

Medizintechnische Anwendungen der additiven Fertigung

**Britta Schramm^{a)}, Nicola Rupp^{b)}, Lena Risse^{a)}, Jan-Peter Brüggemann^{a),c)},
Andre Riemer^{d)}, Hans Albert Richard^{a),c),e)}, Gunter Kullmer^{a),c)}**

a) Fachgruppe Angewandte Mechanik, Universität Paderborn (UPB)

b) Computeranwendung und Integration in Konstruktion und Planung, UPB

c) Direct Manufacturing Research Center, Paderborn

d) CLAAS Industrietechnik GmbH, Paderborn

e) Westfälisches Umwelt Zentrum, Paderborn

Zusammenfassung

Aufgrund des hohen erreichbaren Individualisierungsgrads ist die additive Fertigung, d. h. die materialzuführende, schichtweise auf 3D-CAD-Daten basierende Herstellung von Bauteilen, geradezu prädestiniert für medizintechnische Anwendungen. Auf diese Weise lassen sich patientenspezifische, geometrisch komplexe und an die gegebene Beanspruchungssituation angepasste Medizinprodukte (wie z. B. Orthesen, Prothesen und Implantate sowie medizinische Hilfsmittel) fertigen. Der vorliegende Beitrag gibt einen Überblick über aktuelle Anwendungen der additiven Fertigung in der Medizintechnik und diskutiert die mit diesem innovativen Fertigungsverfahren für den medizintechnischen Bereich verbundenen Potenziale. Um Medizinprodukte lebensdauerorientiert, beanspruchungsgerecht und patientenspezifisch unter Berücksichtigung werkstoff- und prozessseitiger Einflussfaktoren sowie der identifizierten Potenziale der additiven Fertigung zu gestalten, müssen verschiedene ingenieurwissenschaftliche und medizinische Fachbereiche interdisziplinär zusammenwirken. Daher werden auch die Vorgehensweise zur Entwicklung und Herstellung additiv gefertigter Medizinprodukte sowie die dafür erforderlichen Fachdisziplinen betrachtet. Die grundlegende Vorgehensweise wird darüber hinaus für verschiedene medizinische Anwendungsbeispiele verdeutlicht. Im Fokus steht dabei die Gestaltung individueller Esshilfen für körperbehinderte Personen, um ihnen ein selbstständiges und selbstbestimmtes Essen zu ermöglichen. Darüber hinaus werden numerische Rissausbreitungssimulationen einer Hüftendoprothese vorgestellt, um den Einfluss thermischer Nachbehandlungsverfahren auf das bruchmechanische Materialverhalten zu diskutieren. Des Weiteren werden verschiedene Maßnahmen zur Strukturoptimierung einer Kurzschaft-Hüftendoprothese und einer patientenspezifischen Fußorthese erläutert.

Stichwörter: Medizintechnik, individuelle Esshilfen, Hüftprothese, Fußorthese

1 Einleitung

Die additive Fertigung zeichnet sich insbesondere dadurch aus, dass die gewünschte Bauteilgeometrie erzeugt wird, indem diese direkt, basierend auf 3D-CAD-Daten, Schicht für Schicht aufgebaut wird. Diese materialzuführende Herstellung, ohne Verwendung von produkt- und herstellungsspezifischen Werkzeugen, ermöglicht einen sehr hohen Individualitätsgrad, weshalb diese neuartigen Fertigungsverfahren auch insbesondere für den medizinischen Bereich sehr interessant sind. So können beispielsweise patientenspezifische und geometrisch komplexe Medizinprodukte (wie z. B. Orthesen, Prothesen und Implantate sowie medizinische Hilfsmittel) hergestellt werden. Während der zeitliche Aufwand bei der konventionellen Herstellung dieser Produkte aufgrund einer immens hohen Nachbearbeitung sehr hoch ist, wird bei der additiven Fertigung hingegen bereits das digitale Modell für bestimmte Belastungsszenarien sowie unter Berücksichtigung biomechanischer Anforderungen des menschlichen Bewegungsapparates patientenspezifisch konstruiert. Bei der anschließenden additiven Fertigung bestehen nur wenige Restriktionen hinsichtlich der Komplexität des Produktes.

2 Additive Fertigung in der Medizintechnik

Während bei subtraktiven Fertigungsverfahren definierte Bereiche abgetragen und bei formativen Fertigungsverfahren Werkstücke umgeformt werden, erfolgt die additive Fertigung materialzuführend. Basierend auf digitalen 3D-CAD-Daten werden die Bauteile aus formlosem Ausgangsmaterial durch das Auf- und Aneinanderfügen von Schichten aufgebaut, wobei produktspezifische formgebende Werkzeuge nicht benötigt werden [1-6]. Alle heute kommerzialisierten additiven Herstellungsverfahren nutzen die gleiche Prozesskette. Zunächst wird der digitale CAD-Datensatz, der das 3D-Volumen des Medizinprodukts vollständig und fehlerfrei beschreibt, erstellt. Im Anschluss werden die CAD-Daten in das systemneutrale STL (Standard Triangulation Language)-Datenformat umgewandelt. Die darauffolgende Vorbereitung des Baujobs umfasst u. a. das Einlesen dieser STL-Daten, die Zerlegung des Bauteils in Schichten und die Festlegung wesentlicher Bauparameter [1, 2, 7]. Anschließend wird das Bauteil gefertigt, wobei die Schritte *Beschichten* (Generierung einer Schicht), *Belichten* (Verbindung der Schicht mit der vorhergehenden bereits erstarrten Materialschicht) und *Absenken* (der Bauplatte mit dem Werkstück um eine Schichtdicke) bis zur Beendigung des Bauvorgangs wiederholt werden [1-4]. Im Rahmen der Nachbearbeitung werden abschließend ggf. erforderliche Stützstrukturen entfernt sowie weitere Maßnahmen zur Bauteilveredelung sowie zur Verbesserung der Oberflächenqualität und der mechanischen und bruchmechanischen Materialeigenschaften durchgeführt [2, 4].

2.1 Additive Fertigungsverfahren und Werkstoffe

Für den medizintechnischen Bereich interessante additive Fertigungsverfahren sind u. a. die Stereolithographie, das Selektive Lasersintern, das Selektive Laser- bzw. Elektronenstrahlschmelzen sowie das Extrusionsverfahren [1]. Flüssige bis pastöse Monomere (UV-aktivierbare Kunststoffe und Kunstharze) werden bei der Stereolithographie (SL) zonenweise mit ultravioletttem Licht belichtet und infolge der dadurch einsetzenden Polymerisation

schichtweise zu einem Polymer verfestigt [3, 6, 7]. Um das „Wegschwimmen“ des Bauteils im flüssigen Bad zu verhindern, sind Stützkonstruktionen notwendig.

Das Selektive Lasersintern (SLS) ist ebenfalls ein thermisches Verfahren. Durch die selektive Belichtung der aufgetragenen Schichten mit einem Laserstrahl werden die lose nebeneinander im Pulverbett liegenden Pulverkörnchen kurzzeitig thermisch aktiviert, so dass diese Partikel miteinander verschmelzen und das gewünschte Objekt darstellen [1, 5-7]. Verarbeitet werden u. a. thermoplastische kristalline Kunststoffe (z. B. Nylon, Polyamide PA11 und PA12) sowie thermoplastische amorphe Kunststoffe (z. B. Polycarbon PC, Polystyrol PS).

Eine Weiterentwicklung des SLS-Verfahrens mit pulverförmigem, metallischem Ausgangsmaterial, das in einem einstufigen Prozess vollständig, lokal aufgeschmolzen wird und ein 99,5 - 100% dichtes Gefüge ermöglicht, ist das Selektive Laserstrahlschmelzen (SLM) [1, 2, 6]. Bauplate und Pulver werden hierbei kontrolliert temperiert, um den Energieeintrag des Lasers klein und genau zu halten sowie große Temperaturgradienten und demzufolge thermischen Verzug und Eigenspannungen zu minimieren [2, 7]. Während der Fertigung stützt das ungebundene Pulver das Bauteil ab, während zudem solide Stützstrukturen eingesetzt werden, um Wärmeenergie abzuführen und Eigenspannungen zu reduzieren. Ausgangswerkstoffe für Pulver sind u.a. Werkzeug- und Edelstahl, Kobaltbasislegierungen, Aluminiumlegierungen, Titan sowie spezielle Keramiken [1, 7]. Beim Elektronenstrahlschmelzen werden anstelle eines Lasers Elektronenstrahlen eingesetzt.

Beim Extrusionsverfahren werden vorgefestigte Materialien, die in der Regel in Draht- oder Tablettenform vorliegen, mittels einer beheizten Düse aufgeschmolzen und schichtweise in teigiger Form in Gestalt von Strängen geometrisch definiert auf das teilfertige Bauteil aufgebracht [1]. Technische Kunststoffe (z. B. PC, ULTEM), der Hochleistungskunststoff PPSF2003 sowie Varianten mit Pasten oder Schäumen kommen hierbei zum Einsatz [7].

2.2 Potenziale der additiven Fertigung für die Medizintechnik

Da jeder Mensch einzigartig ist, sind patientenspezifische und beanspruchungsgerechte Medizinprodukte erforderlich [1]. Gerade die additive Fertigung ist für die Entwicklung derartiger hochpräziser Produkte prädestiniert. Bereits bei der Erstellung und Optimierung der digitalen Modelle können Ergebnisse von individuellen Bewegungs- und Belastungsstudien berücksichtigt werden, um so das Medizinprodukt für das jeweilige Individuum passgenau und beanspruchungsgerecht zu konstruieren. Zudem erlaubt die additive Fertigung eine sehr hohe geometrische Komplexität mit zahlreichen konstruktiven Freiheiten [1, 5, 8, 9]. So lassen sich beispielsweise Hohlräume, überhängende Bauteile, integrierte Gitterstrukturen, Freiformflächen sowie komplexe und filigrane Strukturen in einem einzigen Herstellungsschritt fertigen. Gleichzeitig können konstruktive Details integriert werden, die mit der konventionellen Fertigung nicht oder nur stark eingeschränkt umsetzbar sind [1, 2, 5, 8, 9]. Die große Geometrie- und Designfreiheit ermöglicht zudem die Fertigung von bionischen Strukturen, die z. B. die menschliche Knochenstruktur nachahmen, eine Gewichtsreduktion und die Berücksichtigung individueller Patientenwünsche. Ein weiterer Vorteil der additiven Fertigung ist die Möglichkeit der Funktionsintegration, wobei durch Vorgabe von Spaltmaßen ein Bauteil nach nur einem Herstellungsprozess eine große Anzahl verschiedener Funktionen (z. B. Gewinde, Gelenke, Formschlussverbindungen) abdecken kann [2, 4, 9]. Abbildung 1 zeigt links das digitale CAD-Modell eines Kreuzgelenks und rechts das in nur einem Herstellungsschritt additiv gefertigte Produkt.

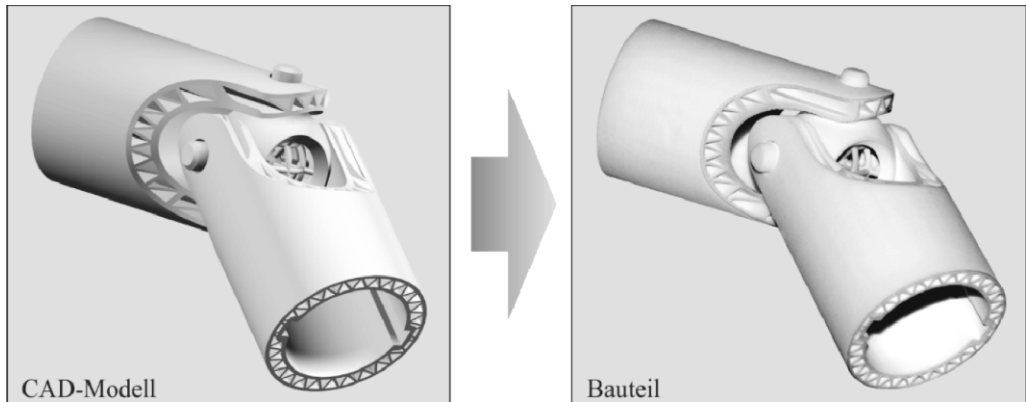


Abbildung 1: CAD-Modell und additiv gefertigtes Kreuzgelenk [2]

Eine geringe Produktionsmenge ist charakteristisch für additive Fertigungsverfahren, so dass sich jedes Medizinprodukt maximal an die Bedürfnisse des Individuums und dessen Lebensqualität anpassen lässt. Dies verspricht allgemein einen besseren und angenehmeren Sitz der Medizinprodukte, weniger Abstoßungsreaktionen bei Implantaten und grundsätzlich einen beschleunigten Heilungsprozess und weniger Folgetherapien [1]. Da die Bauteile werkzeuglos, ohne formgebende und produktspezifische Werkzeuge gefertigt werden, bestehen keine werkzeugbedingten Restriktionen. Dies reduziert zum einen die Produktentstehungskosten und -zeit und zum anderen werden so eine flexiblere und individuellere Produktion und insbesondere eine Entkopplung der Stückkosten von der Bauteilkomplexität erzielt [1, 2, 4, 10]. Außerdem können Lagerbestände sowie der logistische Aufwand durch den Einsatz additiver Herstellungsverfahren reduziert werden, da Ersatzteile nach Bedarf und direkt vor Ort gefertigt werden können [2].

2.3 Überblick über die additive Fertigung in der Medizintechnik

Dreidimensionale Druckverfahren wurden zunächst – insbesondere im allgemeinen Maschinenbau und in der Flugzeug- und Automobilindustrie – innerhalb des Prototypenbaus eingesetzt [1, 2, 6, 7]. Technische Fortschritte hinsichtlich der Materialentwicklung, gesunkene Anlagen- und Materialkosten sowie ein größerer Erfahrungshorizont sind verantwortlich dafür, dass diese innovativen Verfahren mittlerweile auch zur Herstellung von Einzel- und Kleinserien individuell angepasster Produkte eingesetzt werden [1]. Aufgrund der Möglichkeit, individuelle hochpräzise und geometrisch komplexe Produkte zu fertigen, ist die additive Fertigung geradezu prädestiniert für die Medizintechnik [1, 2, 11, 12] und wird in diesem Bereich vermehrt genutzt, um patientenspezifische Hilfsmittel herzustellen. Bereits etabliert haben sich die innovativen additiven Fertigungsverfahren im Bereich der Dentaltechnik und in der Hörakustik [7, 12]. Gebissmodelle, Knochenersatz bei Kieferverletzungen sowie Ohreinpasselemente, Hörerätekapseln und Gehörschutzelemente werden bereits auf diesem Wege gefertigt [7, 13]. Auch chirurgische Modelle, wie beispielsweise Hüftpfannenmodelle mit Knochenersatz und Gelenk aus PA12 und Titan, können mittels additiver Fertigung erstellt werden und unterstützen so die präoperative Planung [13]. Patientenangepasste Instrumente, Bohr- und Sägeschablonen sowie chirurgische Schrauben und Klemmen unterstützen den Chirurgen,

verkürzen die Operationszeit und stellen damit ein weiteres effektives Einsatzgebiet der additiven Fertigung dar.

Zu den lasttragenden Medizinprodukten zählen u. a. Implantate, Prothesen und Orthesen. Implantate sind künstliche Materialien bzw. Produkte, die zum langfristigen oder dauerhaften Verbleib in den menschlichen Körper eingebracht werden [1]. Hilfsmittel, die ein fehlendes oder geschädigtes Körperteil, Organ oder Organteil vollständig oder teilweise ersetzen und somit einen funktionalen Ausgleich schaffen, werden als Prothesen bezeichnet. Orthesen sind medizinische Hilfsmittel, deren Aufgabe darin besteht, Körperteile zu entlasten, zu stabilisieren, zu fixieren, zu führen oder zu korrigieren. Der Einsatz der additiven Fertigung zur Herstellung u. a. von Schädel- und Fingerimplantaten, von Hüftpfannen und -gelenken sowie von Wirbelsäulencages ist möglich. Additiv gefertigte Implantate können dabei Oberflächenstrukturierungen aufweisen, die das Einwachsverhalten von Knochen in das Implantat (Osseointegration) unterstützen. Zudem können patientenspezifische Orbitaimplantate hergestellt werden, die nach einer Fraktur der Augenhöhle in diese eingesetzt werden, um das Einsinken des Augenhinhaltes zu verhindern. Die bei konventionellen Orbitaimplantaten sehr aufwendige und zeitintensive Bearbeitung der Implantate während der Operation entfällt somit. Weitere mögliche Anwendungsgebiete der additiven Fertigung in der Medizintechnik sind u. a. Knieprothesen sowie Bein- und Armorthesen.

Insbesondere bei diesen lasttragenden Produkten besteht die große Herausforderung darin, die Produkte langfristig und zuverlässig unter Berücksichtigung u. a. der statischen Festigkeit, der Dauerfestigkeit und der Bruchsicherheit auszulegen. In diesem Kontext muss die derzeit noch stark begrenzte Materialpalette weiter ausgebaut und insbesondere hinsichtlich der genannten Materialeigenschaften verbessert werden [2]. Zudem sind noch lange nicht alle Potenziale dieser Fertigungsart ausgeschöpft bzw. ihre werkstoff- und prozesseitigen Einflussfaktoren und deren Auswirkungen bekannt [1].

3 Vorgehensweise bei der Entwicklung additiv gefertigter Medizinprodukte

Um Medizinprodukte lebensdauerorientiert, beanspruchungsgerecht und patientenspezifisch unter Berücksichtigung werkstoff- und prozesseitiger Einflussfaktoren und der identifizierten Potenziale der additiven Fertigung zu gestalten und zu optimieren, müssen verschiedene ingenieurwissenschaftliche und medizinische Fachgebiete interdisziplinär zusammenwirken [1]. So sind beispielsweise bei der Produktgestaltung und der anschließenden Produktoptimierung individuelle biomechanische Anforderungen des menschlichen Bewegungsapparates zu berücksichtigen, die u. a. aus Bewegungsanalysen ermittelt werden können. Gleichzeitig ist die Kenntnis von festigkeits-, ermüdungsrelevanten und bruchmechanischen Materialeigenschaften sowie der sie beeinflussenden prozesseitigen Einflussfaktoren notwendig. Die Vorgehensweise zur Entwicklung und Herstellung additiv gefertigter Medizinprodukte ist in Abbildung 2 schematisch dokumentiert.

Die wesentlichen Schritte zur Produktentstehung additiv gefertigter, patientenspezifischer Medizinprodukte sind

- Biomechanik – Identifizierung der biomechanischen und individuellen Randbedingungen
- Werkstoff & Prozess – Auswahl des Werkstoffs und des Fertigungsprozesses

- CAD-Modell – Generierung des 3D-Volumenmodells
- Produktgestaltung und -optimierung – Festigkeitsoptimiertes und bruchsaicheres Gestalten
- Produktfertigung – Additive Fertigung des Medizinprodukts
- Testphase – Experimentelle und praktische Erprobung
- Produkteinführung – Einführung des Medizinprodukts in die medizinische Praxis

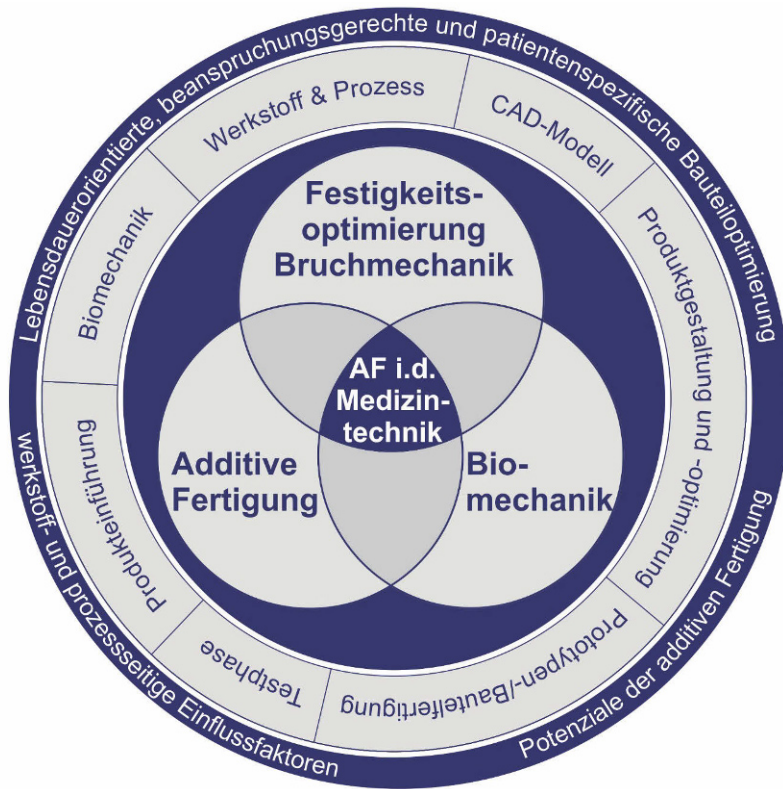


Abbildung 2: Entwicklung additiv gefertigter individueller Medizinprodukte (nach [1])

3.1 Individuelle Bewegungs- und Belastungsrandbedingungen

Die Kenntnis der bei verschiedenen Bewegungsszenarien (z. B. Gehen, Laufen, Treppensteigen) auf diverse Körperteile übertragenen Kräfte und die Berücksichtigung der spezifischen Anforderungen des individuellen Bewegungsapparates sind essentiell, um die Medizinprodukte beanspruchungsgerecht und patientenspezifisch zu konstruieren. Numerische sowie experimentelle Bewegungs- und Belastungsstudien und die Anwendung mechanischer Prinzipien auf den menschlichen Bewegungsapparat [14] ermöglichen die Ermittlung relevanter Kenngrößen, die somit die patientenspezifischen Randbedingungen für die anschließende numerische Analyse zur festigkeitsoptimierten und bruchsaicheren Gestaltung und Optimierung des Medizin-

produkts definieren. So können beispielsweise mit einem instrumentierten Implantat die Kontaktkraft im Hüftgelenk für unterschiedliche Bewegungsszenarien (Abbildung 3a) gemessen und die Druckverteilung unter der Fußsohle (Abbildung 3b) mit Druckmessplatten ermittelt werden.

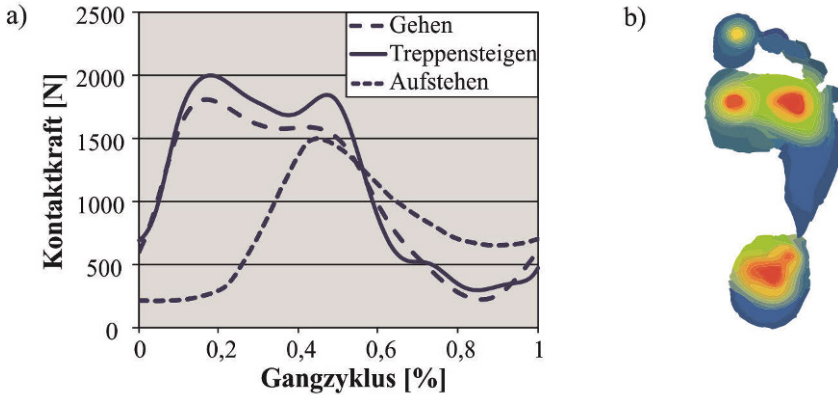


Abbildung 3: a) Verlauf der Kontaktkraft im Hüftgelenk für unterschiedliche Bewegungsszenarien nach [15]
b) Druckverteilung unter der Fußsohle

3.2 Auswahl des Werkstoffs und des Fertigungsprozesses

Jeder Werkstoff ist durch bestimmte festigkeits- und ermüdungsrelevante sowie bruchmechanische Materialkennwerte charakterisiert. Um die additiv zu fertigenden Medizinprodukte zuverlässig, festigkeitsoptimiert und bruchsicher auszulegen, sind daher festigkeits- und ermüdungsrelevante Materialeigenschaften (u. a. Elastizitätsmodul E , Zugfestigkeit R_m , Dauerfestigkeit σ_D) sowie bruchmechanische Materialeigenschaften (u. a. Thresholdwert $\Delta K_{I,th}$, Risszähigkeit K_{IC}) experimentell zu ermitteln. Dabei sollten die ermittelten Materialeigenschaften mindestens vergleichbar zu den Eigenschaften konventionell hergestellter Erzeugnisse sein [2]. Bei den einzusetzenden Werkstoffen liegt der Fokus aufgrund des medizintechnischen Anwendungsbereichs insbesondere auf biokompatiblen Materialien, die also biologisch verträglich sind und vollständig und dauerhaft vom Körper aufgenommen werden. Zudem ist im Kontext der Biofunktionalität, d.h. der Substitution einer oder mehrerer Funktionen im biologischen System durch ein technisches System, insbesondere bei den Implantaten darauf zu achten, dass die verwendeten Werkstoffe eine für die jeweilige Anwendung ausreichende Festigkeit und Dauerfestigkeit sowie eine genügend hohe Zähigkeit aufweisen. Des Weiteren sollten sie insbesondere eine dem Knochen ähnliche Steifigkeit besitzen, um so die Knochenfunktion, die in der Regel durch die Lastübertragung definiert ist, zu unterstützen [16]. Je nach Anwendungsfall ist zudem die Sterilisierbarkeit der Medizinprodukte gefordert, wobei Auswirkungen auf die Materialeigenschaften unerwünscht sind.

Zusätzlich müssen die prozess- und werkstoffseitigen Einflussfaktoren sowie ihre jeweiligen Auswirkungen auf die Materialkennwerte bekannt sein. In diesem Zusammenhang ist beispielsweise die Aufbaurichtung zu nennen. In [2, 17] wird ihr Einfluss auf das bruchmechani-

sche Materialverhalten betrachtet, wobei Proben mit senkrecht (Abbildung 4a) bzw. parallel (Abbildung 4b) zur Aufbaurichtung liegendem Ausgangsriss experimentell untersucht werden.

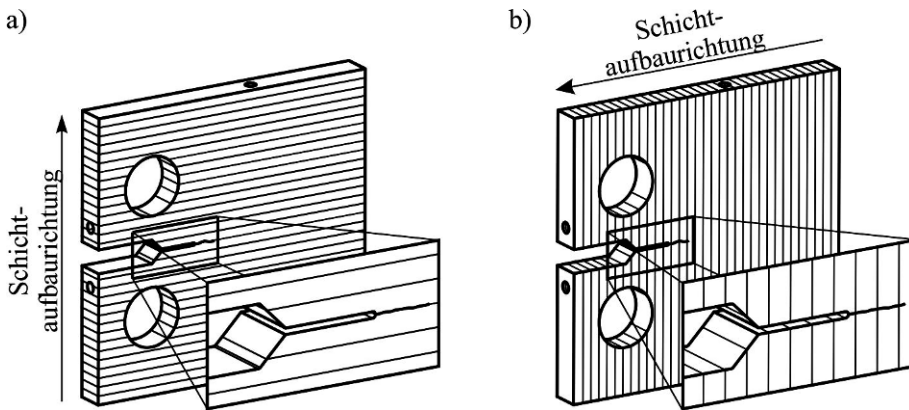


Abbildung 4: a) CT-Proben mit Ausgangsriss senkrecht zur Aufbaurichtung [17],
b) CT-Proben mit Ausgangsriss parallel zur Aufbaurichtung [17]

Untersuchungen [2, 3, 9, 18, 19] haben gezeigt, dass die häufig im medizinischen Bereich eingesetzte Titan-Aluminium-Legierung TiAl6V4 im as-built-Zustand durch ein ungenügendes bruchmechanisches Materialverhalten gekennzeichnet ist. Um dieses zu verbessern, werden die additiv gefertigten Bauteile im Anschluss an die Herstellung verschiedenen thermischen Nachbehandlungsverfahren unterzogen. Um eine Aussage über die Güte der jeweiligen Optimierungsvarianten treffen zu können, muss der Einfluss dieser Wärmebehandlungen auf das Materialverhalten bekannt sein und ist daher grundlegend zu untersuchen. Auch die Prozessführung kann Auswirkungen auf das festigkeits- und ermüdungsrelevante sowie bruchmechanische Werkstoffverhalten haben. Daher sind die Einflüsse der einstellbaren Prozessparameter, wie z. B. der Aufbaurate, der Laserleistung und der Schichtdicke, systematisch zu untersuchen.

3.3 Generierung des CAD-Modells & Produktoptimierung

Um das Medizinprodukt digital gestalten und optimieren zu können, werden bildgebende medizinische Daten erstellt und anschließend in ein CAD-Modell überführt. Zur Aufnahme der bildgebenden Daten werden beispielsweise die Computertomographie, die Magnetresonanztomographie sowie 3D-Scanner eingesetzt. Anschließend wird das CAD-Modell mit den vorab definierten biomechanischen und patientenspezifischen Randbedingungen beaufschlagt, so dass, unter Anwendung der numerischen Finite-Elemente-Methode FEM, Spannungs- und Verformungsverteilungen berechnet werden können. Die Durchführung des statischen Festigkeitsnachweises, des Dauerfestigkeitsnachweises, des bruchmechanischen Nachweises sowie die Umsetzung grundlegender Maßnahmen zur Strukturoptimierung tragen u. a. dazu bei, das Medizinprodukt leichtbau- und festigkeitsoptimiert sowie bruchsicher zu gestalten. Bei Implantaten liegt dabei der Fokus insbesondere auf der Umsetzung der Strukturkompatibilität, so dass die Implantatstruktur an das mechanische Verhalten des Empfängerorgans (Knochen) angepasst und ein optimaler Kraftfluss innerhalb des Implantats sowie eine gute Krafteinleitung realisiert werden [16]. Ergebnis dieses Prozessschrittes ist ein festigkeitsoptimiertes,

bruchssicheres und patientenspezifisches 3D-CAD-Modell, das dann für den anschließenden additiven Bauprozess vorbereitet werden kann.

3.4 Prototypen-/Bauteilfertigung & Testphase

Nach der Vorbereitung des Baujobs erfolgt die additive Fertigung des Medizinprodukts. In Abhängigkeit des ausgewählten Fertigungsverfahrens sind ggf. weitere Bearbeitungsmaßnahmen erforderlich. So müssen möglicherweise erforderliche Stützstrukturen entfernt sowie weitere Maßnahmen zur Bauteilveredelung, zur Verbesserung der Oberflächenqualität und der festigkeits- und ermüdungsrelevanten sowie bruchmechanischen Materialeigenschaften durchgeführt werden. Im Anschluss sind die additiv gefertigten medizinischen Hilfsmittel u. a. hinsichtlich ihrer statischen Festigkeit, ihrer Dauerfestigkeit und ihrer Bruchsicherheit bei statischer und zyklischer Belastung mittels experimenteller Untersuchungen zu bewerten. Patiententests geben zudem Auskunft über die Praxistauglichkeit und den Tragekomfort der Medizinprodukte (z. B. von Fußorthesen) und lassen so weiteres Optimierungspotential erkennen.

4 Beispiele für die Entwicklung additiv gefertigter Medizinprodukte

Im Folgenden wird die grundlegende Vorgehensweise bei der Entwicklung und Herstellung additiv gefertigter Medizinprodukte anhand verschiedener medizinischer Anwendungsbeispiele verdeutlicht. Im Fokus steht dabei die Gestaltung individueller Esshilfen für körperbehinderte Personen, um ihnen ein selbstständiges und selbstbestimmtes Essen zu ermöglichen. Im Anschluss werden numerische Rissausbreitungssimulationen einer Hüftendoprothese vorgestellt, um den Einfluss thermischer Nachbehandlungsverfahren auf das bruchmechanische Materialverhalten zu diskutieren. Des Weiteren werden verschiedene Maßnahmen zur Strukturoptimierung einer Kurzschaft-Hüftendoprothese und einer patientenspezifischen Fußorthese vorgestellt.

4.1 Additive Fertigung von individuellen Esshilfen

Unterschiedliche Krankheitsbilder können die körperliche Beweglichkeit und damit ein Grundbedürfnis des Menschen einschränken. Ist der Konsum von Nahrung erschwert bzw. abhängig davon, dass die Nahrung dargereicht wird, so ist damit ein direkter Eingriff in die Selbstbestimmung und Selbstständigkeit des Menschen verbunden [20]. Vor diesem Hintergrund werden individuelle Esshilfen entwickelt und additiv gefertigt, die körperbehinderten Menschen eine selbstständige und selbstbestimmte Nahrungszunahme ermöglichen sollen. Zu Beginn des Produktentstehungsprozesses stehen die Untersuchung der individuellen kinematischen Bewegungsabläufe und die Auswahl des Werkstoffs und des Fertigungsverfahrens. Zur Gestaltung der Esshilfen werden der Griffbereich, der Stiel und das Mundstück (Schöpfbereich) zunächst separat betrachtet und anschließend zu einem Gesamtmodell zusammengesetzt. Die Durchführung kinematischer Bewegungsanalysen und eines iterativen trial-and-error-Prozesses sowie der direkte Austausch mit den Probanden und dem Pflegepersonal lassen weitere Optimierungsmöglichkeiten erkennen.

Im Folgenden werden die wesentlichen Schritte zur Entwicklung einer individuellen Esshilfe für eine Person, bei der u. a. eine linksbetonte spastische Tetraparese mit Rumpfhypotonie, eine Unterform der infantilen Cerebralparese, sowie eine linkskonvexe Skoliose, d. h. eine einseitige Verbiegung der Wirbelsäule, diagnostiziert wurde [21, 22], beschrieben. Insbesondere die Spastik und die Fehlstellung der Hand beeinträchtigen den Bewegungsvorgang während des Essens und werden daher als relevante Symptomatik für die Entwicklung der Esshilfe betrachtet. Diese Problematik ist auch bei der mit dem Programm SimMechanics durchgeführten kinematischen Simulation des Bewegungsablaufs beim Essen berücksichtigt. Abbildung 5 zeigt die Anfangs-, Zwischen- und Endposition beim Essvorgang mit konventionellem Besteck. Beim Essvorgang ist der rechte Ellenbogen der Person auf dem Tisch abgestützt, ihr linker Arm liegt ebenfalls – allerdings spastisch verkrampft – auf dem Tisch auf und wird in der Simulation nicht betrachtet. Die rechte Handfläche befindet sich beim Bewegungsablauf stets senkrecht zum Unterarm. Der Faustgriff und die Tatsache, dass nur eine leichte Bewegung des Handgelenks ausgeführt werden kann, resultieren darin, dass das Mundstück nicht orthogonal zum Mund ausgerichtet wird. Auf dem Weg zum Mund verdreht die Person den Löffel so nach außen von sich weg (Supination), dass beim selbstständigen Essen keine Nahrung auf dem Löffel verbleiben würde, so dass stets Nahrung dargereicht werden muss. Die Endposition lässt darüber hinaus eine große Differenz zwischen Mund und Mundstück erkennen.



Abbildung 5: Bewegungsablauf des Essvorgangs mit konventionellem Besteck

Der beim SLM-Verfahren häufig eingesetzte Werkstoff Titan, der u.a. auch für Implantate und Prothesen verwendet wird, ist biokompatibel und korrosionsbeständig, so dass das Endprodukt mit dem SLM-Verfahren aus der Titan-Aluminium-Legierung TiAl6V4 gefertigt werden soll [23, 24]. Da die Entwicklung der Esshilfe in einem iterativen trial-and-error-Prozess erfolgen soll und der Materialpreis von Titan sehr hoch ist, werden zunächst Prototypen entwickelt. Für die Fertigung der Prototypen werden die im StudentLab3D des Direct Manufacturing Research Center DMRC (Universität Paderborn) zur Verfügung stehenden MakerBots Replicator 5th Generation von Stratasys verwendet, die nach dem Prinzip des Extrusionsverfahrens arbeiten. Als Material wird Polyactidsäure PLA, auch als Polymilchsäure bezeichnet, verarbeitet. Da die Esshilfe auch mit heißer Suppe bzw. heißem Wasser beim Spülen in Berührung kommt, weist dieses Material aufgrund seiner Erweichungstemperatur von etwa 50°C keine ausreichende Formbeständigkeit bei hohen Temperaturen auf [25]. Daher ist dieser thermoplastische Kunststoff für die Herstellung der finalen Produkte nicht geeignet, sondern lediglich für die Fertigung der Prototypen.

Aufgrund der Spastik und der damit einhergehenden eingeschränkten Beweglichkeit der Finger, soll der ergonomische Griffbereich individuell angepasst werden. Dazu wird zu Beginn die Negativform des Griffbereichs (Abbildung 6a) durch Abdrucknahme mit Knete bzw. Modelliermasse erstellt. Herausforderung hierbei ist die durch die Tetraparese beeinträchtigte Muskelspannung und die Fehlstellung der Finger, die sich insbesondere durch eine starke Krümmung des Daumens und in einer nicht klassischen Anordnung der Finger bemerkbar macht. Anschließend wird unter Anwendung eines optischen Verfahrens, hier der 3D-Scan, der Abdruck digitalisiert und additiv gefertigt. Den additiv gefertigten Prototyp des Griffbereichs zeigt Abbildung 6b.

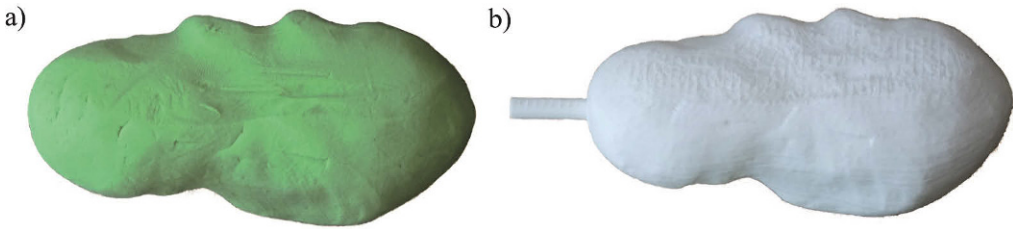


Abbildung 6: a) Negativmodell aus Modelliermasse des individualisierten Griffbereichs
b) Additiv gefertigter Prototyp des individualisierten Griffbereichs

Da die längere Seite des Schöpfteils im Idealfall orthogonal zu den Lippen stehen sollte und die Fehlstellung der Hand sowie die Spastik diese Ausrichtung bei der Person erschwert, besteht eine weitere Herausforderung in der Entwicklung eines individualisierten Stiels. Hierzu werden Prototypenmodelle erstellt, Videoanalysen durchgeführt und die Kinematik der Bewegung mit dem Programm SimMechanics analysiert, um so die richtigen Winkel und Längen des Stiels zu ermitteln. Abbildung 7a zeigt das so entstandene CAD-Modell.

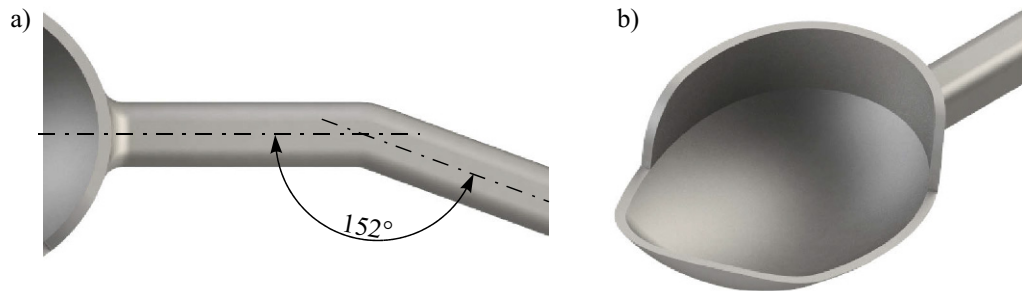


Abbildung 7: a) Individualisiertes CAD-Modell des Stiels,
b) Individualisiertes CAD-Modell des Schöpfbereichs

Des Weiteren ist auch der Schöpfbereich (Mundstück), welcher der Auf- und Abnahme der Nahrung dient, individuell anzupassen. Dabei muss er zum einen flach genug sein, um Suppe aus dem Teller aufzunehmen und zum anderen eine Vertiefung besitzen, damit die Suppe auf dem Weg zum Mund auf dem Löffel verbleibt. Da die Person beim Bewegungsvorgang zwischen Teller und Mund eine Supination durchführt, verbleibt die Nahrung aufgrund der Verdrehung des Löffels nicht auf der Esshilfe. Daher weist die in Abbildung 7b dargestellte Esshilfe eine entsprechende Wandung im seitlichen Bereich auf. Zudem hat sich herausgestellt, dass die klassische Eiform des Löffels den Essvorgang erschwert, so dass dies durch eine Ab-

schrägung parallel zum Mund der Person verändert wird. Nach der individuellen Entwicklung der drei Bereiche der Esshilfe (Griffbereich, Stiel, Schöpfungsbereich) werden diese mit der Software Meshmixer der Firma Autodesk zu einem Gesamtmodell zusammengefügt, das im Anschluss mittels kinematischer Studien durch Betrachtung der Anfangs-, Zwischen- und Endpositionen (Abbildung 8) verifiziert wird. Es ist ersichtlich, dass aufgrund der Form der individualisierten Esshilfe und der ausgeprägten Wandung die Nahrung nicht mehr von der Esshilfe fällt und die Esshilfe zum Mund geführt werden kann.

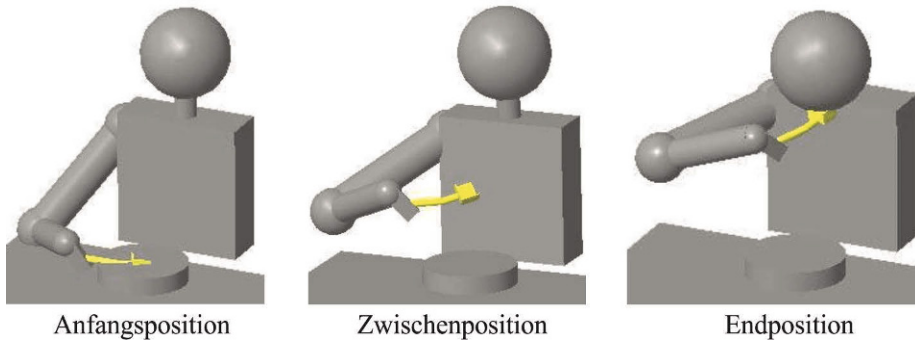


Abbildung 8: Bewegungsablauf des Essvorgangs mit individuell angepasster Esshilfe

Im Anschluss wird der Prototyp der Esshilfe additiv gefertigt. Hierzu werden von der Software automatisch zunächst die Stützstrukturen definiert, um flache Überhänge zu stützen und die eingetragene Verfahrenswärme abzuführen. Im Rahmen der Nachbehandlung sind darüber hinaus zum einen das Bauteil von der Bauplate und zum anderen die Stützstrukturen von dem Bauteil zu entfernen. Abbildung 9a zeigt den so hergestellten individualisierten Prototyp, dessen Griffbereich, Stiel und Schöpfungsbereich an die biomechanischen Anforderungen der Person angepasst sind. Weitere an individuelle Bewegungseinschränkungen angepasste Esshilfen sind in Abbildung 9b und in Abbildung 9c dargestellt.

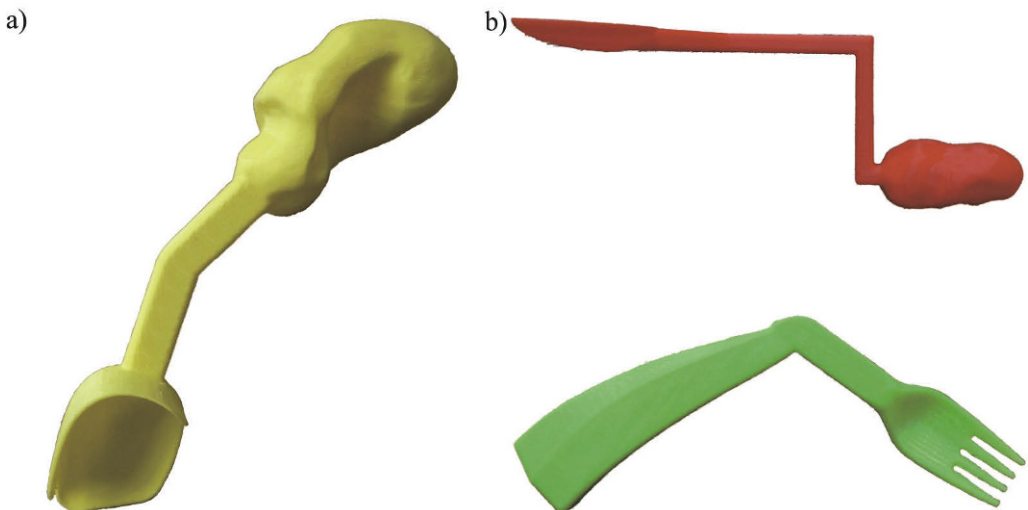


Abbildung 9: a) Additiv gefertigter Prototyp der beschriebenen Esshilfe, b) Weitere individualisierte additiv gefertigte Esshilfen

4.2 Lebensdaueruntersuchungen an einer Hüftendoprothese

Individuelle Hüftprothesen sind durch eine komplexe Struktur gekennzeichnet, bei denen ein Bruch auszuschließen ist. Bei der konventionellen Herstellung von Hüftendoprothesen wird häufig als Werkstoff die Titan-Aluminium-Legierung TiAl6V4 verwendet, die auch mit dem Selektiven Laserstrahlschmelzen SLM additiv verarbeitet werden kann. Untersuchungen haben gezeigt, dass unterschiedliche thermische Nachbehandlungsverfahren die Materialeigenschaften und insbesondere das Ermüdungsrisssausbreitungsverhalten beeinflussen. In [1, 2, 9] wird daher unter Durchführung von Risswachstumssimulationen mit dem dreidimensionalen Programm ADAPCRACK3D [26, 27] analysiert, wie sich der Materialzustand – betrachtet werden hier der Bauzustand und der Zustand nach einer nachträglichen 800°C-Wärmebehandlung – auf die Restlebensdauer einer laserstrahlgeschmolzenen Hüftprothese auswirken. Die hierfür erforderlichen Rissfortschrittsdaten wurden an Proben ermittelt, deren Aufbaurichtung und Rissrichtung orthogonal zueinanderstehen (siehe auch Abbildung 4a und [2]) und sind mit der FORMAN/METTU-Gleichung [26, 27] gemäß Abbildung 10 für beide Materialzustände angepasst und im Programm hinterlegt.

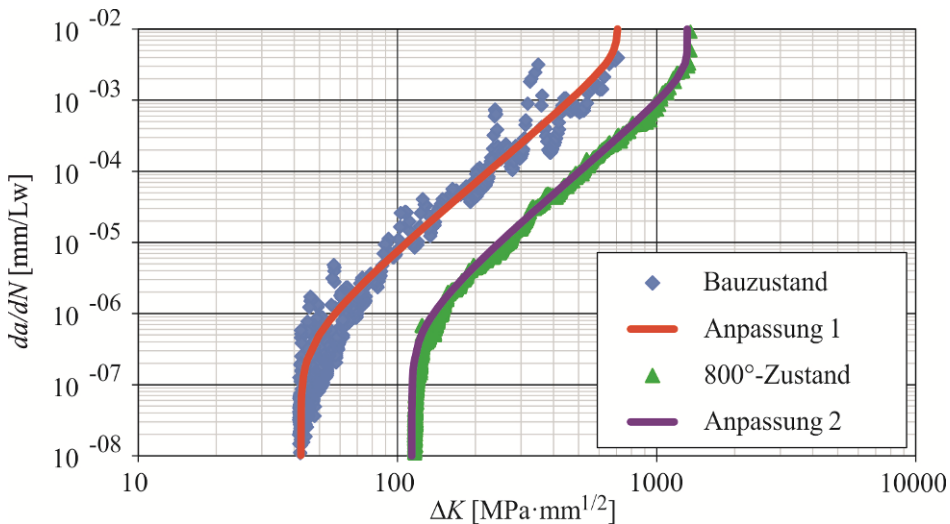


Abbildung 10: Rissfortschrittskurven für den Bau- und den Wärmebehandlungszustand [2]

Der betrachtete Lastfall „Gehen“ resultiert infolge der schrittweisen Fortbewegung des menschlichen Bewegungsapparates in einer zyklischen Belastung der Hüftprothese mit einem Spannungsverhältnis von etwa $R = 0,1$ [29]. Gemäß [30] beträgt die Hüftreaktionskraft F_R bei Betrachtung des Gehvorgangs 2150 N, ihr Angriffspunkt befindet sich entsprechend Abbildung 11a zentral im konisch abgesetzten Bereich des Schaft Halses. Der Winkel α_{FH} zwischen Hüftreaktionskraft F_R und der Schaftachse des Femurs wird hier mit 10° in Anlehnung an [28, 31] angenommen. Eine mit der Software ABAQUS vorab durchgeführte Finite-Elemente-Simulation mit einem Prothesenschaft ohne Riss liefert an der Bauteiloberfläche im Halsbereich des Prothesenschafts Stellen maximaler Hauptnormalspannung und demzufolge den kritischen Bereich des Bauteils. In diesem Bereich wird gemäß Abbildung 11b ein Initialriss mit einer Tiefe von 1 mm eingebracht. Die Vernetzung des Prothesenschafts erfolgt entsprechend der Anforderungen des Programms ADAPCRACK3D mit Tetraederelementen mit quadratischem Verschiebungsansatz.

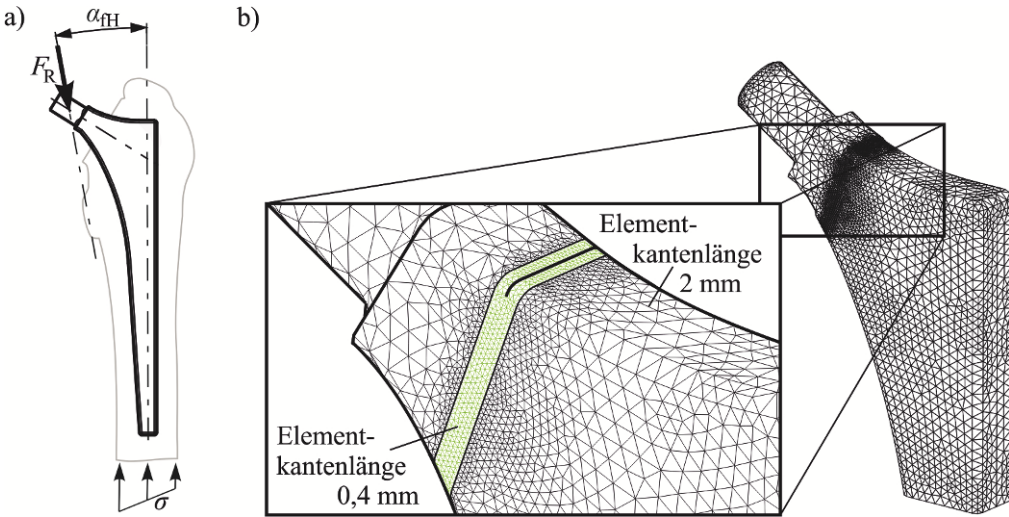


Abbildung 11: a) Angriffspunkt der Hüftreaktionskraft F_R
b) FE-Modell mit Randbedingungen und Vernetzungsdetails [1, 2, 9]

Die Ergebnisse der durchgeführten dreidimensionalen Rissausbreitungssimulationen für die beiden betrachteten Materialzustände – Bauzustand und Zustand nach 800°C-Wärmebehandlung – dokumentiert Abbildung 12. Für beide untersuchten Materialzustände ist der Initialriss der Tiefe 1 mm grundsätzlich wachstumsfähig, da die an der Rissfront vorliegenden zyklischen Spannungsintensitätsfaktoren ΔK größer sind als der Schwellenwert gegen Ermüdungsrissausbreitung $\Delta K_{I,th}$ der beiden betrachteten Materialzustände. Beim Bauzustand setzt die instabile Rissausbreitung bei einer Risslänge von 9,7 mm nach 10^5 Lastwechseln ein, beim 800°C-Zustand ist dies erst bei einer Risslänge von 12,7 mm und nach $2,5 \cdot 10^6$ Lastwechseln der Fall. Diese Lebensdauererweiterung um den Faktor 25 bestätigt die hohe Relevanz einer Wärmebehandlung laserstrahlgeschmolzener Bauteile aus TiAl6V4.

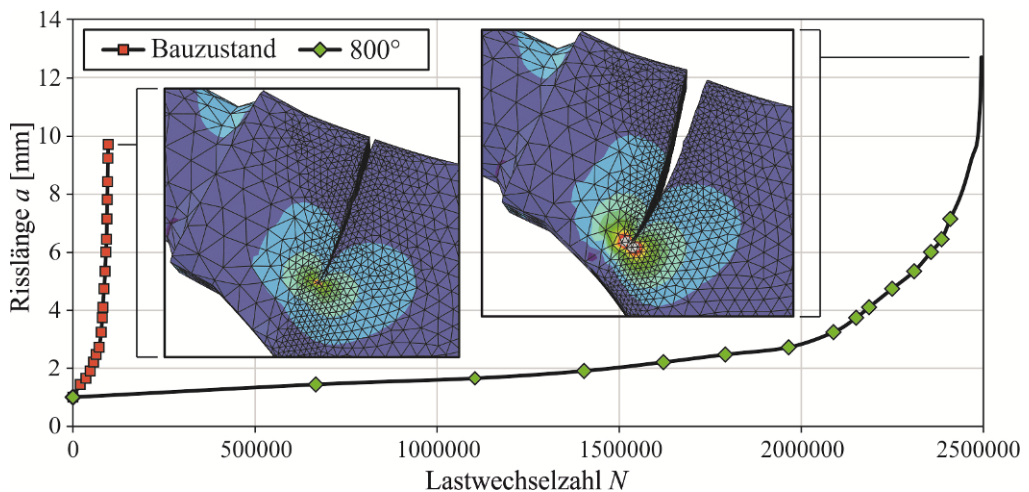


Abbildung 12: Einfluss des Materialzustands auf die Rissausbreitung [1, 2, 9]

4.3 Strukturoptimierung von Hüftendoprothesen

Da Prothesenschäfte in der Regel durch eine Haltbarkeit von ungefähr 15 Jahren gekennzeichnet sind, ist gerade bei Patienten mittleren Alters häufig eine Revisionsoperation erforderlich. Daher soll eine kleine, kompakte und knochensparende metaphysäre Kurzschaft-Hüftendoprothese entwickelt werden [1]. Zur Berechnung der Größe und Richtung der Kontaktkraft F_R zwischen Hüftkopf und Hüftgelenkpfanne wird die Belastung des Hüftgelenks beim Einbeinstand betrachtet. Nach [32] beträgt der Winkel α_{FH} (vgl. Abbildung 11a) beim Einbeinstand 16° . Bei der Konstruktion dieses Medizinprodukts ist darauf zu achten, dass die vom Kugelpopf aufgenommene Reaktionskraft F_R über die Mantelfläche des Konus in den Steg des Prothesenschafts geleitet wird. Auf diese Weise werden die Kraftwirkungslinien anhand der Trabekelausrichtung nahezu direkt in den Femur geführt und eine direkte Kraftleitung realisiert. In Abbildung 13a ist der proximale Femur mit eingebautem Prothesenschaft und Kugelpopf zu sehen. Wesentliche Konstruktionsmaßnahmen, die zur Optimierung dieses Medizinproduktes beitragen, sind nachfolgend beschrieben.

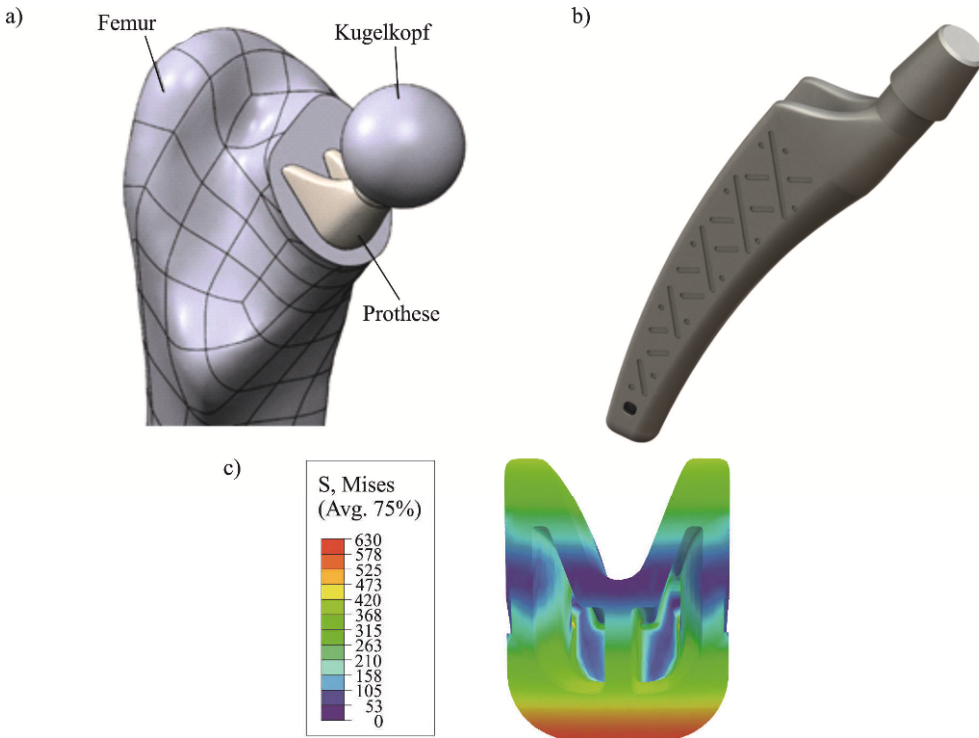


Abbildung 13: a) Einbau der Prothese mit Kugelpopf in den Femur [1],
 b) Prothesenschaft mit oberflächennahen Aussparungen [1],
 c) Spannungsverteilung in der Schnittansicht des Prothesenschafts [1]

Um ein Verdrehen des Schafts zu verhindern und demzufolge einen festeren Sitz zu gewährleisten, wird als Form ein U-Profil (Abbildung 13) verwendet. Ein zusätzlicher Mehrwert dieses Profils besteht in der sich dadurch vergrößernden Schaftoberfläche, die so der Osseointegration, d.h. dem Anwachsen des Knochens, mehr Fläche bietet und folglich die Festigkeit der Verbindung erhöht. Aussparungen an der Implantatoberfläche (Abbildung 13b), in die das

Knochenmaterial wachsen kann, führen zusätzlich zu einem festeren Halt der Prothese im Femur. Da solche Kerben häufig mit Kraftflussumlenkungen und lokalen Spannungsüberhöhungen einhergehen, werden diese Aussparungen zum einen mit abgerundeten Kanten versehen und zum anderen in den weniger hoch beanspruchten Gebieten eingebracht. Im Sinne des Leichtbaus und zur Steigerung des Wohlbefindens des Patienten soll der Prothesenschaft zudem durch eine geringe Masse und einen geringen Werkstoffeinsatz charakterisiert sein. Daher wird die Prothese gemäß Abbildung 13c mit Hohlkammern ausgeführt, ohne dass hierbei aufgrund der additiven Fertigung ein nachträglicher Arbeitsschritt erforderlich ist. Zum Abfluss von nicht aufgeschmolzenem, losem Pulver sind im Prothesenschaft zudem Öffnungen vorgesehen.

Der statische Festigkeitsnachweis gegen plastische Verformung wird für die konstruierte Hüftendoprothese für den kritischen Lastfall „Stolpern“ durchgeführt. Gemäß [32] ergeben sich hierbei Kontaktkräfte von 870% der Körpergewichtskraft, was bei einer durchschnittlichen männlichen Person von 79 kg (vgl. [33]) eine Hüftreaktionskraft F_R von 6742 N bedeutet. Die sich hierbei ergebende Spannungsverteilung ist in Abbildung 13c zu sehen. In keinem Gebiet liegen Spannungen oberhalb der Dehngrenze $R_{p0,2}$ von 912 MPa der verwendeten Titan-Aluminium-Legierung TiAl6V4 vor. Der untere Teil des Steges weist mit $\sigma_{\max} = 630$ MPa die maximale Spannung auf, was einem Sicherheitsfaktor gegen Fließen von $S_F = 1,45$ entspricht. Auch an den Aussparungen, die zur Unterstützung der Osseointegration eingebracht sind, liegen keine Spannungsspitzen vor.

4.4 Additive Fertigung einer Fußorthese

Für eine junge Patientin wird unter Berücksichtigung der Vorteile der additiven Fertigung eine Fußorthese patientenspezifisch entwickelt und festigkeits- und leichtbauoptimiert für den Lastfall „Gehen“ ausgelegt. Ausgangssituation ist das Positivmodell des Patientenfußes, das bereits als STL-Datensatz digital vorliegt, und auf welchem durch Definition eines Offsets ein erstes Modell der Fußorthese gelegt wird (Abbildung 14a). In Anlehnung an den realen Aufbau eines Unterschenkels mit Fuß weist das Fußmodell einen knöchernen Bereich mit linearelastischem Materialverhalten und einen als hyperelastisch definierten Gewebebereich auf [34]. Für die Orthese wird der Werkstoff PA2200 verwendet, während die Sohle aus einem Schaummaterial (hyperfoam) [34] besteht, um beim Gehen verbesserte Dämpfungseigenschaften zu realisieren.



Abbildung 14: Randbedingungen für die FE-Analyse

a) Modell der Orthese, b) Vorspannung, c) Materialdefinition im Fußmodell

Im ersten Berechnungsschritt wird eine Vorspannung zwischen Orthese und Fuß (Abbildung 14b) nachgebildet, die die Situation der am Fuß fixierten Orthese ohne weitere Belastung durch das Gehen nachbilden soll. Dies betrifft die Bereiche, in denen u. a. Verschlüsse vorgesehen sind. Bei der FE-Analyse wird der Abrollvorgang des Fußes simuliert, indem das Fußmodell am oberen Ende fest eingespannt ist, während eine starre Platte entlang der Fußunterseite zwischen verschiedenen Winkeln (-20° und 40°) rotiert.

Die Ergebnisse der Finite-Elemente-Simulation für die Fußorthese mit Fuß sind für einen Fuß-Boden-Winkel von 12° und unterschiedliche Wandstärken in Abbildung 15 dargestellt. Die Simulation bei einer konstanten Wandstärke von $t = 2$ mm (Abbildung 15a) lässt erkennen, dass die Spannungen im Bauteil die zulässige Materialgrenze noch lange nicht erreichen, so dass aufgrund dieses Optimierungspotentials die Wandstärke auf $t = 1$ mm (Abbildung 15b) reduziert wird. Hierbei ergeben sich im Unterschenkelbereich keine höheren Spannungen, allerdings werden starke Spannungsüberhöhungen an den Außenkanten und im Fußbereich identifiziert, die größer als die zulässige Spannung sind und damit zum Versagen des Bauteils führen würden. Daher wird für die Fußorthese eine mittels additiver Fertigung realisierbare Wandstärkenvariation angestrebt.

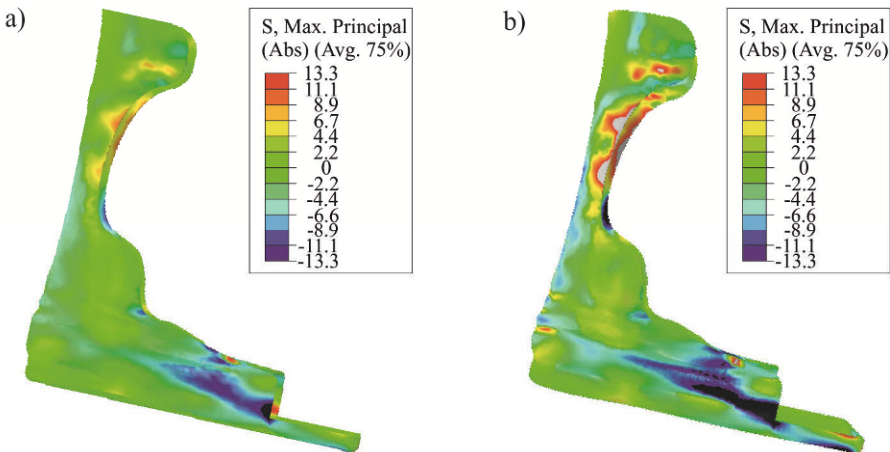


Abbildung 15: Spannungsverteilungen für einen Fuß-Boden-Winkel von 12°
a) Wandstärke $t = 2$ mm, b) Wandstärke $t = 1$ mm

Eine Zusammenfassung der umgesetzten Optimierungsmaßnahmen ist in Abbildung 16 dokumentiert und wird nachfolgend beschrieben. Unter Berücksichtigung der FE-Ergebnisse zur Ermittlung der optimalen Wandstärkenvariation werden in weiteren iterativen Berechnungen im Knöchelbereich filigrane Gitterstrukturen zur lokalen Anpassung der Steifigkeit bei gleichzeitiger Gewichtsreduktion eingebracht. Zudem ermöglicht dies eine Belüftung des Fußes. Ein Verstärkungssteg (Biegebalken) wird entlang der Achillessehne konstruiert, um die durch die Biegung verursachte Verformung in diesem Bereich gering zu halten und die geforderte Stützwirkung zu realisieren. Darüber hinaus sind in der gesamten Orthese variierende, der Beanspruchung angepasste Wandstärken vorzusehen, um lokal veränderte Steifigkeiten zu realisieren. Außerdem werden weiche Querschnittsübergänge berücksichtigt, um Spannungskonzentrationen zu vermeiden. Der Vorteil der additiven Fertigung hinsichtlich Funktionsintegration wird bei der Fußorthese dadurch berücksichtigt, dass ein alternativer Verschlussmechanismus entwickelt wird, dessen Befestigung direkt während der Fertigung mit der Orthese

realisiert wird. Nachfolgende zeitaufwendige und kostspielige Montageschritte entfallen somit. Als Verschluss wird ein Ratschenband verwendet, dessen Funktionsweise einer Kunststoffschlauchschelle ähnelt sowie in abgewandelter Form mit zusätzlichen Federn und Tastern häufig bei Inlineskates verwendet wird. Das Ratschenband wird durch die Öffnung geführt und über eine Verzahnung verspannt und bei der Orthese in zwei verschiedenen Bereichen eingesetzt: ein schmaler, langer Verschluss fixiert den Unterschenkel, während ein breiterer Verschluss den Fußbereich stabilisiert.

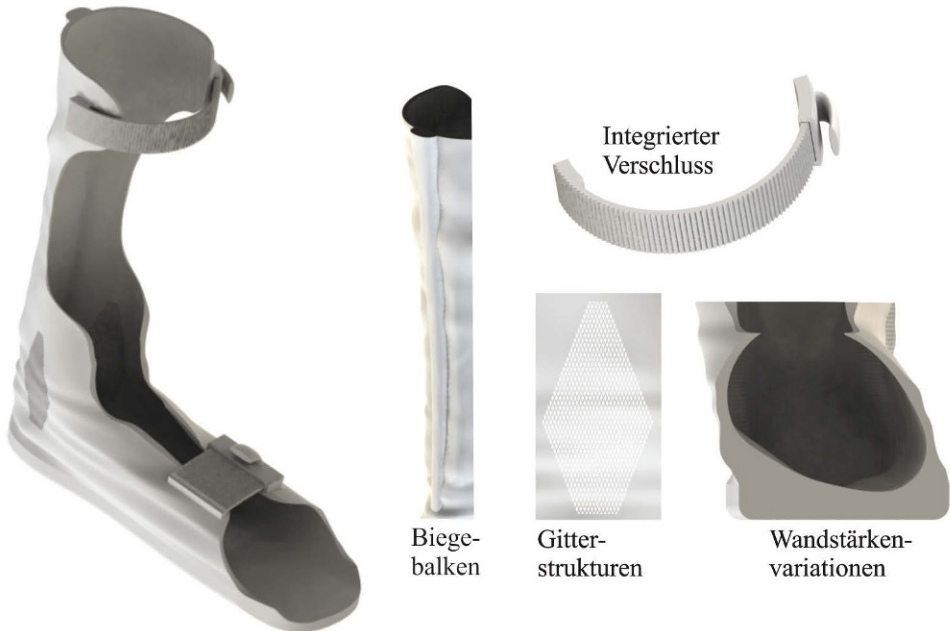


Abbildung 16: Optimierungsmaßnahmen für die additiv gefertigte Fußorthese

5 Zusammenfassung und Ausblick

Additive Fertigungsverfahren eignen sich in besonderer Weise zur Herstellung von komplexen Strukturen geringer Stückzahlen und sind demzufolge für die Fertigung medizintechnischer Produkte, wie z. B. Implantaten, Prothesen und Orthesen, prädestiniert, insbesondere dann, wenn die Komplexität der Erzeugnisse im Vordergrund steht. Neben der Werkstoffcharakterisierung und der Ermittlung prozessseitiger Einflussfaktoren müssen bei der Generierung des digitalen Modells und der anschließenden Strukturoptimierung auch biomechanische, individuelle Aspekte berücksichtigt werden. Aus diesem Grund ist die Kooperation von Ingenieuren, Sportmedizinern, Chirurgen, Orthopäden und Patienten zwingend erforderlich, um die verschiedenen Anforderungen und Sichtweisen bestmöglich bei der Entwicklung und additiven Herstellung von individualisierten Medizinprodukten (u. a. Fußorthesen, Hüftimplantaten) berücksichtigen zu können.

Literatur

- [1] Schramm, B.; Brüggemann, J.-P.; Riemer, A.; Richard, H.A.: Additive Fertigung in der Medizintechnik – Überblick und Beispiele. In: DVM-Bericht 401, Additiv gefertigte Bauteile und Strukturen, Deutscher Verband für Materialforschung und -prüfung e.V., Berlin, 2016, S. 21-30.
- [2] Riemer, A.: Einfluss von Werkstoff, Prozessführung und Wärmebehandlung auf das bruchmechanische Verhalten von Laserstrahlschmelzbauteilen. Shaker Verlag, Aachen, 2015.
- [3] VDI-Richtlinie 3404: Additive Fertigung – Grundlagen, Begriffe, Verfahrensbeschreibung. Beuth Verlag, Berlin, 2014.
- [4] Riemer, A.; Leuders, S.; Richard, H.A.; Tröster, T.: Verhalten von lasergeschmolzenen Bauteilen aus der Titan-Aluminium-Legierung TiAl6V4 unter zyklischer Beanspruchung. Materials Testing 55 (2013) 537-543.
- [5] Adam, G.A.O.: Systematische Erarbeitung von Konstruktionsregeln für die additive Fertigungsverfahren Lasersintern, Laserschmelzen und Fused Deposition Modeling. Shaker Verlag, Aachen 2015.
- [6] Gebhardt, A.: 3D-Drucken – Grundlagen und Anwendungen des Additive Manufacturing (AM). Carl Hanser Verlag, München, 2014.
- [7] Berger, U.; Hartmann, A.; Schmid, D.: Additive Fertigungsverfahren – Rapid Prototyping, Rapid Tooling, Rapid Manufacturing. Verlag Europa Lehrmittel, Haan-Gruiten, 2013.
- [8] VDI Statusreport: Additive Fertigungsverfahren, September 2014.
- [9] Riemer, A.; Richard, H. A.; Schramm, B.: Ermüdungseigenschaften von additiv gefertigten Titanstrukturen im Hinblick auf den Einsatz im menschlichen Körper. RTejournal – Forum für Rapid Technologie, 2016.
- [10] Lim, S.; Buswell, R.A.; Le, T.T.; Austin, S.A.; Gibb, A.G.F.; Thorpe, T.: Developments in construction-scale additive manufacturing processes. Automation in construction journal 21 (2012) 262-268.
- [11] Conner, B.P.; Manogharan, G.P.; Martof, A.N.; Rodomsky, L.M.; Rodomsky, C.M.; Jordan, D.C.; Limperos, J.W.: Making sense of 3-D printing: Creating a map of additive manufacturing products and services. Additive Manufacturing, 1-4 (2014) 64-76.
- [12] Jakob, F.; Stoffregen, H.A.: Additive Fertigung in der Medizintechnik – Eine Branche im Wandel. Trendbericht Rapid Technologien, Carl Hanser Verlag, München, 2012, 88-95.
- [13] Polzin, C.; Seitz, H.: 3D-Druck von Kunststoff-Medizinprodukten. Rtejournal – Forum für Rapid Technologie, Vol. 2012.
- [14] Richard, H.A.; Kullmer, G.: Biomechanik – Grundlagen und Anwendung auf den menschlichen Bewegungsapparat. Springer Vieweg, Berlin 2013.
- [15] Bergmann, G.; Graichen, F.; Rohlmann, A.; Bender, A.; Heinlein, B.; Duda, G.N.; Heller, M.O.; Morlock, M.M.: Realistic loads for testing hip implants. Biomed. Mater Eng. 20 (2010) 65-75.
- [16] Wintermantel, E.; Ha, W.-W.: Biokompatible Werkstoffe und Bauweisen: Implantate für Medizin und Umwelt. Springer Verlag Berlin Heidelberg, 2008.

- [17] Riemer, A.; Richard, H.A.: Bruchmechanische Charakterisierung zyklisch belasteter SLM-Bauteile. In: DVM-Bericht 245, Bruchmechanische Werkstoff- und Bauteilbewertung, Deutscher Verband für Materialforschung und -prüfung e.V., Berlin, 2013.
- [18] Seyda, V.; Kaufmann, N.; Emmelmann, C.: Investigation of aging processes of Ti-6Al-4V powder material in laser melting. *Physics Procedia* 39 (2012) 425-431.
- [19] Spierings, A.B.; Starr, T.L.; Wegener, K.: Fatigue performance of additive manufactured metallic parts. *Rapid Prototyping Journal* 19 (2013) 88-94.
- [20] Immenschuh, U.; Scheele-Schäfer, J.; Spahn, C.: *Ambulante Pflege – die Pflege gesunder und kranker Menschen*. Hannover, Schlütersche Verlagsgesellschaft mbH & Co.KG, 2005.
- [21] Schmidt, D.: *Epilepsie – Diagnostik und Therapie für Klinik und Praxis*. Stuttgart, F.K. Schattauer Verlagsgesellschaft mbH, 1997.
- [22] Krämer, J.; Krämer, R.; Wilcke, A.: *Wirbelsäule und Sport*. Köln, Deutscher Ärzte-Verlag GmbH, 2005.
- [23] Nachtigall, W.: *Bionik – Grundlagen und Beispiele für Ingenieure und Naturwissenschaftler*. Berlin Heidelberg, Springer Verlag, 2002.
- [24] Herberhold, C.[Hrsg.]: *Teil I: Referate – Transplantation und Implantation in der Kopf-Hals-Chirurgie*. Berlin Heidelberg, Springer Verlag, 1992.
- [25] Lange-Schönbeck, C.-D.; Schlenker, A.; Sommer, W.: *Faszination 3D-Druck – Alles zum Drucken, Scannen, Modellieren*. Burghann, Markt+Technik Verlag GmbH, 2016.
- [26] Schöllmann, M.; Fulland, M.; Richard, H.A.: Development of a new software for adaptive crack growth simulations in 3D structures. *Engineering Fracture Mechanics* 70 (2003) 221- 230.
- [27] Richard, H.A.; Sander, M.: *Ermüdungsrisse*. Springer Vieweg, Wiesbaden 2012.
- [28] Möser, M; Hein, W: Bestimmung der Hüftkraftrichtung aus Bruchflächen von Hüftgelenkprothesen. *Beiträge zur Orthopädie und Traumatologie* 33 (1986) 286-295.
- [29] Bergmann, G.; Graichen, F.; Rohlmann, A.: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics* 26 (1993) 969-990.
- [30] Pauwels, F.: *Biomechanics of the Locomotor Apparatus. Contributions on the Functional Anatomy of the Locomotor Apparatus*. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, 1980.
- [31] Endler, F.: Einführung in die Biomechanik und Biotechnik des Bewegungsapparates. In: *Orthopädie in Praxis und Klinik*, Georg-Thieme Verlag, Stuttgart, 1980, S. 2.1-2.301.
- [32] DIN 33402-2:2005-12: *Ergonomics – Human body dimensions – Part 2: Values*.
- [33] Claes, L.; Kirschner, P.; Perka, C.; Rudert, M.: *AE-Manual der Endoprothetik: Hüfte und Hüftrevision*. Springer, Heidelberg Dordrecht London New York, 2012.
- [34] Cheung, J. T.-M., Zhang, M.: Finite Element Modeling of the Human Foot and Footwear. *Abaqus Users' Conference*, 2006, S.151-159.

Additive Fertigung von Bauteilen und Strukturen

Richard, H.A.; Schramm, B.; Zipsner, Th. (Hrsg.)

2017, XI, 299 S. 247 Abb., 200 Abb. in Farbe., Softcover

ISBN: 978-3-658-17779-9