benötigte Kraft 1,51 kgf. Das ermittelte Drehmoment lag bei 0,81 Nm (s. Abb. 27, Mitte). Das Elastizitätsmodul der Rippe mit einer Außenhülldicke von 0,75 mm betrug 0,56 (kgf/cm<sup>2</sup>). Die maximale Biegeverformung lag bei 126,27 mm, die benötigte Kraft 0,85 kgf. Das ermittelte Drehmoment betrug 0,45 Nm (s. Abb. 27, unten).



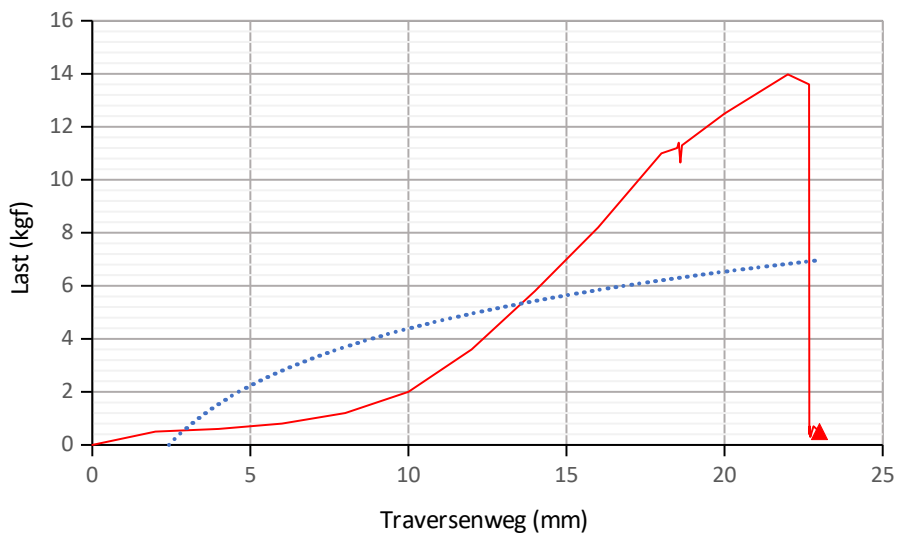
**ABBILDUNG 27 TORSIONSVERSUCH (GRID-INFILL, INFILL-DICHTE: 20 %, MATERIAL: POLYLACTID (PAL)) MIT AUSSENHÜLLDICKEN VON 1 MM (OBEN), 0,75 MM (MITTE) UND 0,5 MM (UNTEN)**

## 4.5 VIERTE GENERATION

### 4.5.1 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – LIGIN-POLYMER RIPPE

Die Rippe aus Lignin-basiertem Polymer zeigte eine Biegeverformung von 22,67 mm bei einer maximalen Last von 13,98 kgf. Das errechnete Elastizitätsmodul betrug 0,24 (kgf/cm<sup>2</sup>). Abbildung 28 (oben) zeigt das zugehörige Kraft-Weg-Diagramm.

Die Fraktur war bei der *Ligin-Polymer*-Rippe zentral unterhalb der Krafteinwirkung lokalisiert und zeigte einen dreieckigen Verlauf (s. Abb. 28, unten). Die Fraktur war durch mehrere, die Druckschichten überschreitende Ausrisse bzw. quer zur Fraktur verlaufende Bruchspalten gekennzeichnet. Die Kanten der Fraktur waren scharf begrenzt. Anzeichen einer Berstung oder erhöhten Duktilität fehlten.



▲=Ende der Messung



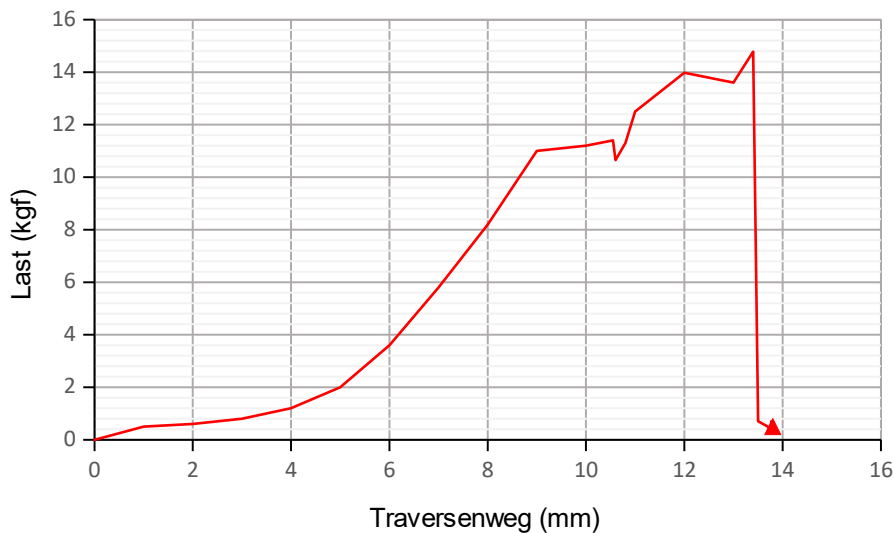
**ABBILDUNG 28 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM (OBEN) UND FRAKTUR (UNTEN) DER MODELLRIPPE (GRID-INFILL, INFILL-DICHTE: 25 %, AUSSENHÜLLDICKE: 1 MM, MATERIAL: GREEN-TEC®)**



#### 4.5.2 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – CARBON-XT-CF20-RIPPE

Die Rippe aus XT-CF20 zeigte im Biegeversuch eine maximale Biegeverformung von 13,4 mm bei einer Biegekraft von 14,78 kgf. Das ermittelte Elastizitätsmodul betrug 0,51 kgf/cm<sup>2</sup>. Abbildung 29 (oben) zeigt das zugehörige Kraft-Weg-Diagramm.

Die Fraktur lag bei dieser Rippe in unmittelbarer Nähe zum Ort der Krafteinwirkung. Der Bruch wies einen treppenartigen Verlauf auf, wobei der obere Teil der Fraktur in einem 90° Winkel zur oberen Rippenflexur verlief. Die Bruchlinie im mittleren Teil, die zwischen zwei Druckschichten entstanden war, verlief dagegen parallel zur Rippenflexur. Am Ende der queren Fraktur folgte ein zweiter Bruch, der erneut im 90° Winkel zur Rippenflexur verlief. Die Kanten der Fraktur wiesen mehrere Ausrisse auf. Anzeichen für eine Duktilität des Materials fehlten (s. Abb. 29, unten).



▲=Ende der Messung



**ABILDUNG 29 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH – KRAFT-WEG-DIAGRAMM (OBEN) UND FRAKTUR (UNTEN) DER MODELLRIPPE (GRID-INFILL, INFILL-DICHTE: 25 %, AUSSENHÜLLDICKE: 1 MM, MATERIAL: XT-CF20)**

## 4.6 ÜBERSICHT ÜBER DIE ERGEBNISSE

### 4.6.1 3-PUNKT-BIEGEVERSUCHE

Tabelle 7 fasst die Daten der 3-Punkt-Biegeversuche zusammen.

**TABELLE 7: ÜBERSICHT ÜBER DIE ERGEBNISSE DER 3-PUNKT-BIEGEVERSUCHE**

	maximale Biege- verformung (mm)	Maximale Biegekraft (kgf)	Elastizitätsmodul (kgf/cm <sup>2</sup> )
Originalrippe	9,77	10,89	0,41
<b>Erste Generation – Analyse der Reproduzierbarkeit</b>			
<i>Grid-Infill, Infill-Dichte 25 %, Außenhülldicke: 1 mm, Material: Polylactid (PAL)</i>			
Rippe 1–5	10,03	11,32	0,32
	11,41	10,98	0,33
	10,45	11,02	0,31
	12,33	10,34	0,28
	12,50	10,11	0,26
MW ± SD*	11,34 ± 0,984	10,74 ± 0,21	0,30 ± 0,00148
<b>Zweite Generation – Vergleich verschiedener <i>Infill-Pattern</i> und Außenhülldicken</b>			
<i>Infill-Dichte 25 %, Material: Polylactid (PAL)</i>			
Außenhülldicke: 1 mm			
<i>Triangel</i>	26,91	16,85	0,31
<i>Cubic</i>	24,78	12,42	0,28
<i>Concentric</i>	24,11	14,97	0,39
Außenhülldicke: 1,5 mm			
<i>Triangel</i>	25,57	20,02	0,33
<i>Cubic</i>	24,71	21,66	0,24
<i>Concentric</i>	30	17,16	0,17
Außenhülldicke: 2 mm			
<i>Triangel</i>	30	24,61	0,30
<i>Cubic</i>	26,62	20,78	0,24
<i>Concentric</i>	30	16,85	0,25
<b>Dritte Generation – Vergleich verschiedener Außenhülldicken</b>			
<i>Grid-Infill, Infill-Dichte 20 %, Material: Polylactid (PAL)</i>			
Außenhülle mm	0,5	24,03	8,85
Außenhülle mm	0,75	24,18	11,51
Außenhülle mm	1,0	20,53	15,01
<b>Vierte Generation – Vergleich verschiedener Materialien</b>			
<i>Grid-Infill, Infill-Dichte 25 %, Außenhülldicke 1,0 mm</i>			
<i>Green-Tec®</i>		22,67	13,98
Carbon XT-CF20		13,4	14,78

\* MW ± SD = Mittelwert ± Standardabweichung

#### 4.6.2 TORSIONSVERSUCHE

Tabelle 8 fasst die Daten der Torsionsversuche zusammen.

**TABELLE 8: ÜBERSICHT ÜBER DIE ERGEBNISSE DER TORSIONSMESSUNG**

	maximale Biege- verformung (mm)	Maximale Biegekraft (kgf)	Elastizitätsmodul (kgf/cm <sup>2</sup> )	Drehmoment (Nm)
Originalrippe	48,85	1,58	0,24	0,85
<b>Erste Generation – Analyse der Reproduzierbarkeit</b>				
<i>Grid-Infill, Infill-Dichte 25 %, Außenhülldicke: 1 mm, Material: Polylactid (PAL)</i>				
Rippe 1–5	102,16	5,43	0,32	2,93
	92,45	6,11	0,33	3,29
	102,36	5,44	0,36	2,93
	95,56	5,87	0,35	3,17
	98,76	5,34	0,31	2,88
MW ± SD*	98,26 ± 14,66	5,64 ± 0,07	0,33 ± 0,00036	3,04 ± 0,026
<b>Zweite Generation – Vergleich verschiedener <i>Infill-Pattern</i> und Außenhüllthicken</b>				
<i>Infill-Dichte 25 %, Material: Polylactid (PAL)</i>				
Außenhülldicke: 0,75 mm				
<i>Triangel</i>	163,74	6,77	2,68	3,65
<i>Cubic</i>	173,73	7,67	3,31	4,13
<i>Concentric</i>	192,84	4,87	2,68	2,62
Außenhülldicke: 1,0 mm				
<i>Triangel</i>	180,23	11,21	4,09	6,04
<i>Cubic</i>	176,17	9,47	3,95	5,10
<i>Concentric</i>	188,29	9,51	3,23	5,12
Außenhülldicke: 1,5 mm				
<i>Triangel</i>	176,17	11,87	4,64	6,40
<i>Cubic</i>	187,14	14,34	5,98	7,73
<i>Concentric</i>	210,09	14,85	7,19	8,00
<b>Dritte Generation – Vergleich verschiedener Außenhüllthicken</b>				
<i>Grid-Infill, Infill-Dichte 20 %, Material: Polylactid (PAL)</i>				
Außenhülle 0,5 mm	126,27	0,85	0,56	0,45
Außenhülle 0,75 mm	163,97	1,51	0,62	0,81
Außenhülle 1,0 mm	197,61	1,64	0,67	0,88

\* MW ± SD = Mittelwert ± Standardabweichung

Wie den Tabellen 4.6.1 und 4.6.2 zu entnehmen ist, zeigt sich sowohl im drei punkt Biegeversuch als auch im Torsionsversuch eine tendenziell höhere Biegeverformung und Biegekraft mit zunehmender Außenhüllendicke. Bei den Infill Pattern zeigte sich

das Pattern Concentric, sowohl im drei Punkt Biegeversuch als auch im Torsionsversuch, als am widerstandsfähigsten. Die geringsten Kräfte konnten mit den Pattern Cubic gemessen werden. Am ehesten den Werten der Originalen Rippe im drei Punkt Biegeversuch entsprach die Kunstripppe aus dem Material Carbon XT CF 20. Im Torsionsversuch lagen alle Kunstrippen-Generationen außerhalb der Krafftdimensionen der originalen Rippe. Am nächsten an der originalen Rippe lagen die Rippen der ersten Generation.

## 5 DISKUSSION

Die Vorteile des Lernens an 3D-Modellen wurden in der Literatur umfassend thematisiert (1, 18, 29). Allerdings beschränken sich die Anwendungen vorwiegend auf die räumliche Orientierung im Rahmen der anatomischen Ausbildung bzw. auf dem Verständnis komplexer anatomischer Strukturen zur OP-Planung (z. B. Sakrum-Frakturen, Hirntumoren). Aktuell werden 3D-Visualisierungsmethoden (z. B. 3D-P-Verfahren) in verschiedenen chirurgischen Disziplinen zum Erlernen komplexer OP-Methoden eingesetzt (10, 31, 40, 41). Die Resonanz der mit diesen Methoden ausgebildeten und auszubildenden Chirurgen ist überwiegend positiv (40).

Ein Problem bei der Konzeption von Trainingsmethoden für operative Eingriffe ist die Umsetzung der physiologischen Haptik und Biomechanik des menschlichen Körpers in das Modell. Daher gilt das OP-Training an Körperspendern auch heute noch als die beste, gleichzeitig aber nur in exklusiven Kursen zu realisierende Option (38, 41). Durch den Mangel an Spendern lernen angehende Chirurgen häufig am Patienten selbst. Für laparoskopische Eingriffe sind eine Vielzahl an Laparoskopie-Trainern auf dem Markt, die zwar das *Handling* der Instrumente, die anatomische Orientierung und die OP-Methode selber abdecken, aber die Haptik des menschlichen Körpers nur eingeschränkt vermitteln können (41).

Für Eingriffe zur Korrektur von Thorax-Deformitäten im Bereich der Kinderchirurgie fehlen bislang Simulationsmöglichkeiten. 3D-Modelle als Alternative zu Körperspendern müssen sowohl die anatomischen als auch die biomechanischen Charakteristika des Patienten abbilden. Zur Simulation von korrigierenden Eingriffen an Thorax-Deformitäten eignen sich Körperspender nur eingeschränkt, da sie meist keinen entsprechenden Defekt aufweisen. Aufgrund ihres vom typischen Patientenklintel abweichenden Alters zeigen die Knochen der Körperspender eine andere Struktur und ein differentes Bruchverhalten (64).



Mit den generativen Fertigungsverfahren und der Möglichkeit der Übertragung hochauflösender DICOM-Datensätze in Volumenmodelle lassen sich anatomisch korrekte Modelle auch von pathologischen Strukturen erstellen (1). Prinzipiell ist auch ein komplettes Thorax-Modell einer Trichterbrust denkbar. Inwieweit ein 3D-P-Modell die physiologischen biomechanischen Eigenschaften simulieren kann, muss aber noch evaluiert werden. Die ersten Ansätze dazu finden sich in dieser Arbeit.

Erste Versuche zur Generierung patientenspezifischer Rippenmodelle stammen aus der Tumorchirurgie (70). In diesen Versuchen lag das Hauptaugenmerk auf der Funktionalität der zu implantierenden Modelle und nicht auf der anatomischen Korrektheit. Moradiellos *et al.* (71) untersuchten die Biomechanik von implantierbaren 3D-P-Kunstrippen. Anders als in der vorliegenden Arbeit entwarfen die Autoren 3D-P-Modelle einzelner Rippensegmente und testeten diese auf ihre biomechanische Funktion *in vivo* über einen Zeitraum von sechs Monaten. Die Modellrippen waren in der Lage, das Verhalten der Thorax-Wand während der Atmung und Bewegung nachzuahmen. Die Studien belegen die grundsätzliche Möglichkeit, biomechanische Eigenschaften von Rippen mit einem 3D-P-Modell zu simulieren. Zur Etablierung eines *Total Human Model for Safety typ D* (THUMS-D) zur Prädiktion von Rippenbrüchen bei Verkehrsunfällen verglichen Mayer *et al.* (64) im 3-Punkt-Biegeversuch das Bruchverhalten von Rippen von Spendern verschiedenen Alters und von Kunstrippen. Die Prädiktionsgüte für eine Rippenfraktur des THUMS-D-Modells erwies sich als gut (64). Das für Mercedes entwickelte Rippenmodell THUMS-D ähnelt zwar der Anatomie von Rippen, die anatomische Korrektheit war aber kein explizites Ziel der Entwicklung.

## 5.2 METHODISCHES VORGEHEN

### 5.2.1 AUSWAHL DES KÖRPERSPENDERS

Für die vorliegende Arbeit war ein Körperspender erforderlich. Für das wissenschaftliche Arbeiten mit Körperspendern liegt in Rheinland-Pfalz ein generelles positives Ethikvotum des Ethikkomitees der Landesärztekammer vor.

Die Originalrippen wurde einem *Fresh-Frozen*-Körperspender entnommen, um potenzielle Veränderungen der biomechanischen Eigenschaften zu minimieren. Die Auswahl des Körperspenders erfolgte durch das Anatomische Institut der Uni Mainz und unterlag den für die Körperspende üblichen selektiven Begrenzungen.

Der zur Verfügung gestellte Körperspender war ein 75 Jahre alter Mann. Eine verminderte Knochensubstanz wurde durch eine Knochendichtemessung am distalen Radius ausgeschlossen (s. Anhang, Abb. 33). Laut Mayer *et al.* geht aber eine natürliche altersbedingte Abnahme der Knochensubstanz mit einem veränderten Bruchverhalten einher (64). Das vorrangige Ziel der vorliegenden Arbeit war die Analyse der biomechanischen Eigenschaften von 3D-P-Knochen in Abhängigkeit vom verwendeten Material und von den Druckparametern, so dass das Alter des Körperspenders eine untergeordnete Rolle spielte.

### **5.2.2 AUSWAHL DES DRUCKVERFAHRENS**

Das in der vorliegenden Arbeit verwendete FDM ermöglichte es, verschiedene Druckkunststoffe zu testen, und erforderte durch die Verwendung löslicher Supportmaterialien keine aufwendige Nachbearbeitung der Modelle. Der *Desktop* FDM Drucker *Ultimaker 3* wurde aufgrund seiner hohen Druckqualität und niedrigen Schichtdicken von 0,1 mm ausgewählt. Laut Chacón *et al.* korreliert eine niedrige Schichtdicke bei PLA-Modellen mit besseren mechanischen Eigenschaften (72).

Trotz seiner guten optischen Druckqualität zählt der *Ultimaker 3* zu den FDM-Druckern der mittleren Preiskategorie, was möglicherweise für eine eingeschränkte mechanische Belastbarkeit der 3D-P-Modelle spricht. Beim Vergleich kostengünstiger und hochwertiger FDM-Drucker traten erhebliche Unterschiede bei der Zugfestigkeit der Modelle auf (73). Aufgrund der fortschreitenden technischen Entwicklung bei den 3D-P- bzw. FDM-Verfahren verbessern sich möglicherweise auch die biomechanischen Eigenschaften von 3D-P-Knochen.

Das ebenfalls zur Verfügung stehende Verfahren der Stereolithografie hat den Nachteil, dass in den Hohlräumen der 3D-P-Rippen flüssiges Harz verbleibt. Dieses tritt beim Bruch aus, wodurch die Messeinrichtung verklebt und unbrauchbar wird. Daher war die Stereolithografie für die vorliegende Arbeit nicht geeignet.

### **5.2.3 RIPPENMODELLE**

Für die Erstellung optimaler 3D-P-Modelle ist die Qualität der Vorlage entscheidend (15). Die Verwendung explantierter, entfleischter Rippen sollte Artefakte bei der digitalen Nachbearbeitung minimieren. Zur Optimierung der digitalen Vorlage wurde die höchstmögliche Auflösung (Schichtdicke 1  $\mu\text{m}$ ) verwendet. Die Rippen wurden

auf nicht röntgen-dichte Schaumstoffpolster gelagert, wodurch sie auf den erstellten CT-Aufnahmen zu schweben schienen.

Da die äußere Form der Rippe unverändert bleiben sollte, wurden als mögliche Einflussparameter auf die Biomechanik der Modellrippen die Außenhülldicke, das *Infill-Pattern* sowie die *Infill*-Dichte analysiert. Die Rippen der ersten Generation orientierten sich dabei an der Originalrippe. Aufgrund der variierenden Außenhülldicke (0,5–2 mm), wurde eine Außenhülldicke von 1,0 mm gewählt.

Die Simulation des komplexen Trabekelgeflechts der Spongiosa ist eine Herausforderung. Die Verteilung der Trabekel orientiert sich an den Hauptbelastungslinien der Rippe. Die Trabekel haben einen maximalen Durchmesser von 300 µm. Die Zwischenräume der Trabekel sind zum Großteil mit Fett gefüllt, was bei der Erstellung der Modelle nicht berücksichtigt wurde. Laut Carter und Hayes wirken hydrostatische Kräfte bei Belastung durch Komprimierung des im Knochenmark enthaltenen Fettes auf die mechanischen Eigenschaften des Knochens. Bei einem Vergleich widerstand entmarkter und getrockneter Knochen höheren Kräften als markhaltiger Knochen (67).

Verfahrensbedingt kann das filigrane Trabekelgeflecht mit dem FDM-Verfahren nicht exakt simuliert werden, da der schichtweise Aufbau der Modelle eine Stützstruktur für jedes Trabekel erfordern würde. Diese Stützstrukturen können aufgrund des beengten Raumes innerhalb der Rippe nicht realisiert werden. Zudem hätten die Stützstruktur nach dem Druck nicht entfernt werden können. Daher wurde ein Design gewählt, das wie die physiologische Trabekelstruktur die Hauptbelastungspunkte der Rippe stützt, aber keine Stützstruktur während des Druckvorganges benötigt. Die Druckebene und damit auch der Verlauf der *Infill*-Strukturen richtete sich an der liegenden Rippe aus (s. Abb. 5). Die *Infill*-Strukturen stabilisierten somit die Rippe in der Ebene der Krafteinwirkung des 3-Punkt-Biegeversuches.

#### **5.2.4 KRAFTMESSUNG**

Der Aufbau des 3-Punkt-Biegeversuchs entsprach der DIN ISO 178. Der Aufbau des Torsionsversuches war daraus abgeleitet. Mögliche Fehlerquellen, die zu abweichenden Messergebnissen führen, wie die Verkürzung des Widerlagerabstandes oder unterschiedliche Winkel am Widerlager, wurden durch das genormte Einkleben der Rippen in die Messhülsen minimiert. Die Hülsen selbst wurden drehbar in festverschraubten Ankerpunkten befestigt, so dass der

70

Widerlagerabstand und die Winkel konstant blieben. Auch die an den Widerlagern entstehende Reibung war daher unabhängig vom Material der Rippen.

Bei der Verbiegung der Original- und Modellrippen kam es zu Mikrofrakturen in der inneren Knochenstruktur. Da der Biegegrad, ab dem diese Mikrofrakturen entstanden, erst nach der Messung bestimmt werden konnte, wurde jede Rippe nur einmal bis zum Bruch gemessen. Die in Abbildung 9 bei Kraftzunahme erkennbaren sprunghaften Abnahmen der benötigten Last sind das grafische Korrelat der Mikrofrakturen.

Die Herausforderung beim Torsionsversuch lag darin, die reine Kraft der Torsion der Rippe zu messen, ohne diese zu stauchen oder zu dehnen. Dies war mit dem vorliegenden Aufbau nur eingeschränkt realisierbar, da es durch die feste Verankerung auf einer Seite bei Traversenwegen  $> 50$  mm zu einer Dehnung der Rippe in Richtung der Längsachse kam. Der Messbereich hing vom Hebelarm (Verbindung zwischen der Rippenhülse und dem Gelenk am Kraftaufnehmer des Prüfsystems) ab. Somit wurde auch die Kraft für die Dehnung mitgemessen. Damit ließ sich mit dem verwendeten Kraftmesssystem zwar nicht der exakte Wert für die Widerstandskraft bei Torsion ermitteln, jedoch war der Fehler für die Original- und Modellrippen identisch, so dass ein Vergleich der Rippen untereinander möglich war.

### **5.2.5 AUSWAHL DER DRUCKKUNSTSTOFFE**

Das zunächst verwendete PLA zeichnete sich durch einen geringen Verzug (*Warping*) beim Drucken aus, so dass die Geometrie der Originalrippe kopiert werden konnte, ohne die Größe des Volumenmodells aufgrund eines zu erwartenden *Warplings* anzupassen. Weiter zeigten frühere Studien, dass es sich bei PLA im Vergleich zu ABS um ein spröderes Material mit einer niedrigeren Duktilität handelt (74). Da Knochen ebenfalls eine geringere Duktilität besitzt, simuliert PLA das Verhalten von Knochen besser (75). Im Verlauf der Versuche zeigte sich jedoch, dass PLA immer noch eine zu hohe Duktilität aufwies, so dass mit diesem Material die biomechanischen Eigenschaften der Originalrippe nicht nachvollzogen werden konnten.

Daher wurden in der vierten Rippengeneration analysiert, ob Modelle mit einem Kunststoff mit höherer Schlagfestigkeit (*Green-Tec*®, Carbonfaser-verstärktes Filament XT-CF20) das biomechanische Verhalten der Originalrippe besser abbilden.

## 5.3 ANALYSE DER ERGEBNISSE

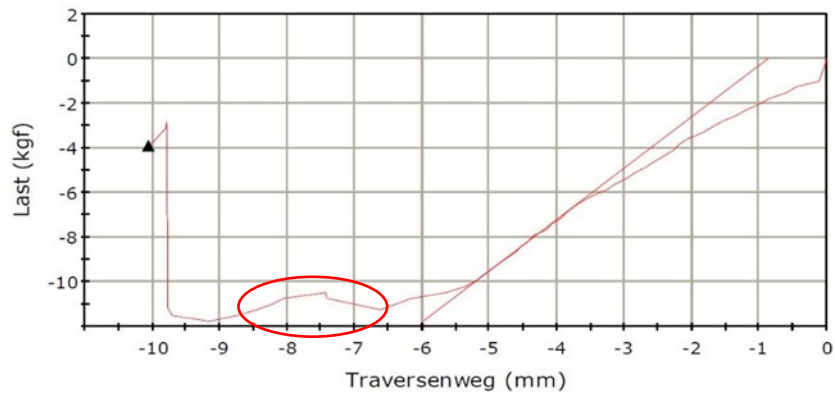
### 5.3.1 ORIGINALRIPPE

#### 3-Punkt-Biegeversuch

Die linke Originalrippe zeigte im 3-Punkt-Biegeversuch im Vergleich zu Literaturdaten für kortikale Knochen niedrigere Werte bei der maximalen Biegekraft und beim Elastizitätsmodul (47). Allerdings handelte es sich dabei um an höhere Kräfte angepasste menschliche und tierische Röhrenknochen.

In der Studie von Mayer *et al.* mit menschlichen Rippen wurden in Abhängigkeit vom Alter der Körperspender unterschiedliche Werte gemessen (64). Proben von jungen Männern erzielten Biegekräfte von ~500 N bei einer Biegeverformung von ~13,5 mm. Proben von älteren Männern, die sich am ehesten mit der Rippe der vorliegenden Studie vergleichen lassen, wurde nicht gemessen. Die Werte für Rippen älterer Frauen lagen bei ~ 90 N für die Biegekraft und ~50 mm für die Biegeverformung. In der vorliegenden Studie war die maximale Biegekraft mit 10,89 kgf (98,07 N) vergleichbar, allerdings war die dabei auftretende Biegeverformung mit 9,77 mm deutlich geringer. Eine mögliche Ursache für die abweichenden Daten sind unterschiedliche Versuchsdesigns. Während Mayer *et al.* (64) lediglich das mittlere Segment der Rippen gemessen haben, wurde in der vorliegenden Studie die gesamte Rippe getestet.

Wie in der Literatur beschrieben, zeigte die Originalrippe ein Nachbruchverhalten. Dabei bleibt die Kraft nach dem Bruch zunächst annähernd auf einem Niveau, bis die Rippe vollends versagt. Mayer *et al.* (64) machten die Steifigkeit der Trabekel der Spongiosa für das Nachbruchverhalten verantwortlich. Martin *et al.* (47) führten das beobachtete Bruchverhalten beim Übergang von der elastischen- in die destruktive Phase bei der Verformung von Knochen auf Brüche im Inneren der Trabekelstruktur zurück. Dies deckt sich mit den vorliegenden Beobachtungen bei den Original- und Modellrippen. In dem Kraft-Weg-Diagramm in Abbildung 30 ist das Korrelat einer Mikrofraktur rot markiert.



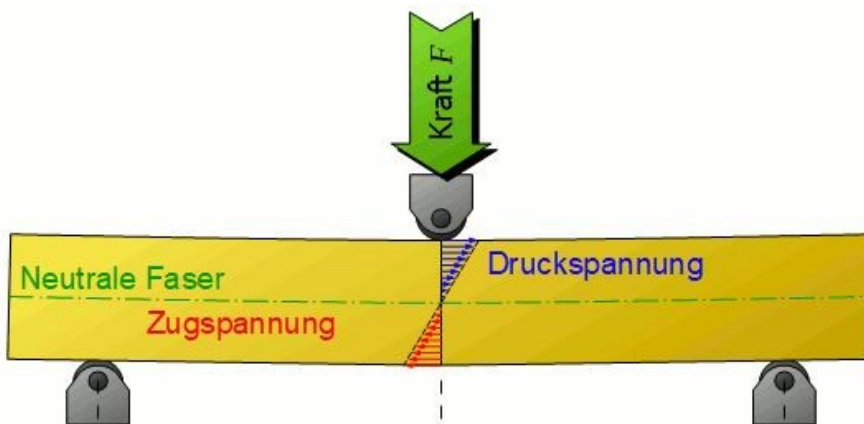
**ABBILDUNG 30 NACHBRUCHVERHALTEN DER ORIGINALRIPPE (ROTHER KREIS: ARTEFAKT DURCH MIKROFRAKTUR)**

## Bruchverhalten

Der anfänglich lineare Anstieg der Kraft im Kraft-Weg-Diagramm der Originalrippe flachte plötzlich ab und verlief anschließend bis zum Versagen der Rippe auf einem Niveau. Während der Plateauphase waren deutliche Stufen zu erkennen, die Frakturen im Trabekelgeflecht entsprachen.

Die Fraktur der Originalrippe im 3-Punkt-Biegeversuch lag unmittelbar unter dem Punkt der Krafteinwirkung (s. Abb. 10). An den Kanten der Fraktur war im oberen Anteil bis zur Spitze des insgesamt dreieckigen Verlaufs ein Ausreißen der Kortikalis und des Periosts zu erkennen; im unteren Anteil fanden sich parallel zur Längsachse der Rippe verlaufende Frakturlinien. Diese quer zum Bruch verlaufenden Frakturlinien waren vergleichbar mit dem Bersten des Knochens in diesem Bereich.

Die Charakteristik der Fraktur resultiert aus den im 3-Punkt-Biegeversuch entstehenden Spannungen (s. Abb. 31). Im oberen Anteil des Prüfkörpers baute sich eine Druckspannung auf, die bei der Originalrippe ein Zerreißen der Kortikalis zur Folge hatte. Die im unteren Anteil des Prüfkörpers entstehende Zugspannung führte in Kombination mit der parallel stattfindenden Kompression der Rippe zum Bersten des unteren Anteils der Rippe.



**ABBILDUNG 31 SPANNUNGSMODEL 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH (56) (MIT FREUNDLICHER GENEHMIGUNG VON A. HÖFLER, TEC-SCIENCE.COM)**

## Torsionsversuch

Zu den biomechanischen Charakteristika von Knochen oder 3D-P-Knochen bei Torsion existieren kaum Arbeiten. Studien zu dieser Thematik mit menschlichen Rippen fehlen komplett. Flörkemeier *et al.* (76) verglichen das Bruchverhalten von intakten und distrahierten Tibiae aus Schafen unter Torsion. Sie untersuchten die Grenzen der Belastbarkeit, um die Versorgung von Brüchen mit einem Fixateur extern zu verbessern. Die gewählte Einheit  $\text{Nm}/^\circ$  lässt sich nicht mit den

vorliegenden Werten vergleichen. Die Einheit  $\text{Nm}/^\circ$  beschreibt die aufzubringende Kraft zur Verwindung pro Grad. In den vorliegenden Versuchen wurde jedoch anstelle des Grades die Strecke in mm gemessen und damit die Einheit kgf bzw. N und Nm.

Im Vergleich zu dem 3-Punkt-Biegeversuch wiesen die Rippen in Torsion eine höhere Elastizität auf. Dies spiegelt sich in einer höheren Biegeverformung bei geringerer Kraft wider (s. Tab. 10). *In vivo* ist die Hauptbelastung ein Druck von außen entlang der äußeren Rippenflexur, wodurch die Trabekel und Kollagenfasern in dieser Ebene am stärksten ausgebildet sind. Da auch in den vorliegenden 3D-P-Modellen die stützenden *Infill-Pattern* in der horizontalen Ebene ausgerichtet wurden, zeigten auch sie eine höhere Elastizität in Torsion (siehe unten).

### 5.3.2 ERSTE GENERATION

#### **Konstanz der mechanischen Eigenschaften**

Die Ergebnisse der fünf identisch gefertigten 3D-P-Rippen der ersten Generation belegen die hohe Reliabilität des genutzten Versuchsaufbaus. Die vergleichbaren Werte bei der Kraftmessung wiesen auf konstante biomechanische Eigenschaften der 3D-P-Rippen hin. Dieser Befund deckt sich mit der Studie von Banjanin *et al.* (74), die den Einfluss prozessbezogener Parameter (z. B. Extruder-Temperatur, Schichtdicke, Breite des abgeschiedenen Filaments, Ausrichtung des Modells auf der Druckplatte, *Infill-Pattern*, Außenhülldicke) auf die mechanischen Eigenschaften von FDM- Modellen untersuchten. Den größten Effekt zeigten die Druckausrichtung, die Schichtdicke und der Vorschub des Druckmaterials. Laut Žarko *et al.* (77) beeinflusst bei FDM-Druckelementen die Druckgeschwindigkeit die Bindung zwischen den Druckschichten und damit die Qualität der Drucke. Daher wurden bei den vorliegenden Versuchen konstante Druckeinstellungen sowie die gleiche Orientierung beim Druck verwendet. Die Bedingungen orientierten sich an den Empfehlungen der Filament-Hersteller. Beide Vergleichsstudien belegen, dass unter gleichen Druckbedingungen und gleichen prozessbezogenen Parametern reproduzierbare 3D-P-Modelle hergestellt werden konnten (74, 77); allerdings zeigte PLA im Vergleich zu ABS eine größere Streuung (74). Auch in der vorliegenden Studie war bei der ersten Rippen- Generation sowohl im Torsions- als auch im 3-Punkt-Biegeversuch eine leichte Streuung der Ergebnisse zu beobachten.



### 3-Punkt-Biegeversuch / Torsionsversuch

Die erste Generation der Modellrippen zeigte ähnliche Werte im 3-Punkt-Biegeversuch wie die Originalrippe (s. Tab. 7); allerdings wichen die Modelle im Torsionsversuch erheblich von der Originalrippe ab (s. Tab. 8). Im Torsionsversuch zeigten die 3D-P-Rippen im Schnitt doppelt so hohe Werte bei der Biegeverformung wie die Originalrippe, was ein Zeichen für eine zu hohe Elastizität der Modellrippen ist. Dazu hat vermutlich die bereits erwähnte Orientierung der triangulären *Infill*-Struktur an der Ebene der Kraftaufnahme im 3-Punkt-Biegeversuch, die sich von der anatomischen Spongiosa- und Trabekelausrichtung der menschlichen Rippe unterscheidet, beigetragen. Ein weitere Einflussparameter war möglicherweise die Duktilität des verwendeten PLA.

Die Ausrichtung der *Infill-Pattern* an der Ebene des Biegeversuches sorgte für eine Stabilisierung in dieser Ebene, bot aber keine Unterstützung bei Belastungen in anderen Ebenen (z. B. Torsion um die Längsachse). Die Ergebnisse belegen die Bedeutung des *Infill-Patterns* auf die Torsion und die Biegefestigkeit der 3D-P-Modelle. Die anatomisch korrekte Abbildung der Spongiosa war nicht Gegenstand dieser Arbeit. Ein potenzieller Ansatz zu Generierung einer solchen künstlichen Spongiosa ist die Finite-Elemente-(FEM)-Methode, bei der Parameter wie Belastung, Festigkeit und Verformung anhand von virtuellen 3D-Modellen simuliert werden. Die Methode erfordert eine hohe Rechenleistung und eine umfangreiche kostenpflichtige Simulations-*Software* (78). Eine weitere Möglichkeit ist der Druck von schwammartigen Strukturen im Inneren der Rippe. Erste Versuche mit einem schäumenden Präpolymerharz für das Stereolithografie-Verfahren belegen die prinzipiell Durchführbarkeit solcher Ansätze (79). Allerdings müssten bei dieser Methode die Kortikalis und die Spongiosa in einem Arbeitsschritt aus zwei Materialien gedruckt werden. Ein implantierbares Knochenmodell aus Keramik mit einer aus schockgefrorenem Keramikschaum bestehenden Spongiosa einer Arbeitsgruppe des Fraunhofer Instituts für Keramik Technologien und Systeme und der TU Dresden ist ein weiterer vielversprechender Ansatz zur Abbildung der Spongiosa in Kunstknochen (80).

Eine weitere mögliche Ursache für das abweichende biomechanische Verhalten der Modellrippen könnte das Fehlen eines Korrelates für das in den Originalrippen enthaltene Fett sein. Laut Carter und Hayes vermindert das Fett im Knochenmark die

Belastbarkeit von Knochen (67). Das Fehlen eines Fett-Korrelats in den 3D-P-Rippen könnte daher die etwas höhere Stabilität der PLA-Rippen erklären.

### **Bruchverhalten**

Die Modellrippen der ersten Generation zeigten im Gegensatz zur Originalrippe eine doppelte Fraktur. Eine Fraktur lag ca. 1,5 cm vom Punkt der Krafteinwirkung nach dorsal verschoben, die zweite an der Stelle, an der bei der Originalrippe der Übergang vom knöchernen in den knorpeligen Anteil der Rippe liegt. Die Kanten der Frakturen zeigten keine Anzeichen einer Delamination oder Duktilität. Die Verschiebung der Fraktur vom Ort der Krafteinwirkung weg belegt eine unterschiedliche Spannungsverteilung im Modell und in der Originalrippe. Da mit sinkendem Elastizitätsmodul die Bruchlokalisierung weiter Richtung Rippenenden verlagert wurde, war die Ursache für diese Abweichung vermutlich eine geringere Steifigkeit der Modellrippe. Das beobachtete Nachbruchverhalten der Modellrippen wurde dagegen durch die Steifigkeit der *Infill*-Struktur bestimmt.

### 5.3.3 ZWEITE GENERATION

#### 3-Punkt-Biegeversuch

Die Ergebnisse der 3D-P-Modellrippen der zweiten Generation mit den *Infill*-Pattern (*Triangel*, *Cubic*, *Concentric*) unterschieden sich kaum (s. Tab. 7). Dieser Befund spricht dafür, dass die *Infill*-Strukturen vergleichbare stützende Eigenschaften im 3-Punkt-Biegeversuch aufwiesen.

Bei zunehmender Außenhülldicke nahmen die Werte für die maximale Biegeverformung und Biegekraft zu, während das Elastizitätsmodul keine Tendenz zu höheren Werten zeigte. Bei den 3D-P-Modellrippen mit dem *Infill-Pattern-Concentric* verringerte sich das Elastizitätsmodul sogar. Daher ist anzunehmen, dass das Elastizitätsmodul eher vom verwendeten Material sowie von den federnden Eigenschaft der makroskopischen Rippenform also vom *Infill* abhängt. Die mechanischen Eigenschaften von 3D-P-Modellen in Abhängigkeit von der Außenhülldicke wurde bereits ausführlich untersucht (72, 74). Die in der Literatur beschriebenen Befunde decken sich beim Bruchverhalten der Modellrippen mit den vorliegenden Beobachtungen. Bei zunehmender Außenhülldicke stieg die Duktilität an. Daher brechen die Rippen erst nach einer Phase der plastischen Verformung, hier vor allem nach einer Dehnung in der Längsachse der Rippen. Dies kann man insbesondere im dorsalen Bereich der Rippe erkennen; in diesem ist das Verhältnis von Wandstärke zum Rippenquerschnitt besonders groß.

#### Bruchverhalten

Die Frakturen der zweiten Rippengeneration zeigten anders als bei der Originalrippe keine dreieckigen, sondern bogenförmige oder gerade Verläufe. Bei den Modellrippen kam es bei der Frakturlinie zudem häufig zu einer Stufenbildung entlang der einzelnen Druckschichten (Delamination). Dieses Verhalten beruhte darauf, dass die einwirkende Kraft höher war als die Adhäsionskraft der verschmolzenen Schichten (74). Die Adhäsionskraft hängt vom verwendeten Kunststoff, aber auch von den Druckparametern (z. B. Temperatur, Filamentvorschub, Schichtdicke) ab (72). In der vorliegenden Studie wurden alle Rippen mit den vorgegebenen Einstellungen der Filament-Hersteller gedruckt.

Die mechanischen Eigenschaften von 3D-P-Modellen in Abhängigkeit von der Außenhülldicke wurde bereits ausführlich untersucht (72, 74). Die in der Literatur

beschriebenen Befunde decken sich beim Bruchverhalten der Modellrippen mit den vorliegenden Beobachtungen. Bei der höchsten Außenhülldicke von 2 mm kam es zunächst nicht zu einer Fraktur, sondern zu einer Stauchung und Verbiegung der Rippen am dorsalen Ende. Dieser Befund spricht für eine zu hohe Duktilität des verwendeten Kunststoffes. Damit war die Simulation der biomechanischen Eigenschaften der Originalrippe, die eher ein sprödes Bruchverhalten zeigte, mit PLA nicht möglich.

### **Torsionsversuch**

Die Torsionsversuche belegen, dass mit zunehmender Außenhülldicke die Werte für die maximale Biegeverformung und Biegekraft anstiegen. Allerdings zeigte auch das Elastizitätsmodul bedingt durch den Versuchsaufbau eine Zunahme. Bei den ersten 50 mm des Torsionsversuches wurde die Kraft für die Torsion gemessen, darüber hinaus kam es zunehmend auch zum Zug der Rippe in der Längsachse. Bei Werten für die Biegeverformung  $\geq 120$  mm ist anzunehmen, dass nicht das Elastizitätsmodul für die Torsion, sondern das für die Zugdehnung bestimmt wurde. Zur Bestimmung der Werte für die reine Torsion wäre ein Versuchsaufbau mit einer gegenläufigen Verwindung der Rippe an beiden Enden exakter. Beim Vergleich der Rippen der ersten und dritten Generation (s. Tab. 8) fällt auf, dass 3D-P-Rippen mit einer 25 % *Infill*-Dichte eine höhere Steifigkeit aufwiesen als Rippen mit einer 20 % *Infill*-Dichte. Die in der zweiten Generation verwendeten *Infill-Pattern* zeigten kaum Unterschiede. Im Vergleich zu den 3D-P-Rippen der ersten Generation mit einem *Grid-Infill* wiesen jedoch alle drei Architekturen aufgrund der unterschiedlichen Ausrichtung der *Pattern* deutlich höhere Werte auf. Während die *Pattern Triangel*, *Cubic*, und *Concentric* sich vor allem an der Ebene der liegenden Rippe orientierten, war das *Grid-Infill* gleich verteilt (s. Abb. 8). Daher konnte das *Grid-Infill* Kräfte außerhalb der Ausdehnungsebene von der äußeren zur inneren Rippenflexur besser aufnehmen als die anderen *Pattern*. Dennoch zeigte auch die 3D-P-Rippe mit dem *Grid-Infill* eine zu hohe Flexibilität bzw. zu geringe Steifigkeit für die Simulation der Biomechanik der Originalrippe.

#### 5.3.4 DRITTE GENERATION

##### 3-Punkt-Biegeversuch

Die dritte Generation der Modellrippen diente der Analyse der Auswirkung geringerer Außenhülldicke auf die Biomechanik. Die Ergebnisse bestätigen die Erkenntnisse aus der zweiten Generation: auch bei geringeren Außenhüllstärken (0,5–1 mm) korrelierte der Anstieg aller Messparameter im 3-Punkt-Biegeversuch mit der Zunahme der Außenhüllstärke. Auch Banjanin *et al.* zeigten eine Korrelation zwischen Außenhüllstärke und den mechanischen Eigenschaften (74).

##### Bruchverhalten

Bei geringeren Außenhüllstärken glich sich die Frakturlokalisierung und der Frakturverlauf der 3D-P-Rippe den Parametern der Originalrippe an. Weiter verringerten sich die Anzeichen für Delaminationen und die Duktilität. Wie in der zweiten Generation (s. Kap. 4.3.1) verlagerte sich mit zunehmender Außenhüllstärke die Fraktur in Richtung des ventralen Rippenendes.

##### Torsionsversuch

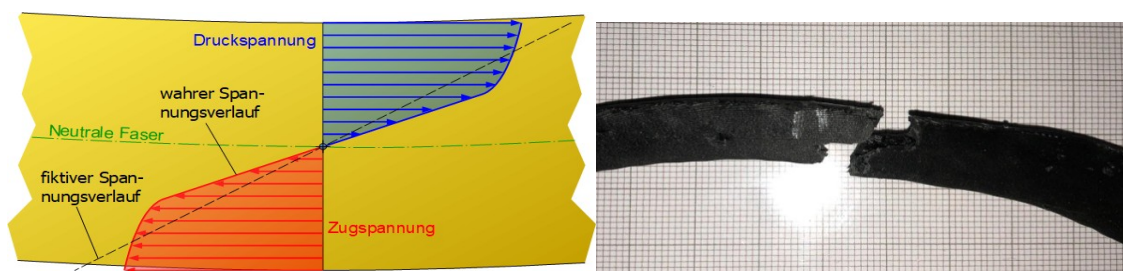
Bei Verwendung einer niedrigeren Außenhüllstärke und einem *Grid-Infill* konnten ähnlich wie im 3-Punkt-Biegeversuch auch im Torsionsversuch die Werte der Originalrippen nicht erreicht werden. Mit PLA als Werkstoff und einem vorgegebenen Standard *Infill-Pattern* war es nicht möglich, die exakten biomechanischen Eigenschaften einer menschlichen Rippe zu simulieren.

#### 5.3.4 VIERTE GENERATION

In der vierten Rippengeneration wurden 3D-P-Modelle aus *Green-Tec*®-Filament einem auf Lignin basierenden Polymer und aus dem mit Carbonfasern verstärkten XT-CF20-Filament analysiert. Das Lignin Filament hat mit 2600 mPa ein niedrigeres Elastizitätsmodul als das in den vorherigen Generationen verwendete PLA (3300 mPa). *Green-Tec*® bietet eine höhere Schlagfestigkeit und neigt aufgrund seiner geringeren Zähigkeit weniger zur Duktilität. In den vorliegenden Versuchen erwies sich die *Green-Tec*®-Rippe im Vergleich zu den mit gleichen Einstellungen gedruckten PLA-Rippen der ersten und zweiten Generation bei vergleichbaren

Werten für die Biegeverformung und Biegekraft als ähnlich stabil im 3-Punkt-Biegeversuch. Das niedrigere Elastizitätsmodul spiegelte sich auch in den vorliegenden Messungen wider (Lignin-basiertes Polymer 0,24 kgf/cm<sup>2</sup> vs. PLA 0,30 kgf/cm<sup>2</sup>). Die Frakturlokalisation und der Frakturverlauf waren vergleichbar mit dem der Originalrippe. Der dreieckige Frakturverlauf zeigten keine Anzeichen einer Berstung in der unteren Frakturhälfte. Dieser Befund legt die Annahme nahe, dass mit einem Material mit geringerer Duktilität das Bruchverhalten der Originalrippe eher simuliert werden kann.

Die XT-CF20-Rippe zeigte den Herstellerangaben entsprechend ein signifikant höheres Elastizitätsmodul (0,51 kgf/cm<sup>2</sup>) und damit eine höhere Grundsteifigkeit als PLA. Die Biegeverformung war bei gleicher Biegekraft geringer als bei den PLA-Rippen der vorangegangenen Generationen und lag damit näher an den Werten der Originalrippe. Die Frakturlokalisation und der Frakturverlauf spiegelten die Steifigkeit des Materials wider. Bei steifem, wenig duktilem Material entfaltet sich die Spannung direkt am Ort der Krafteinwirkung. Der Frakturverlauf entsprach dem theoretischen Modell des Spannungsverlaufs bei plastischer Verformung (s. Abb. 32) (56).



**ABBILDUNG 32 SPANNUNGSVERLAUF UND FRAKTUR XT-CF20 BIEGEVERSUCH (MIT FREUNDLICHER GENEHMIGUNG VON A. HÖFLER, TEC-SCIENCE.COM)**

Im Vergleich zur Originalrippe erwiesen sich beide 3D-P-Rippen als stabiler; die Werte für die Biegeverformung lagen deutlich höher (s. Tab. 9). Die Fraktur der Lignin-Polymer Rippe ähnelte von der Lokalisation und dem Bruchverhalten von allen getesteten Rippen am ehesten der Originalrippe.

TABELLE 9 VERGLEICH DER ORIGINALRIPPE UND DER 3D-P-RIPPEN MIT 1 MM AUSSENHÜLLDICKE UND 25 % INFILL-DICHTE

Material / <i>Infill-Pattern</i>	maximale Biege- verformung (mm)	maximale Biegekraft (kgf)	Elastizitäts-modul (kgf/cm <sup>2</sup> )
Originalrippe	9,77	10,89	0,41
PAL / <i>Grid</i>	11,34	10,74	0,30
PAL / <i>Triangel</i>	26,91	16,85	0,31
PAL / <i>Cubic</i>	24,78	12,42	0,28
PAL / <i>Concentric</i>	24,11	14,97	0,39
Lignin-Polymer / <i>Grid</i>	22,67	13,98	0,24
Carbon XT-CF20 / <i>Grid</i>	13,4	14,78	0,51

## 5.4 FAZIT UND AUSBLICK

In der vorliegenden Arbeit gelang es nicht, eine 3D-P-Rippe zu konstruieren, die die biomechanischen Eigenschaften der Originalrippe korrekt simuliert. Dennoch liefern die vorliegenden Ergebnisse wichtige Erkenntnisse. Mit dem verwendeten Druckverfahren ließen sich 3D-P-Rippen mit reproduzierten mechanischen Eigenschaften herstellen.

Die verwendeten *Infill-Pattern* hatten in den 3-Punkt-Biegeversuchen keinen Einfluss auf das biomechanische Verhalten. Entscheidender war die *Infill*-Dichte und damit die Menge des eingebrachten Materials. Eine größere *Infill*-Dichte erhöhte die Steifigkeit, veränderte das Bruchverhalten und verringerte die Verformbarkeit in Torsion. Die Orientierung der *Infill*-Architektur beeinflusste die Stabilität der Rippe in dieser einen Ebene. Die *Infill*-Steifigkeit, welche vom verwendeten Infill Pattern, der Infill Dichte und dem Druckmaterial abhängig ist, hatte einen direkten Effekt auf das Nachbruchverhalten der Rippenmodelle. Diese Befunde zeigen, dass der Fokus bei der Erstellung eines 3D-P-Rippenmodells zur Simulation der Biomechanik der Originalrippe auf die Gestaltung der Trabekelstruktur der Spongiosa liegen sollte.

Weiter hatte die Außenhülldicke einen größeren Effekt auf die Stabilität der Rippen als das *Infill-Pattern*. Mit Zunahme der Dicke erhöhte sich die Verformbarkeit und die dafür benötigte Kraft. Ebenso stieg die Tendenz zur plastischen Verformung vor dem Bruch. Die Verwendung von Materialien mit unterschiedlicher Duktilität (PLA, Lignin-basiertem Polymer, XT-CF20) hatte ebenfalls einen deutlichen Effekt auf das

Bruchverhalten. Das weniger duktile Lignin-basierte Polymer bildete weitgehend das Bruchverhalten menschlicher Rippenknochen ab.

Für die Anpassung der biomechanischen Eigenschaften der 3D-P-Modelle an die Originalrippen in Torsion muss sich das 3D-*Infill-Pattern* an die Hauptbelastung der Rippen orientieren. Dies ist mit der Finite-Elemente-Methode (FEM-Berechnung) möglich, bei dem der Effekt verschiedener Parameter (z. B. Belastung, Festigkeit, Verformung) mit virtuellen 3D-Modellen simuliert wird. Eine weitere Möglichkeit ist die Generierung einer schwammartigen Struktur im Inneren der Rippe. Erste Versuche mit dem Stereolithografie-Verfahren und schäumendem Präpolymerharz belegen die Realisierbarkeit eines solchen Konzepts, wobei es technisch bisher nicht gelungen ist, die Kortikalis und die schwammartigen Strukturen der Spongiosa in einem Arbeitsschritt aus zwei Materialien zu drucken. Ein weiterer Ansatz zur Abbildung einer Spongiosa in 3D-P-Modellen ist schockgefrorener Keramikschaum. Die mechanische Eigenschaften dieses Modells sind jedoch noch nicht abschließend untersucht.



## 6 ZUSAMMENFASSUNG

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war die Evaluation der biomechanischen Eigenschaften von 3D-P-Rippen in Abhängigkeit verschiedener Materialien (Polylactid (PLA), Lignin-basierten Polymer, XT-CF20), Außenhülldicken (0,5–2 mm), *Infill*-Dichten (20 % bzw. 25 %) und *Infill-Pattern* (*Grid*, *Triangel*, *Cubic*, *Concentric*). Für die biomechanische Testung wurden Messapparaturen für 3-Punkt-Biege- und Torsionsversuch entwickelt. Die Daten der 3D-P-Rippen wurden mit den Werten der Originalrippe des menschlichen Körperspenders verglichen.

Mit den Standardeinstellungen eines *Fused Deposition Modeling*-(FDM) -Druckers und dem Material PLA war es möglich, die Biomechanik von Rippen im 3-Punkt-Biegeversuch annähernd zu simulieren. Die Abbildung der Eigenschaften von Rippen in Torsion gelang aufgrund der Orientierung der *Infill-Pattern* an die Druckebene und der daraus folgenden erhöhten Flexibilität unter Torsion schlechter.

Für das Bruchverhalten der 3D-P-Rippen spielten die Außenhülldicke, die *Infill*-Dichte und die Steifigkeit des Materials eine Rolle. Rippen mit größerer Außenhülldicke (1,5 mm, 2 mm) neigten zu duktilen Brüchen, d. h. sie verbogen sich bevor sie brachen. Eine höhere *Infill*-Dichte führte zu einer höheren Steifigkeit und Verringerung der Stauch Fähigkeit. 3D-P-Rippen mit höherer *Infill*-Dichte brachen wie die Originalrippe eher am Ort der Krafteinwirkung. Bei Verwendung von flexiblem Material verlagerte sich die Fraktur nach peripher. Das Bruchverhalten des eher spröden Lignin-basierten Polymers war am ehesten mit dem Bruchverhalten der Originalrippe vergleichbar.

Zur Simulation der biomechanischen Eigenschaften menschlicher Rippen sollten *Infill*-Strukturen an den Hauptbelastungslinien ausgerichtet werden. Mit der Finite-Elemente-Methode lassen sich solche digitale 3D-Modelle erzeugen. Für den Druck dieser Modelle ist die FDM-Methode eher weniger geeignet, da beim Druck der sich an verschiedene Ebenen orientierenden Trabekelstruktur Überhänge entstehen, die durch Stützstrukturen gesichert werden müssen.

Zusammenfassend belegen die Befunde, dass spröde Kunststoffe besser für die Simulation von Materialeigenschaften des Knochens geeignet sind. Die Außenhülldicke hat verglichen mit der *Infill*-Dichte einen geringeren Einfluss auf die Belastbarkeit von 3D-P-Rippenmodellen. Für die Abbildung der Biomechanik in allen

Ebenen ist die Konstruktion von *Infill*-Strukturen, die sich am Verlauf der Hauptbelastungslinien der Originalrippe orientieren, sinnvoll.

## 7 QUELLEN

1. Thomas DB, Hiscox JD, Dixon BJ, Potgieter J. 3D scanning and printing skeletal tissues for anatomy education. *J Anat.* 2016;229(3):473-81.
2. Lim KH, Loo ZY, Goldie SJ, Adams JW, McMenemy PG. Use of 3D printed models in medical education: A randomized control trial comparing 3D prints versus cadaveric materials for learning external cardiac anatomy. *Anat Sci Educ.* 2016;9(3):213-21.
3. Gebhardt A. Additive Fertigungsverfahren Additive Manufacturing und 3D-Drucken für Prototyping – Tooling – Produktion. 2016.
4. Fastermann P. 3D-Drucken : Wie die generative Fertigungstechnik funktioniert 2016.
5. Sandor Vajna, Christian Weber, Helmut Bley, Zeman K. CAx für Ingenieure. Eine praxisbezogene Einführung. . 2 Auflage Springer-Verlag, Berlin/ Heidelberg 2009, ISBN 978-3-540-36038-4,. 2009:S. 177f.
6. José Encarnação WS, Reinhard Klein: . Graphische Datenverarbeitung 2. Modellierung komplexer Objekte und photorealistische Bilderzeugung. . 4 Auflage Oldenbourg-Verlag, München/ Wien 1997, ISBN 3-486-23469-2, . 1997:S. 19.
7. Kai CC, Jacob, G.G.K. & Mei, T. Interface between CAD and Rapid Prototyping systems. Part 2: LMI — An improved interface. *Int J Adv Manuf Technol* 13, 571–576 (1997). 1997.
8. Breuninger J, Becker, R., Wolf, A., Rommel, S., Verl, A. Generative Fertigung mit Kunststoffen Konzeption und Konstruktion für Selektives Lasersintern. Springer Verlag. 2013.
9. Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mulhaupt R. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. *Chem Rev.* 2017;117(15):10212-90.
10. Kosterhon M, Neufurth M, Neulen A, Schafer L, Conrad J, Kantelhardt SR, et al. Multicolor 3D Printing of Complex Intracranial Tumors in Neurosurgery. *J Vis Exp.* 2020(155).
11. Bonten C. Kunststofftechnik Einführung und Grundlagen. Carl Hanser Verlag München. 2016 S. 441f.
12. Lederle F, Meyer F, Brunotte G-P, Kaldun C, Hübner EG. Improved mechanical properties of 3D-printed parts by fused deposition modeling processed under the exclusion of oxygen. *Progress in Additive Manufacturing.* 2016;1(1-2):3-7.
13. Kollenberg W. Industrielle Fertigung von Keramik mit 3D-Druck. *Keram Z* 67, 27–31 2015.
14. Koltzenburg S, Maskos, Michael, Nuyken, Oskar. Polymere: Synthese, Eigenschaften und Anwendungen. 2014.
15. McMenemy PG, Quayle MR, McHenry CR, Adams JW. The production of anatomical teaching resources using three-dimensional (3D) printing technology. *Anat Sci Educ.* 2014;7(6):479-86.
16. Naftulin JS, Kimchi EY, Cash SS. Streamlined, Inexpensive 3D Printing of the Brain and Skull. *PLoS One.* 2015;10(8):e0136198.
17. O'Reilly MK, Reese S, Herlihy T, Geoghegan T, Cantwell CP, Feeney RN, et al. Fabrication and assessment of 3D printed anatomical models of the lower limb for anatomical teaching and femoral vessel access training in medicine. *Anat Sci Educ.* 2016;9(1):71-9.
18. Sommer PP. Möglichkeiten des 3D-Printings in der orthopädischen Diagnostik und Therapie am Beispiel der Sakrumfraktur 2020.

19. Alberti C. Three-dimensional CT and structure models. *The British journal of radiology*, 53: 261-2 1980.
20. Hüttmann K. 3-D-Druck sprengt Grenzen herkömmlicher Fertigungsverfahren. *Financial Times Deutschland*. 2012.
21. Gebhardt R. 3D-Druck setzt sich im Maschinenbau durch. *Verband Deutscher Maschinen- und Anlagenbau*. 2018.
22. Falk Kemper, Maximilian Reif, Lisa Pohle, Thomas Schönfelder, Beckert E. 3D-Tintenstrahldruck optischer Elemente. 2019.
23. Bill PDDDJ, J. R. Rechnergestützte Modellbauverfahren zur Planung ausgedehnter Rekonstruktionseingriffe im Schädelbereich: Übersicht und Indikationsevaluation zum klinischen Einsatz. *Mund-, Kiefer-und Gesichtschirurgie* 2004; 8: 135-53 2004.
24. Albrecht U-V, Franz S, J. V. 3-D-Druck: Organe und Implantate aus dem Drucker? . *Dtsch Arztebl International* 2014; 111: 12 2014.
25. Munjal S, Leopold SS, Kornreich D, Shott S, Finn HA. CT-generated 3-dimensional models for complex acetabular reconstruction. *J Arthroplasty*. 2000;15(5):644-53.
26. Minns RJ, Bibb R, Banks R, RA. S. The use of a reconstructed three-dimensional solid model from CT to aid the surgical management of a total knee arthroplasty: a case study. *Medical engineering & physics* 2003; 25: 523-6 2003.
27. Papadopoulos MA, Christou PK, Christou PK, Athanasiou AE, Boettcher P, Zeilhofer HF, et al. Three-dimensional craniofacial reconstruction imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2002;93(4):382-93.
28. Berry E, Marsden A, Dalgarno K, Kessel D, D. S. Flexible tubular replicas of abdominal aortic aneurysms. . *Journal of Engineering in Medicine* 2002; 216: 211-4. 2002.
29. Knox K, Kerber CW, Singel SA, Bailey MJ, Imbesi SG. Rapid prototyping to create vascular replicas from CT scan data: making tools to teach, rehearse, and choose treatment strategies. *Catheter Cardiovasc Interv*. 2005;65(1):47-53.
30. Ploch CC, Mansi C, Jayamohan J, Kuhl E. Using 3D Printing to Create Personalized Brain Models for Neurosurgical Training and Preoperative Planning. *World Neurosurg*. 2016;90:668-74.
31. Hockaday LA, Kang KH, Colangelo NW, Cheung PY, Duan B, Malone E, et al. Rapid 3D printing of anatomically accurate and mechanically heterogeneous aortic valve hydrogel scaffolds. *Biofabrication*. 2012;4(3):035005.
32. Lee CH, Rodeo SA, Fortier LA, Lu C, Erisken C, Mao JJ. Protein-releasing polymeric scaffolds induce fibrochondrocytic differentiation of endogenous cells for knee meniscus regeneration in sheep. *Sci Transl Med*. 2014;6(266):266ra171.
33. Muller WEG, Neufurth M, Wang S, Ackermann M, Munoz-Espi R, Feng Q, et al. Amorphous, Smart, and Bioinspired Polyphosphate Nano/Microparticles: A Biomaterial for Regeneration and Repair of Osteo-Articular Impairments In-Situ. *Int J Mol Sci*. 2018;19(2).
34. Vaccarezza M, Papa V. 3D printing: a valuable resource in human anatomy education. *Anat Sci Int*. 2015;90(1):64-5.
35. Adams JW. 3D printed reproductions of orbital dissections: a novel mode of visualising anatomy for trainees in ophthalmology or optometry. *Br J Ophthalmol* 2015; 99: 1162-7 2015.
36. AbouHashem Y, Dayal M, Savanah S, Strkalj G. The application of 3D printing in anatomy education. *Med Educ Online*. 2015;20:29847.
37. RM. S. Virtual reality surgical simulator: the first steps. *Surg Endosc* 1993;7:203-205. 1993.

38. Ritz JP GJ, Hopt U, Saeger HD, Siewert JR, Vollmar B, Lauscher JC, Lehmann KS, Buhr HJ. . Zehn Jahre praktischer Kurs für Viszeralchirurgie Warnemünde. Bedeutung und Nutzen eines chirurgischen Trainingskurses. Chirurg 2009; 80:864-71. 2009.
39. Varoquier M, Hoffmann CP, Perrenot C, Tran N, Parietti-Winkler C. Construct, Face, and Content Validation on Voxel-Man(R) Simulator for Otologic Surgical Training. Int J Otolaryngol. 2017;2017:2707690.
40. Kneist W TS, Kauff DW, Rink AD, Herzer M, Gercek E, Kurz S, Lang H. . Simulationsgestützte chirurgische Lehre – Evaluation von Akzeptanz und Attraktivität. CHAZ 2009;10:519-524.
41. Kneist W. Virtuelles Laparoskopietraining in der chirurgischen Weiterbildung Spielerei oder curriculare Notwendigkeit. Chirurgie November; 1(11): Artikel 02\_06. 2011.
42. Nagendran M, Gurusamy KS, Aggarwal R, Loizidou M, Davidson BR. Virtual reality training for surgical trainees in laparoscopic surgery. Cochrane Database Syst Rev. 2013(8):CD006575.
43. Boskey AL, Coleman R. Aging and bone. J Dent Res. 2010;89(12):1333-48.
44. Frost HM. Tetracycline-based Histological Analysis of Bone Remodeling. 1969.
45. Kompaktlexikon der Biologie: Knochen. Spektrumde. 2001.
46. E. D. Simmons J, K. P. H. Pritzker, Grynpsas MD. Age-Related Changes in the Human Femoral Cortex. Journal of Orthopaedic Research 9155-167 1991.
47. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA, Fyhrie DP. Skeletal Tissue Mechanics. 2015.
48. Heřt J, Fiala P, M P. Osteon Orientation of the Diaphysis of the Long Bones in Man. 1994.
49. Skedros JG, Clark GC, Sorenson SM, Taylor KW, Qiu S. Analysis of the effect of osteon diameter on the potential relationship of osteocyte lacuna density and osteon wall thickness. Anat Rec (Hoboken). 2011;294(9):1472-85.
50. Parfitt AM. Osteonal and Hemi-Osteonal Remodeling: The Spatial and Temporal Framework for Signal Traffic in Adult Human Bone Journal of Cellular Biochemistry 55:273-286 (1994) 1994.
51. Varga P, Pacureanu A, Langer M, Suhonen H, Hesse B, Grimal Q, et al. Investigation of the three-dimensional orientation of mineralized collagen fibrils in human lamellar bone using synchrotron X-ray phase nano-tomography. Acta Biomater. 2013;9(9):8118-27.
52. Michael Schünke, Erik Schulte Udo, Schumacher. PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 5. Auflage. 2018:40.
53. Michael Schünke, Erik Schulte, Schumacher U. PROMETHEUS Kopf, Hals und Neuroanatomie, 5. Auflage. 2018.
54. Wikipedia Artikel Kilogramm <https://de.wikipedia.org/wiki/Kilogramm>.
55. Nolting W. Grundkurs Theoretische Physik 1: Klassische Mechanik und mathematische Vorbereitungen; 11. Aufl. 2018. 2018.
56. tec-science. Biegeversuch. <https://wwwtec-science.com/de/werkstofftechnik/werkstoffpruefung/biegeversuch/>. 2018.
57. DIN EN ISO 178 (2013-09) Kunststoffe – Bestimmung der Biegeeigenschaften (ISO 178:2010 + Amd.1:2013); Deutsche Fassung EN ISO 178:2010 + A1:2013. 2013.
58. William A. Nash, Potter MC. Strength Of Materials, 5. Auflage, ISBN: 978-0-07-163507-3. 2011.

59. Winter W. Bone tensile strength and hydrostatic stress. *Biomed Tech (Berl)*. 1996;41(7-8):209-12.
60. BURSTEIN AH, WRIGHT T. *Biomechanik in der Orthopädie und Traumatologie* Thieme Verlag 1997.
61. Tillmann B, Leonhardt H, G T. *Binde und Stützgewebe des Bewegungsapparates. Anatomie des Menschen Bd III*, . Thieme Verlag Stuttgart, 14-48. 1987.
62. Weißbach W. *Werkstoffkunde : Strukturen, Eigenschaften, Prüfung*. 2007.
63. Sigmund CB-Shcolb-s, via Wikimedia Commons. Schelkjhatic appearance of round metal bars after tensile testing.
64. Mayer C, Stefan Kirschbichler, Ernst Tomasch, Wolfgang Sinz, Dr. Dirk Fressmann, Mayer F. *Untersuchung des Bruchverhaltens älterer und jüngerer menschlicher Rippen -Definition eines Materialmodells und Implementierung in ein FE Human Mode*. 2014.
65. Turner CH, Rho J, Takano Y, Tsui TY, Pharr GM. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques. *J Biomech*. 1999;32(4):437-41.
66. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech*. 1993;26(2):111-9.
67. Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am*. 1977;59(7):954-62.
68. Instron. *Einsäulentischsysteme Serie 5940*. Produktkatalog der Firma Instron. 2020.
69. Slicer.org. 3D- Slicer. Slicerorg. 2019.
70. Turna A, Kavakli K, Sapmaz E, Arslan H, Caylak H, Gokce HS, et al. Reconstruction with a patient-specific titanium implant after a wide anterior chest wall resection. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*. 2014;18(2):234-6.
71. Moradiellos J, Amor S, Cordoba M, Rocco G, Vidal M, Varela A. Functional Chest Wall Reconstruction With a Biomechanical Three-Dimensionally Printed Implant. *Ann Thorac Surg*. 2017;103(4):e389-e91.
72. Chacón JM, Caminero MA, García-Plaza E, Núñez PJ. Additive manufacturing of PLA structures using fused deposition modelling: Effect of process parameters on mechanical properties and their optimal selection. *Materials & Design*. 2017;124:143-57.
73. Syamsuzzaman M, Mardi NA, Fadzil M, Farazila Y. Investigation of layer thickness effect on the performance of low-cost and commercial fused deposition modelling printers *Materials Research Innovations*, 18 (S6) 2014:485-9. .
74. Bojan Banjanin, Gojko Vladić, Magdolna Pál, Sebastian Baloš, Miroslav Dramićanin, Milan Rackov, et al. Consistency analysis of mechanical properties of elements produced by FDM additive manufacturing technology. 2018.
75. Keaveny TM, Morgan EF, Niebur GL, Yeh OC. Biomechanics of trabecular bone. *Annu Rev Biomed Eng*. 2001;3:307-33.
76. Flörkemeier T. *Multiaxiale Steifigkeitserfassung von Kallusgewebe zur Identifikation von Vorhersageparametern der Knochenfestigkeit*. 2006.
77. Žarko J, Vladić G, Pál M, Dedijer S. Influence of printing speed on production of embossing tools using FDM 3d printing technology. *Journal of Graphic Engineering and Design*. 2017;8(1):19-27.
78. David Roylance. *Finite Element Analysis*. 2001.
79. Wirth DM, Jaquez A, Gandarilla S, Hochberg JD, Church DC, Pokorski JK. Highly Expandable Foam for Lithographic 3D Printing. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2020;12(16):19033-43.

80. Maier J, Behnisch T, Geske V, Ahlhelm M, Werner D, Moritz T, et al. Investigation of the Foam Development Stages by Non-Destructive Testing Technology Using the Freeze Foaming Process. *Materials (Basel)*. 2018;11(12).

# 8 ANHANG

## MESSUNG DER KNOCHENDICHTE

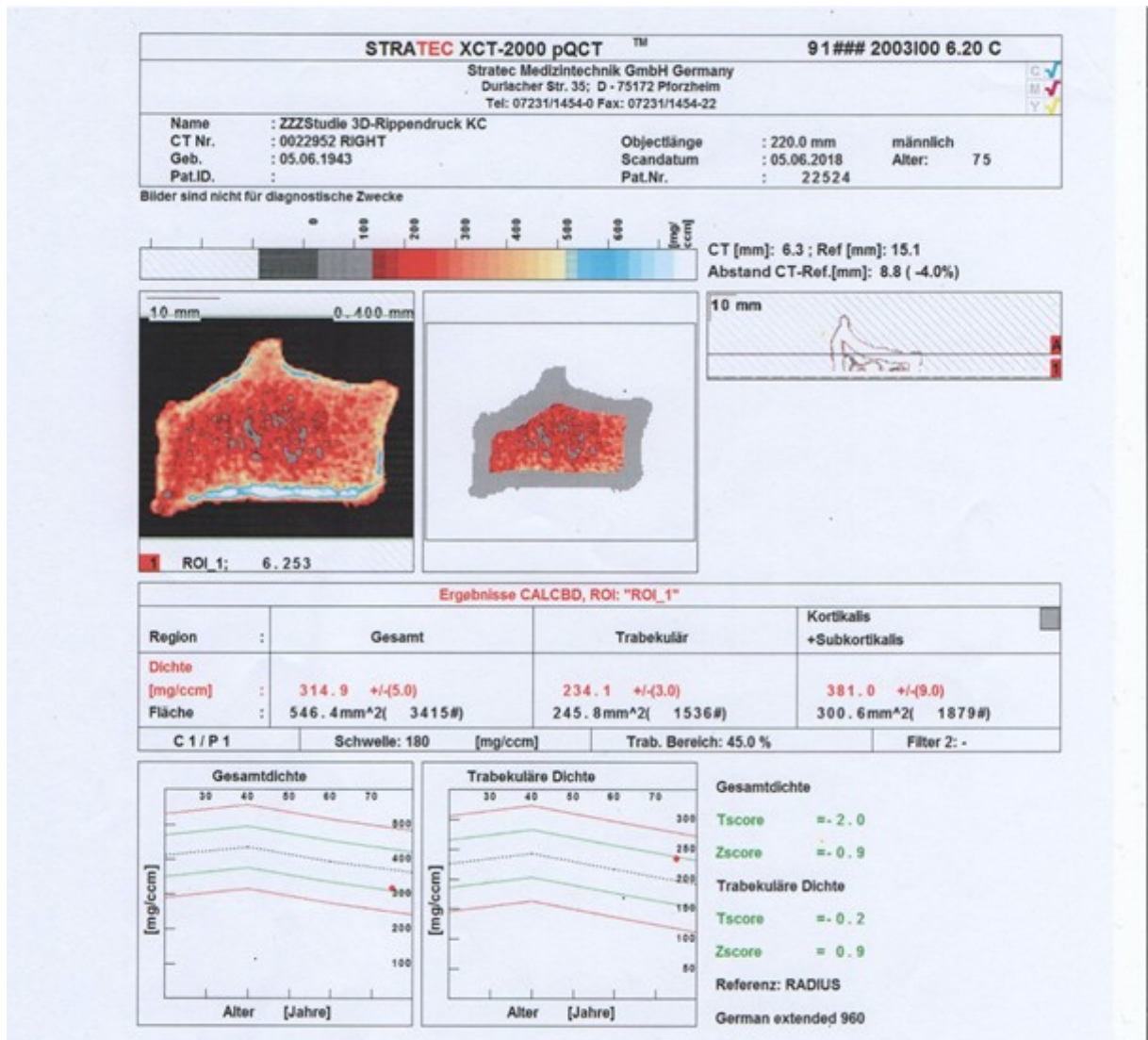


ABBILDUNG 33: KNOCHENDICHTE-MESSUNG



## CT-Einstellung für die DICOM-Datensatz-Erstellung der Originalrippe

**TABELLE 10: CT-EINSTELLUNG ZUR DICOM-DATENSATZ-ERSTELLUNG DER ORIGINALRIPPE**

Manufacturer (0008,0070)	Philips
Implementation Version Name (0002,00...	QDicNet_3408
Source Application Entity Title (0002,0...	BRENNER3
Columns (0028,0011)	768
Rows (0028,0010)	768
Pixel Spacing (0028,0030)	0.203125\0.203125 mm
Samples per Pixel (0028,0002)	1
Pixel representation (0028,0103)	0
Photometric Interpretation (0028,0004)	MONOCHROME2
Bits allocated (0028,0100)	16
Bits stored (0028,0101)	12
High bit (0028,0102)	11
Window Level (0028,1050)	600.000000\600.000000
Window Width (0028,1051)	2000.000000\2000.000000
High bit (0028,0102)	11
Rescale slope (0028,1053)	1.000000
Rescale intercept (0028,1052)	-1024.000000
Slice Thickness (0018,0050)	0.670000 mm
Spacing between Slices (0018,0088)	0.335000 mm
Reconstruction Diameter (0018,1100)	156.000000 mm
Protocol Name (0018,1030)	GROSSE GELENKE /Orthoped
Image Position (Patient) (0020,0032)	-80.028000\166.436000\-68.560000
Patient Position (0018,5100)	HFS
Gantry/Detector Tilt (0018,1120)	0.000000
Exposure Time (0018,1150)	1887 ms
Slice Location (0020,1041)	-68.560000
KVP (0018,0060)	120.000000 kV
X-ray Tube Current (0018,1151)	53 mA
Convolution Kernel (0018,1210)	D

## Technical datasheet

### colorFabb XT-CF20

Date of issue: August 17, 2017  
Version: v1.0



ColorFabb XT-CF20 is a high quality Amphora copolyester based 3D printing filament, loaded with 20% carbon fibers, perfect for parts needing high stiffness. ColorFabb XT-CF20 has a beautiful matte surface finish when printed.

#### TYPICAL MATERIAL PROPERTIES

Physical properties	Unit	Value	Method
Density	g/cm <sup>3</sup>	1,35	ISO 1183
Humidity absorption (23°C,50%RH)	%	---	
Tensile Strength	MPa	76	ISO 527
Tensile Elongation@break	%	7,5	ISO 527
Flexural Strength	MPa	110	ISO 178
Flexural Modulus	GPa	6,2	ISO 178
Izod Impact strength, notched	kJ/m <sup>2</sup>	6	ISO 180
Izod Impact strength, unnotched	kJ/m <sup>2</sup>	60	ISO 180

#### FILAMENT SPECIFICATION

Nominal diameter:	Diameter tolerance	Ovality
1,75 mm	± 0,05	≥ 95%
2,85 mm	± 0,05	≥ 95%

Netto filament weight 750 grams / 2200 grams

#### GUIDELINE FOR PRINT SETTINGS

Advised 3D printing temperature	240 – 260 °C
Advised bed temperature	60 – 70 °C
Bed surface / modification	Glass plate
Active cooling fan	50%
Advised 3D printing speed	40 – 70 mm/sec

#### ADDITIONAL INFORMATION

A special point of attention is the abrasive nature of the carbon fibers. In general these fibers will accelerate the nozzle-wear of brass nozzles, much faster than unfilled filaments. Therefore colorFabb recommends to use nozzle's from Stainless steel or hardened copper alloys

#### Disclaimer

The product- and technical information provided in this datasheet is correct to the best of our knowledge. The information given is provided as a guidance for good use, handling and processing and is not to be considered as a quality specification. The information only relates to the specific product and the material properties.

colorFabb B.V.  
Brenweg 7  
5951 DK Belfeld  
The Netherlands

T +31 (0)77 – 4664015  
F +31 (0)77 – 3971414  
E sales@colorfabb.com  
I colorfabb.com

KvK nr: 53498607  
VAT nr: NL850902770B01  
IBAN: NL54RAB00151849188  
BIC: RABONL2U

# Datenblatt Polylactid (PLA)



## DATENBLATT

### Polylactid

Besteht aus regenerativen Rohstoffen und ist leicht zu verarbeiten.  
Keine beheizte Druckplatte notwendig.  
Gleichmäßige Kühlung während des Drucks förderlich.

190 - 210 °C      Empf. Drucktemperatur  
40 - 50 °C        Temperatur Druckplatte

Materialeigenschaft	getestet nach	
Dichte	1,24 g/cm <sup>3</sup>	ASTM D1505
Bruchdehnung	160 %	ASTM D882
Zugfestigkeit	110 MPa	ASTM D882
Schlagfestigkeit	6,5 kJ/m <sup>2</sup>	
Wärmeformbeständigkeit	60 °C	

### Durchmesser

1.75 mm & 2.85 mm  
(Toleranz ± 0.01 mm)

### Farben

Dunkelbraun		RAL 8002
Feuerrot		RAL 3020
Glasklar		-
Gold		-
Grasgrün		RAL 6024
Grau		RAL 7023
Himmelblau		RAL 5017
Magenta		RAL 4006
Neon Gelb		RAL 1026
Neon Grün		RAL 6038
Neon Orange		RAL 2005
Orange		RAL 2009
Schneeweiß		RAL 9016
Schwarz		RAL 9017
Silber		-

### Kontakt

info@filamentworld.de  
Tel.: 0731 – 49 250 265  
Fax.: 0731 – 85 07 48 63

[www.filamentworld.de](http://www.filamentworld.de)



ABBILDUNG 35: DATENBLATT POLYLACTID (PLA)



## MATERIAL DATA SHEET extrudr GREENTEC

### DESCRIPTION

GreenTEC is made from a high-performance renewable biodegradable biopolymer.

### APPLICATION

GreenTEC is designed for industrial use. It has good mechanical and thermal properties.

### STORAGE AND SHELF LIFE

Store at room temperature (18-27°C / 65-80°F), out of direct heat and sunlight, and in a dry place. When stored correctly, this material has a shelf life of 1 year

### TECHNICAL SUPPORT

Contact us regarding any questions, improvement suggestions, or problems with this product:

EMAIL [support@extrudr.eu](mailto:support@extrudr.eu)

### PROPERTIES

TEST	METHOD	UNIT	VALUE
Flexural modulus	ISO 527	MPa	3300
Tensile strength	ISO 527	MPa	45
Breaking stress	ISO 527	%	2,5
Breaking stress	ISO 527	Mpa	18
Elongation at break	ISO 527	%	14
Notched impact strength	ISO 179-1/1 eA	kJ/m <sup>2</sup>	19
Impact resistance	ISO 179-1/1 eU	kJ/m <sup>2</sup>	218
MFR	ISO 1133	g/10 min	3,5
Melting temperature	ISO 3146-C	C°	180-200
VICAT A (VST)	ISO 306	C°	115
HDT / B	ISO 75	C°	47
Shrinking	ISO 294-4	%	0,5
Density	ISO 1183	g/cm <sup>3</sup>	1,3



**extrudr**

MATERIAL DATA SHEET  
extrudr GREENTEC

12 January 2018  
Page 1/1

ABBILDUNG 36: DATENBLATT **GREEN-TEC®**