

Additive Fertigung von Multimaterial-Hochleistungsthermobauteilen für Stereotaxiesysteme

Multimaterialstrukturen für die Medizintechnik

M. Echsel, T. Sonntag, P. Springer

ZUSAMMENFASSUNG Stereotaxierahmen sind Instrumente für neurochirurgische Eingriffe und sollen zukünftig aus Kunststoffen aufgebaut werden. Um derartige Systeme, die jährlich in kleinen Stückzahlen benötigt werden, wirtschaftlich herstellen zu können, wurde untersucht, wie sich Bauteile mittels Multimaterial-Hochleistungsthermoplasten aus gefüllten und ungefüllten Polyetherimiden additiv fertigen lassen. Der Fokus der Untersuchung lag auf der Analyse und Optimierung der Verbundfestigkeit gedruckter Multimaterialstrukturen.

STICHWÖRTER

Additive Fertigung, Kunststoffe, Faserverbundwerkstoffe

Multi-material structures for medical devices

ABSTRACT Stereotactic frames are instruments for neurosurgical procedures and are to be made from plastics in the future. In order to be able to manufacture such systems, which are required in small quantities every year, economically, it was investigated how multi-material high-performance thermoplastic components can be additively manufactured from filled and unfilled polyetherimides. The focus of the investigation was on analysing and optimising the bond strength of printed multi-material structures.

1 Einleitung

Neben Arzneimitteln gehören Medizinprodukte zu den wichtigsten Werkzeugen, um das Leben von Patienten zu vereinfachen oder zu retten. Der demografische Wandel, kontinuierlicher Bedarfsanstieg sowie die Forderung nach neuen Heilungs- und Behandlungsmethoden zwingen die Medizintechnikindustrie zu fortlaufender Innovation und Weiterentwicklung [1–3]. Vor diesem Hintergrund bietet die additive Fertigung (AM) eine Sammlung vielversprechender Technologien, die in der Lage sind, an den Anwendungsfall angepasste biomedizinische Komponenten und Systeme in kürzester Zeit zu liefern [4–8]. Die additive Fertigung weist über alle Felder der Medizintechnikbranche hinweg neue Möglichkeiten auf, um die Patientensicherheit sowie den Patientennutzen kontinuierlich zu verbessern. So auch für die Herstellung von Stereotaxiesystemen.

Stereotaxiesysteme werden zur Durchführung minimalinvasiver, neurochirurgischer Eingriffe eingesetzt, um beispielsweise Hirngewebeproben zu entnehmen oder Hirnschrittmacher zu implantieren [9].

Aktuelle Stereotaxiesysteme werden aus Metall gefertigt und können bis zu 100 mal wiederverwendet werden [10]. Allerdings sind die Rahmen schwer und führen bei der bildgebenden Analyse zu Artefakten in den Aufnahmen [11]. Daher wird an neuen Designs aus Kunststoffen gearbeitet, damit die Systeme gleichzeitig leicht und für MRT- und Röntgen-Aufnahmen weitgehend transparent [12, 13] sind. Als Komponenten, welche in Operationen eingesetzt werden, müssen Stereotaxierahmen hohe Anforderungen erfüllen. Hierbei sind insbesondere hohe mechanische und

geometrische Stabilität, sowie Reinigbarkeit beziehungsweise Sterilisierbarkeit wichtige Aspekte.

Um alle Anforderungen im bestmöglichen Maße zu erfüllen, wurde ein Ansatz entwickelt, welcher gefüllte und ungefüllte Kunststoffe in unterschiedlichen Bauteilbereichen vorsieht. Medizinisch zertifiziertes Material stellt die Hülle des Bauteils dar und ein faserverstärkter Kunststoff den steifen Bauteilkern.

2 Materialien und Methodisches Vorgehen

2.1 Materialien

Als Material für die medizinisch kritische Hülle wurde ein Polyetherimid-Filament (PEI-Filament) „ULTEM AMHU1010F“ der Firma Sabc innovative plastics GmbH ausgewählt, welches bereits den Zulassungsprozess für medizinische Anwendungen durchlaufen hat. Es bietet laut Hersteller-Datenblatt neben der Zulassung bereits ein verhältnismäßig hohes Elastizitätsmodul (2750 MPa bei XY-Orientierung), eine hohe Temperaturstabilität (HDT 211 °C bei XY-Orientierung) und die polymerchemische Stabilität, welche beispielsweise für eine Strahlen- oder Dampfsterilisation notwendig sind [14]. Bei eigens durchgeführten Vorversuchen wurde das Material darüber hinaus auf seine Röntgen-Transparenz hin untersucht. In Röntgenaufnahmen wurden keine Artefakte festgestellt. Der gewählte Ansatz eines Multimaterial-Bauteils erfordert es, dass die gewählten Materialien miteinander kompatibel sind und eine materialschlüssige Verbindung möglich ist, daher kommt beim Bauteilkern ebenfalls ein Material mit einer PEI-Matrix zum Einsatz. Eine hohe Steifigkeit des Bauteils soll durch eine Kurzfaserverstärkung im Bauteilkern erreicht

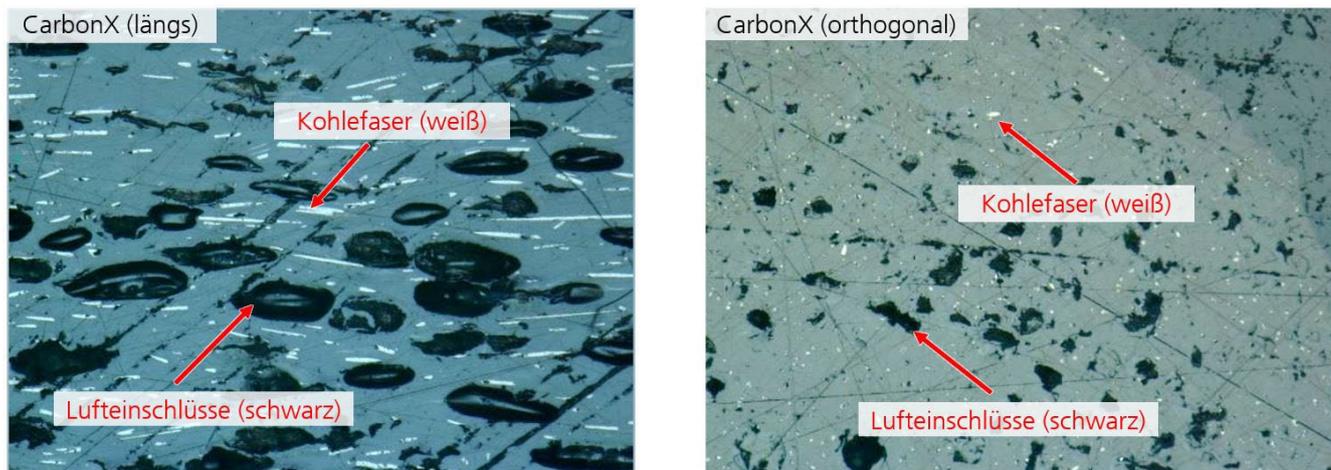


Bild 1. Schlichtbilder von „CarbonX ULTEM 1010“ Filament von 3DXtech (links: Längsschliff, rechts: Orthogonalschliff durch Filamentquerschnitt).
Grafik: Fraunhofer IPA

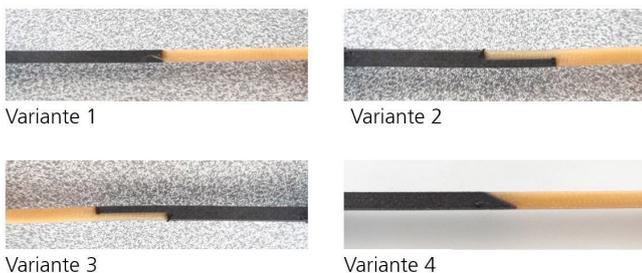


Bild 2. Varianten von Verbindungsstellen der Prüfkörper.
Grafik: Fraunhofer IPA

werden. Für die Versuche wurde das Material CarbonX („ULTEM 1010“) des Herstellers 3DXtech ausgewählt.

Vorbereitend vor den Druckversuchen werden die Materialien auf ihren Spulen für 9 Stunden bei 90 °C in einem Ofen („Memento UF55plus“) getrocknet, um einer Blasenbildung durch Feuchtigkeit im Bauteil vorzubeugen.

Die Voruntersuchungen zum fasergefüllten Material („CarbonX ULTEM 1010“) zeigen, dass jedoch bereits im Filament Lufteinschlüsse enthalten sind (s. **Bild 1**).

2.2 FLM-Drucker

Zur Verarbeitung der Materialien kam ein FLM-Drucker des Typs „FUNMAT Pro 610 HT“ der Firma Intamsys zum Einsatz, welcher mit bis zu 500 °C Düsentemperatur und 300 °C Bau- raumtemperatur entsprechenden Spielraum bei der Einstellung von Prozessparametern bietet.

2.4 Parameterfindung

Entscheidend für einen stabilen Verbund der Materialien ist eine Diffusion der Polymere – hierfür wird eine hohe Molekülbe- weglichkeit zur Zeit der Schichtbildung vorausgesetzt [15, 16]. Daher besitzen Parameter wie die Extrusionstemperatur, die Bau- raumtemperatur, die Druckgeschwindigkeit, die Schichthöhe, die Schichtbauzeit oder auch die Bauteilkühlung einen Einfluss auf die Anisotropie und damit die Bauteileigenschaften [17, 18]. Diese Parameter wurden mittels Testbauteilen in Vorversuchen

auf die Verbundfestigkeit hin festgelegt. Die Ausgangsparameter für die Untersuchung sahen für beide Materialien eine Druck- geschwindigkeit von 60 mm/s, eine Schichthöhe von 0,2 mm und eine Bauraumtemperatur von 220 °C bei ausgeschalteter Bauteil- kühlung vor. Die jeweilige Düsentemperatur war mit 390 °C beim ULTEM AMHU1010F leicht höher als die des CarbonX mit 380 °C. Die Parameter wurden im weiteren Verlauf auf Grund der Ergebnisse Materialhaftung so angepasst, dass eine Bauraum- temperatur von 225 °C verwendet wurde.

2.5 Materialhaftung (2K) Prüfkörper

Um die Verbundfestigkeit der Materialien zu untersuchen, wurden Prüfgeometrien entworfen, welche unterschiedliche Kon- taktarten der beiden Materialien abbildet (s. **Bild 2**). Die Prüf- lingsform ist an einen Zugstab des Typs 1B der DIN EN ISO 527–2 angelehnt und besitzt dessen Abmessungen. Für jede Para- meter-Varianten-Kombination wurden jeweils fünf Proben herge- stellt. Die Verbindung der Materialien wird dabei in der Mitte des Prüfbereichs in vier verschiedenen Ausprägungen realisiert, wobei alle Zugstäbe liegend in der XY-Ebene gedruckt werden.

Variante 1 sieht vor, dass die beiden Materialien auf einem ge- raden Schnitt durch den Prüfkörper miteinander verbunden sind. Variante 2 und 3 sehen Zugstäbe vor, in denen sich die Materia- lien im Prüfbereich überlappen und damit aufeinander gedruckt werden. Dabei stellt in Variante 2 das fasergefüllte Material den unteren und in Variante 3 den oberen Überlapp dar. Variante 4 besitzt eine keilförmige Verbindung. Mit den gedruckten Testbau- teilen wurden anschließend Zugversuche auf einer Universalprüf- maschine des Typs „1446 RetroLine“ der Firma Zwick Roell durchgeführt. Die Prüfung zur Bestimmung des Zugmoduls wird mit einer Geschwindigkeit von 0,25 mm/min durchgeführt. Da- nach wird mit einer Geschwindigkeit von 50 mm/min weiter ver- fahren, bis die Ermittlung der Bruchspannung abgeschlossen ist.

2.6 Hülle-Kern-Ansatz

Auf dieser Basis wurden anschließend Testbauteile im Hülle- Kern-Ansatz hergestellt, bei denen das fasergefüllte Material im Kern für eine erhöhte Steifigkeit und das medizinisch geprüfte Material als Hülle verwendet wurde. Die Testbauteile wurden mit

Hüllen unterschiedlicher Dicke im Bereich zwischen 0,8 mm bis 1,6 mm hergestellt. Dickere Hüllen bieten die Möglichkeit, die gedruckten Bauteile mechanisch nachzubearbeiten beziehungsweise Material abzutragen und dabei weiterhin eine intakte, geschlossene Hülle aufrecht zu erhalten. Das ist beispielsweise notwendig um Passungen, Gewinde oder Gleitverbindungen an den Komponenten zu realisieren. In **Bild 3** ist beispielhaft ein Modell eines Multimaterial-Bauteils in Form eines Bügels dargestellt, das eine Hülle aus ungefülltem und einen partiell gefüllten Leichtbaukern aus einem faserverstärkten Material besitzt.

Zusätzlich wurden 30 Zugstäbe des Typs B1 hergestellt, welche für Tests zu Sterilisierbarkeit verwendet wurden. Die Proben wurden gleichmäßig in drei Testgruppen aufgeteilt und in verschiedenen Zuständen auf ihre mechanischen Eigenschaften hin untersucht. Im Zustand 1 sind die Zugstäbe neu gedruckt und ohne Alterung, Zustand 2 stellen unter normalen Laborbedingungen (Temperatur 22 – 25 °C; Luftfeuchtigkeit 40 – 50 %RH) für sechs Monate gealterte Zugstäbe dar und in Zustand 3 haben die Zugstäbe 100 Sterilisationszyklen durchlaufen. Dabei besteht ein Sterilisationszyklus aus einem Reinigungs-, Desinfektions- und Sterilisationsschritt. Der Reinigungs- und Desinfektionsschritt wird in einem „Belimed WD150“ durchgeführt und die Sterilisation findet in einem „Melag Euroklav“ 23V-S statt. Im Reinigungs- und Desinfektionsschritt erfahren die Bauteile Temperaturen von bis zu 98 °C für 10 Minuten. Bei der Sterilisation werden Temperaturen von 134 °C erreicht.

3 Ergebnisse

3.1 Materialhaftung Zugversuche

Die Zugstäbe für die Untersuchung der Verbundfestigkeit zeigen je Ausprägung der Verbindungsstelle unterschiedliche mechanische Eigenschaften. Die Bruchspannung ist im Durchschnitt bei Variante 1 (27,27 MPa \pm 4,2 MPa) am geringsten. Die Varianten 2 und 3 mit Scherverbindungen erreichen höhere Bruchspannungen (37,5 MPa \pm 4,8 MPa und 35,29 MPa \pm 1,9 MPa). Variante 4 (46,11 MPa \pm 3,7 MPa) mit der keilförmigen Verbindungsstelle erreicht im Verbund die höchsten Bruchspannungen der Versuchsreihe. Zum Vergleich erreichen die Einzelmaterialien Bruchspannungen von 50,82 MPa \pm 8,1 MPa (fasergefülltes Material) und 85,56 MPa \pm 1,2 MPa (ungefülltes Material). Bei den Varianten

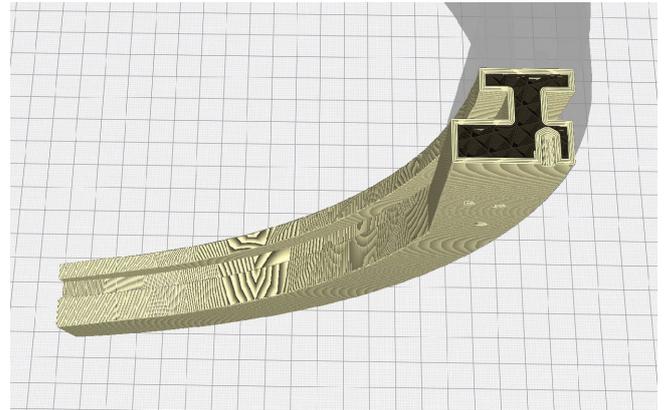


Bild 3. Querschnitt im Modell eines großformatigen Testbauteils im Hülle-Kern-Ansatz (außen: ungefüllt, innen: faserverstärkt). Foto: Fraunhofer IPA

ten 1, 2 und 4 profitieren die Materialverbünde von einer Erhöhung der Bauraumtemperatur (250 °C \rightarrow 255 °C). Bei Variante 3 ist dies nicht aus den Ergebnissen ersichtlich. In **Bild 4** sind die Ergebnisse zusammengefasst.

3.2 Versagensverhalten

Sämtliche Probekörper weisen ein ähnliches Versagensmuster auf. Dabei entsteht der Bruch immer am Bereich des Materialverbundes, allerdings vollständig innerhalb des fasergefüllten Materials. Das charakteristische Bruchbild zeigt **Bild 5** für die jeweilig getesteten Verbindungsvarianten.

Hierbei bleiben an der Bruchstelle Reste des faserverstärkten Materials auf dem ungefüllten Material bestehen. Die eigentliche Kontaktfläche der Polymere beider Materialien bleibt also bei den Testkörpern intakt. Bei der mikroskopischen Untersuchung der Bruchstelle ist zu sehen, dass im Bereich des Bruchs die Faserrichtungen maßgeblich orthogonal zur Zugbelastung im Bauteil liegen. Fasern, die in Richtung der Zugbelastung liegen, tauchen in diesen Bereichen nur vereinzelt auf. Beispielhaft ist dies in **Bild 6** sichtbar.

Die Faserrichtung wird im filamentbasierten additiven Druckprozess maßgeblich durch die Bahnplanung bestimmt – die Fasern liegen dabei in der Orientierung des gedruckten Stranges

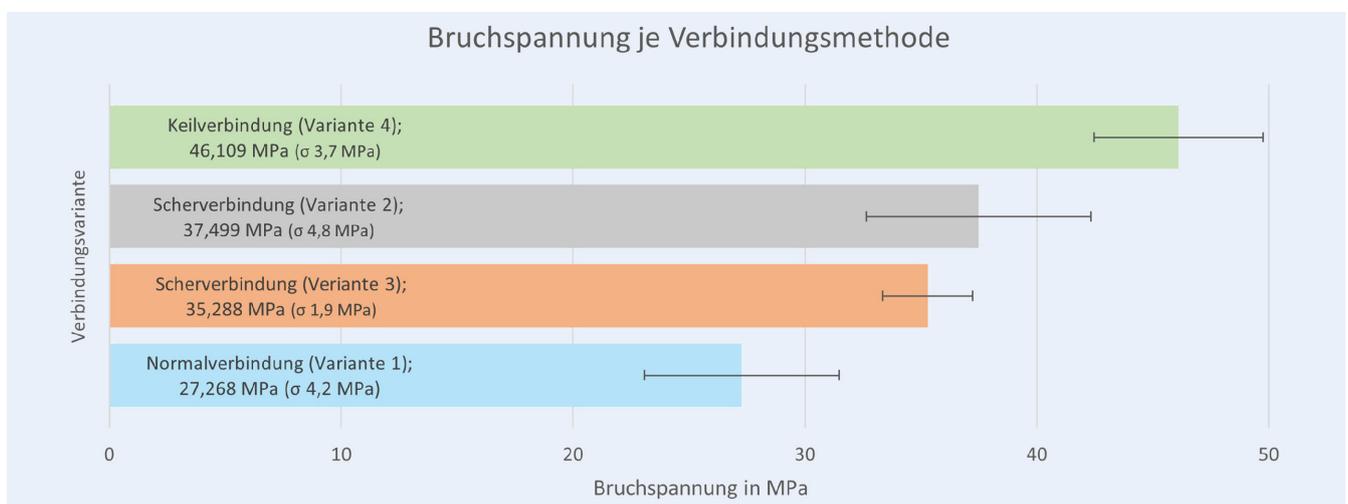


Bild 4. Erreichte Bruchspannungen je Varianten von Verbindungsgeometrien. Grafik: Fraunhofer IPA



Bild 5. Charakteristisches Bruchbild der unterschiedlichen Verbindungsvarianten (schwarz: fasergefülltes Material, goldbraun: ungefülltes Material).
Grafik: Fraunhofer IPA

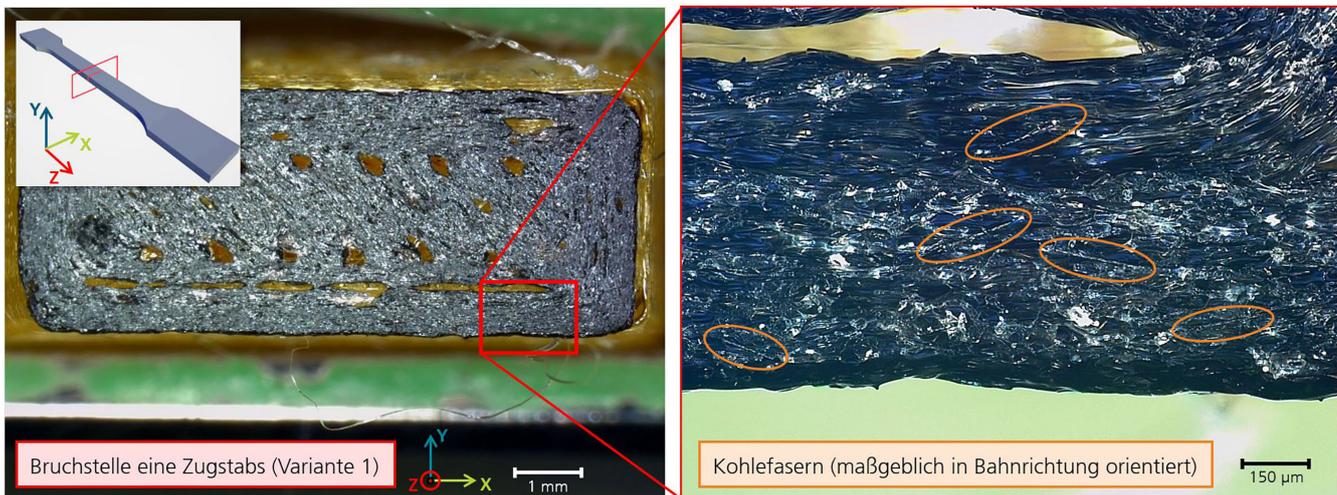


Bild 6. Mikroskopische Aufnahme der Bruchstelle (links). Schwarze Reste von CarbonX auf dem ungefüllten Material. Nahaufnahme von sichtbaren Kohlefasern maßgeblich in Richtung der gedruckten Bahn orientiert (rechts). Grafik: Fraunhofer IPA

und nehmen in dieser Richtung Kräfte auf [19, 20]. Beim Druck der Multimaterialproben werden die Materialien sequenziell je Schicht gedruckt, das bedeutet, dass der Austrag der Materialien diskontinuierlich abläuft, die beiden Materialien aneinander gedruckt werden und somit keinen fließenden Übergang darstellen. Weiterhin sind ausgeprägt Luftporen im Faserverstärkten Material aufgetreten, die den Anteil der Polymermatrix in dem fasergefüllten Material und damit dessen Dichte verringern. Luftporen hemmen auch die Wirkung der eingebrachten Kohle-

fasern, da diese stellenweise nur wenig Kontaktfläche zur angrenzenden Polymermatrix haben und damit keine oder wenig Kraft in das Polymer Ein- oder aus diesem Ableiten können.

3.3 Hülle-Kern Versuche

Bei der Untersuchung der verschiedenen Zustände der Hülle-Kern-Prüfkörper sind ebenso die Bruchspannungen untersucht worden. Die Prüfkörper des ungealterten Zustands 1 erreichen im

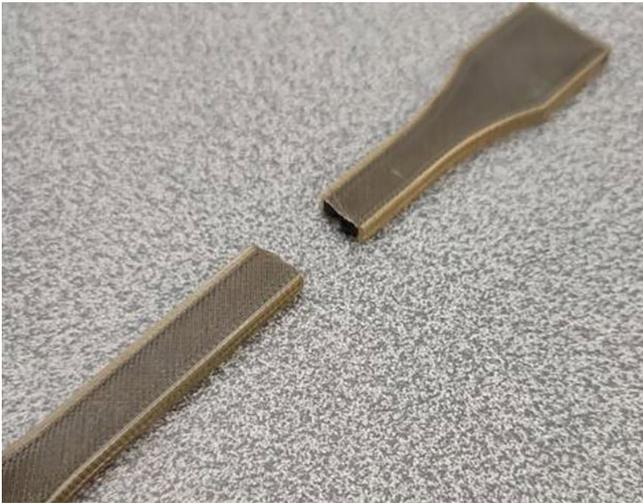


Bild 7. Bruchbild bei einem ungealtertem Zugstab der im Hülle-Kern-Ansatz gefertigt wurde. Foto: Fraunhofer IPA

Durchschnitt die höchsten Bruchspannungen von $69,71 \text{ MPa} \pm 3 \text{ MPa}$. In **Bild 7** ist eine Probe nach der Prüfung abgebildet. Leichte Einbußen werden bei gealterten Prüfkörpern des Zustands 2 mit $62,60 \text{ MPa} \pm 6,8 \text{ MPa}$ erreicht. Die Prüfkörper des Zustands 3, welche 100 Sterilisationszyklen durchlaufen haben, erreichen noch Bruchspannungen von $47,83 \text{ MPa} \pm 5,9 \text{ MPa}$. An den Werten ist darüber hinaus zu erkennen, dass die Streuung der erreichten Werte nach der Alterung und Sterilisation zunehmen.

Über die Aufbereitungszyklen hinweg wurde zudem das Gewicht der Proben überwacht. Dabei wurde nach zehn Zyklen eine Gewichtszunahme von bis zu 7,6 % gemessen. Eine weitere Masse-Erhöhung im Verlauf der Aufbereitungsversuche wurde nicht gemessen, was auf eine Sättigung der Wasseraufnahme schließen lässt.

Die $69,71 \text{ MPa}$, welche im Hülle-Kern-Zugstab erreicht werden konnten, liegen, wie zu erwarten, zwischen den Werten der Einzelmaterial-Referenzen. Auch hier ist davon auszugehen, dass Lufteinschlüsse im fasergefüllten Teil der Proben zu einer Schwächung beitragen. Ein Effekt, der Faserorientierung durch die Bahnplanung ist hier nicht in dem Ausmaß gegeben wie bei den Proben zu den Verbindungsgeometrien. Die Bahnen des fasergefüllten Materials verlaufen in den Hülle-Kern-Zugproben jeweils in $\pm 45^\circ$ zur Bruchfläche und damit können die Fasern Kräfte in Prüfrichtung aufnehmen, wohingegen die Fasern bei den Prüfkörpern zu den Verbindungsgeometrien maßgeblich orthogonal zur Prüfkraft eingebettet sind.

Neben den Zugstäben wurden zusätzlich großformatige Testbauteile im Hülle-Kern-Ansatz hergestellt, welche praktische Tests und Prototypenzwecke erfüllten. In **Bild 8** ist ein Schnitt eines geruckten Bauteils dargestellt. Gut sichtbar ist der Hülle-Kern-Ansatz mit der dichten, medizinisch kompatiblen Hülle und dem steifen, faserverstärkten Kern im Leichtbau-Design.

4 Diskussion

4.1 Materialverbund

Die Ergebnisse zeigen, dass im Falle der beiden ausgewählten Materialien ein Materialverbund herstellbar ist. Damit ist eine Fertigung von Multimaterial-Bauteilen aus dem Hochleistungsthermoplast PEI im Hülle-Kern-Ansatz möglich und die Herstell-



Bild 8. Schnitt durch ein prototypisches großformatiges Testbauteil welches im Hülle-Kern-Ansatz gefertigt wurde. Foto: Fraunhofer IPA

barkeit technischer und großformatiger Bauteile in komplexer Form nachgewiesen.

Da die Versuche zeigen, dass die mechanischen Eigenschaften Materialverbundes sich an dem schwächsten Einzelmaterial orientieren, muss hier bei der Auswahl ein besonderes Augenmerk auf die tatsächlich erreichbaren Eigenschaften jeder Komponente gelegt werden. Die Voruntersuchungen zeigen, dass das fasergefüllte Material schon in seiner rohen Form als Filament Lufteinschlüsse aufweist. Das wird neben den Schlißbildern in Bild 1 auch durch die Bestimmung der jeweiligen Dichte von gedruckten Testbauteilen (10 Proben je Material) deutlich. Die Dichte wurde mit einer Waage des Typs „Precisa LS 220 A“ mit Dichtebestimmungs-Set nach dem archimedischen Prinzip gemessen. Die durchschnittlichen Werte der Dichtebestimmung sind in **Bild 9** zusammengefasst. Der Vergleich mit dem jeweiligen Datenblattwert zeigt, dass das fasergefüllte Material eine, um circa 35 %, niedrigere Dichte aufweist, als im zugehörigen Datenblatt angegeben wurde.

4.2 Hülle-Kern-Bauteile und Sterilisierbarkeit

Die Verbindung beider Materialien in ein kombiniertes Bauteil ist durch die filamentbasierte additive Fertigung möglich. Dadurch lassen sich auch komplexe Multimaterial-Bauteile im Hülle-Kern-Ansatz herstellen, welche spezifisch auf deren Anwendungsfall ausgelegt werden können. Das fasergefüllte Material in diesem speziellen Fall weist jedoch ein starkes Nachlaufverhalten auf, was dazu führt, dass der Materialfluss und ein homogener Materialaustrag nur schwer zu kontrollieren sind. Die Voruntersuchungen des zugrundeliegenden Filaments legen den Schluss nahe, dass die Lufteinschlüsse zu einer reduzierten Dichte führen, was einen gleichmäßigen Volumenstrom verhindert und gleichzeitig die Kompressibilität in der Schmelzzone erhöht. Das sorgt wiederum dafür, dass das An- und Nachlaufverhalten bei der Extrusion nicht optimal ist. Verzögertes Anlaufen der Extrusion verursacht Schwachstellen im Bauteil. Nachlaufen führt hingegen zu Materialanlagerungen an ungewollten Stellen und zu sogenanntem Stringing, also ungewolltem Materialaustrag aus der Düse bei Leerverfahrbewegungen. Diese Fäden können durch die gedruckte Hülle auf die Außenseite des Bauteils führen und verhindern

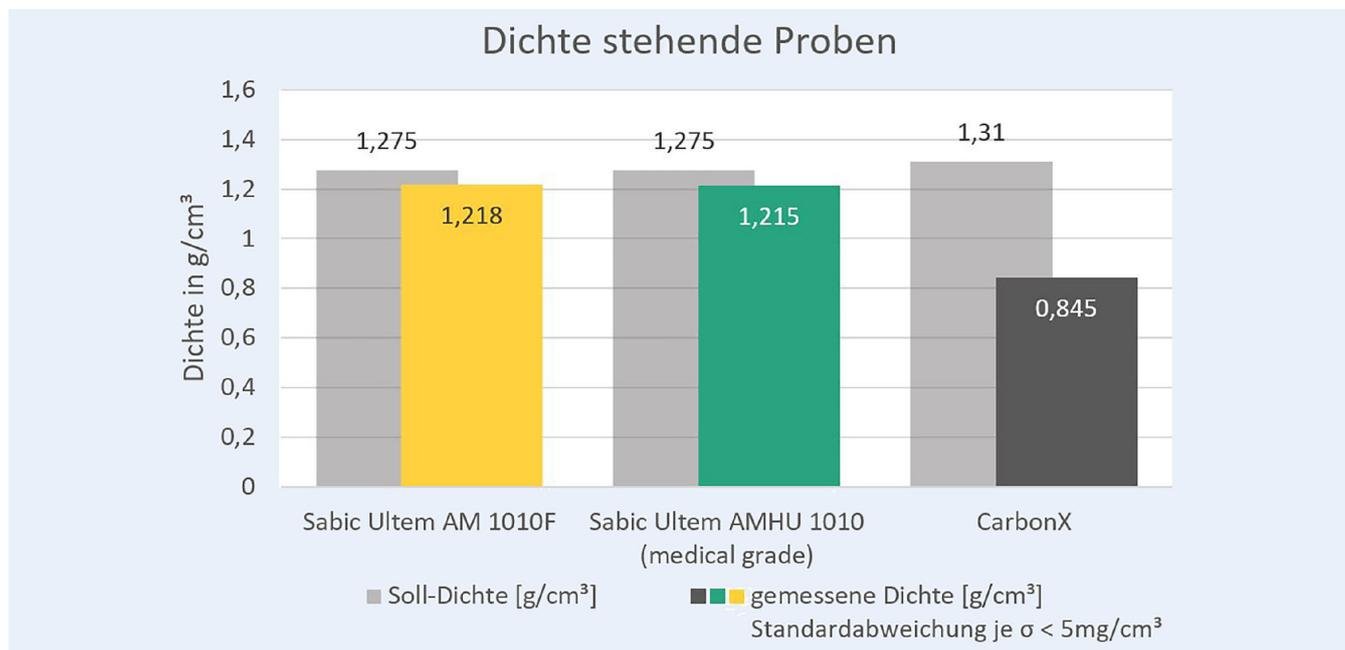


Bild 9. Gemessene Dichte bei Testbauteilen (Quader: 10 mm x 10 mm x 20 mm). Grafik: Fraunhofer IPA

damit eine vollständig dichte Hülle aus ungefülltem Material. Die Gewichtszunahme über die Reinigungszyklen hinweg legt dabei den Verdacht nahe, dass durch eben diese Fehlstellen Flüssigkeit in das Innere des Bauteils gelangen kann, welches im Trocknungsschritt nicht wieder vollständig aus dem Bauteil entweicht.

Weiterhin zeigen die Untersuchungen, dass sich die Bruchspannung durch die durchlaufenen Zyklen um knapp ein Drittel verringert.

5 Zusammenfassung und Ausblick

Im Projektzeitraum konnten potenzielle Materialien für einen Anwendungsfall in der chirurgischen Stereoskopie identifiziert und analysiert werden. Die Materialien wurden anhand der zugehörigen Datenblätter und der, aus dem Anwendungsfall resultierenden, Anforderungen ausgewählt. Über additiv gefertigte Testbauteile konnte dabei nachgewiesen werden, dass die Kunststoffe eine stabile Verbindung eingehen. Dabei bleiben mechanische Eigenschaften der Multimaterial-Bauteile jedoch hinter den erwarteten Werten zurück. Dies liegt mitunter daran, dass das ausgewählte faserverstärkte Material bereits in der rohen Filamentform Lufteinschlüsse aufweist und damit nicht die zu erwartende Bauteildichte erreicht. Ein weiterer Faktor, der den Materialverbund schwächt, ist, dass aktuell verbreitete Software zur Bahnplanung nicht auf Multimaterial-Verbindungen ausgelegt ist und unterschiedliche Materialien in der Datenaufbereitung wie einzelne Bauteile interpretiert und behandelt. Dies kommt im Besonderen bei faserverstärkten Materialien zum Tragen, da man bei diesen Materialien darauf angewiesen ist, dass die eingebrachten Fasern in Lastrichtung im Bauteil vorliegen um ihre Wirkung in Bezug auf die mechanischen Eigenschaften entfalten zu können.

Weiterhin hat sich gezeigt, dass thermische und chemische Belastung bei Reinigungs-, Desinfektions- und Sterilisationsvorgängen erreichbare Bruchspannungen verringern können, jedoch die geforderte Anzahl an Aufbereitungszyklen von 100 für den Anwendungsfall überstanden wird.

Je nach Anwendungsfall sollte ein besonderes Augenmerk auf die Materialauswahl gelegt werden, da die Untersuchungen gezeigt haben, dass sich die mechanischen Eigenschaften am schwächsten Glied der Kette orientieren. Materialien und deren Datenblattwerte sollten in Voruntersuchungen kritisch überprüft werden und die Materialklassen von Hülle und Kern sollten kompatibel sein oder im Besten Falle dieselbe Polymermatrix besitzen um eine Interdiffusion der Polymere zu begünstigen.

Neben medizinischen Anwendungen mit Hochleistungsthermoplasten bietet die der Hülle-Kern-Ansatzes in anderen Bereichen, wie der Lebensmittel- oder Verpackungsindustrie, Potenziale, da auch dort Zulassungskriterien beim Kontakt eine Rolle spielen und andere Kernmaterialien mechanische Verbesserungen oder Leichtbauweisen ermöglichen. Technische Thermoplaste und geringere Voraussetzungen an 3D-Druck-Hardware verringern die Einstiegshürde und bieten Unternehmen die Möglichkeit schnell und kostengünstig zu zulassungsfähigen Bauteilen zu gelangen.

DANKSAGUNG

Die Arbeiten wurden im Rahmen des Projektes „S2MedPrint“ (Förderkennzeichen: KK5000B14) in enger Zusammenarbeit mit dem Projektpartner inomed Medizintechnik GmbH gewonnen. Das Projekt wurde im Rahmen des Programms „Zentrales Innovationsprogramm Mittelstand (ZIM)“ durchgeführt und durch das Bundesministerium für Wirtschaft und Technologie BMWi (heute Bundesministerium für Wirtschaft und Klimaschutz – BMWK) gefördert. Die Autoren bedanken sich herzlich für die Förderung des Projekts und die sehr gute Zusammenarbeit mit dem Projektpartner.

Literatur

- [1] Wang, Y.: Future Elderly Care Exploration and Practices: The Application of Intelligent Medical Technology in Promoting Health and Well-being Among the Elderly. *Journal of Innovation and Development* 4 (2023) 3, S. 106–109
- [2] Douville, S.; Marx, E. W. (Edit.): *Advanced Health Technology. Managing Risk While Tackling Barriers to Rapid Acceleration*. New York, NY: Routledge 2023
- [3] Menshenin, Y.; Pinquière, R.; Chevrier, P.: New Product Development Process for Medtech Combination Products. *Proceedings of the Design Society* 3 (2023), S. 2795–2804
- [4] Da Silva, L. R. R.; Sales, W. F.; Campos, F. d. A. R. et al.: A comprehensive review on additive manufacturing of medical devices. *Progress in Additive Manufacturing* 6 (2021) 3, S. 517–553
- [5] Boopathi, S.; Khare, R.; G, J. C. K. et al.: Additive Manufacturing Developments in the Medical Engineering Field. In: Davim, J.; Keshavamurthy, R.; Tambrallimath, V. et al. (Hrsg.): *Development, Properties, and Industrial Applications of 3D Printed Polymer Composites*. IGI Global 2023, S. 86–106
- [6] Lakkala, P.; Munnangi, S. R.; Bandari, S. et al.: Additive manufacturing technologies with emphasis on stereolithography 3D printing in pharmaceutical and medical applications: A review. *International journal of pharmaceuticals: X* 5 (2023), p. 100159
- [7] Tyagi, S. A.; M, M.: Additive manufacturing of titanium-based lattice structures for medical applications – A review. *Bioprinting* 30 (2023), e00267
- [8] Zhang, X.; Liu, S.; Liu, Y. et al.: Titanium Alloy Fabricated by Additive Manufacturing for Medical Applications: Obtaining, Characterization and Application—Review. *Metals* 13 (2023) 3, S. 462
- [9] *Handbook of stereotactic and functional neurosurgery*. New York: Marcel Dekker 2003
- [10] inomed Medizintechnik GmbH: Stereotaxie mit den Systemen von inomed. Internet: <https://www.inomed.de/produkte/funktionelle-neurochirurgie/stereotaxie-systeme/>. Zugriff am 29.02.2024
- [11] Prior, M. J. W.; Bast, T.; McGarrity, S. et al.: Atlas-LH: An MRI template of the Lister hooded rat brain with stereotaxic coordinates for neurosurgical implantations. *Brain and neuroscience advances* 5 (2021), 23982128211036332
- [12] Sturm, V.; Pasty, O.; Schlegel, W. et al.: Stereotactic computer tomography with a modified Riechert-Mundinger device as the basis for integrated stereotactic neuroradiological investigations. *Acta neurochirurgica* 68 (1983) 1–2, pp. 11–17
- [13] Müller, M.; Winkler, D.; Möbius, R. et al.: Analysis of the Technical Accuracy of a Patient-Specific Stereotaxy Platform for Brain Biopsy. *Journal of personalized medicine* 14 (2024) 2
- [14] ULTEM™ Filament AMHU1010F Datasheet, SABIC
- [15] Metten, M.: Veränderung der Verbundfestigkeit von Hart/Weich-Verbunden und die mechanischen Eigenschaften von thermoplastischen Elastomeren durch eine Elektronenbestrahlung, TU Darmstadt, 2002
- [16] Jabbari, E.; Peppas, N. A.: Polymer-Polymer Interdiffusion and Adhesion. *Journal of Macromolecular Science, Part C: Polymer Reviews* 34 (1994) 2, S. 205–241
- [17] Delia, S.; Rochman, A.; Curmi, A.: Factors affecting interface bonding in multi-material additive manufacturing. *Progress in Additive Manufacturing* (2024)
- [18] Freund, R.; Schneider, H.; Babucke, C. et al.: Process-Dependent Influences on Adhesion in Multi-Material Extrusion. *Applied Sciences* 14 (2024) 14, S. 6062
- [19] Ferreira, R. T. L.; Amatte, I. C.; Dutra, T. A. et al.: Experimental characterization and micrography of 3D printed PLA and PLA reinforced with short carbon fibers. *Composites Part B: Engineering* 124 (2017), S. 88–100
- [20] Tekinalp, H. L.; Kunc, V.; Velez-Garcia, G. M. et al.: Highly oriented carbon fiber-polymer composites via additive manufacturing. *Composites Science and Technology* 105 (2014), S. 144–150



Markus Echsel, MBE 

Foto: Fraunhofer IPA

Tel. +49 711 / 970-1790

markus.echsel@ipa.fraunhofer.de

Tobias Sonnentag, M.Sc.

Dipl.-Ing. Patrick Springer 

Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik

und Automatisierung IPA

Nobelstr. 12, 70569 Stuttgart

www.ipa.fraunhofer.de

LIZENZ



Dieser Fachaufsatz steht unter der Lizenz Creative Commons
Namensnennung 4.0 International (CC BY 4.0)