

Zellulare Werkstoffe mit frei wählbarer Zellgeometrie – Herstellung, Modellierung der mechanischen Eigenschaften und Anwendungen¹

Jürgen Stampfl, Mathias H. Luxner, Heinz E. Pettermann
TU Wien
Fakultät für Maschinenwesen und Betriebswissenschaften
Karlsplatz 13
1040 Wien

1.) Einleitung

Zellulare Geometrien bilden die Basis zahlreicher biologischer Werkstoffe. Neben Holz (siehe andere Beiträge in dieser Ausgabe) ist auch spongiöser Knochen (Abbildung 1 b, c) zellular strukturiert. Im Fall von Knochen ist die Zellgeometrie in einem weiten Bereich zufällig, allerdings folgen die tragenden Elemente dieser Zellen (die sogenannten Trabekel) der Richtung der Spannungen, denen der Knochen ausgesetzt ist. Andere biologische Systeme weisen hingegen eine sehr regelmäßige Zellgeometrie auf. Ein sehr eindrucksvolles Beispiel einer zellularen Architektur mit definierter Zellgeometrie ist das Skelett des Glasschwamms *Euplectella*, das in Abbildung 1 (a) dargestellt ist². Auch Radiolarien bilden zellulare Skelette bestehend aus Siliziumdioxid (Abbildung 1 d), die teilweise faszinierende Geometrien aufweisen.

Die Verwendung zellular strukturierter Materialien in der Natur bietet eine Reihe von Vorteilen:

- Durch die geringe scheinbare Dichte dieser Werkstoffe können Strukturen mit hoher Festigkeit und Steifigkeit bei gleichzeitig geringem Gewicht erreicht werden.
- Durch die offene Porosität natürlicher zellulärer Werkstoffe ist eine Nährstoffversorgung auch im Inneren der Struktur gewährleistet.
- Die offene Porosität dieser Materialien erlaubt ein leichteres ‚Remodelling‘ der Zellgeometrie. Die Struktur kann sich so dynamisch den Umgebungsbedingungen anpassen.

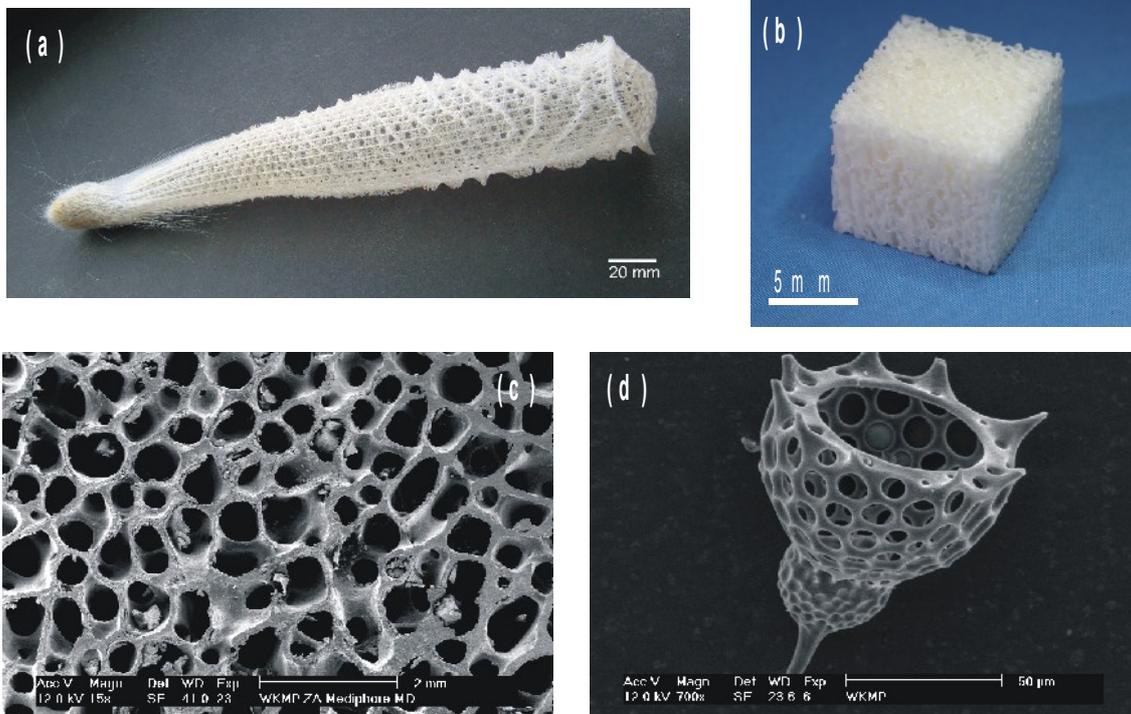


Abbildung 1: Zellulare Strukturen bilden die Basis zahlreicher biologischer Werkstoffe.

¹ Diese Arbeiten wurden vom österreichischen Fonds zur Förderung der Wissenschaftlichen Forschung unter Projekt P15852 gefördert.

² J. Aizenberg, J.C. Weaver, M.S. Thanawala, V.C. Sundar, D.E. Morse, P. Fratzl, Materials science: Skeleton of *euplectella* sp.: Structural hierarchy from the nanoscale to the macroscale, *Science* 309 (5732), 2005, 275-278.

2.) Herstellung zellulärer Strukturen mit Rapid Prototyping

Für technische Anwendungen werden zelluläre Werkstoffe derzeit hauptsächlich in Form von Schäumen hergestellt. Im Bereich polymerer Werkstoffe werden Schäume in großem Maßstab eingesetzt, aber auch für Schäume basierend auf metallischen Werkstoffen³ gibt es eine Vielzahl angedachter Anwendungen. Eine Kontrolle der Zellgeometrie ist bei diesen Verfahren aber nur begrenzt möglich. Durch die stark hinterschnittene Geometrie zellulärer Strukturen sind auch andere traditionelle Fertigungstechniken wie spanabhebende Verfahren oder Spritzguss nicht geeignet, um zelluläre Werkstoffe mit beliebig wählbarer Geometrie herzustellen. Im Gegensatz zu diesen konventionellen Fertigungstechniken lassen sich mit Rapid Prototyping (RP) Verfahren zelluläre Strukturen beliebiger Komplexität herstellen. RP ist somit das ideale Verfahren, um die funktionellen und strukturellen Eigenschaften zellulärer Werkstoffe untersuchen zu können.

RP basiert auf der Zerlegung eines dreidimensionalen Modells in dünne zweidimensionale Schichten. Zweidimensionale Strukturen lassen sich wesentlich leichter herstellen, und durch Aufeinanderstapeln zahlreicher Schichten kann ein Bauteil beliebiger Komplexität gefertigt werden. Moderne RP-Verfahren arbeiten mit sehr dünnen Schichten (typischerweise 20-50µm) und die einzelnen Treppenstufen, die lange das Merkmal von RP-Bauteilen waren, sind mit freiem Auge dann kaum erkennbar.

Ausgangspunkt für die Herstellung von Bauteilen mit RP sind Volumenmodelle der gewünschten Geometrie (siehe Abbildung 2 oben). Derartige Volumenmodelle können entweder durch CAD (Computer Aided Design), Abbildung 2 a, erzeugt werden oder durch Einscannen natürlicher zellulärer Materialien mit Hilfe von Computertomographie (CT), Abbildung 2 b. Auch die Generierung optimierter Bauteilgeometrien direkt aus der Finite Elemente Modellierung ist möglich.

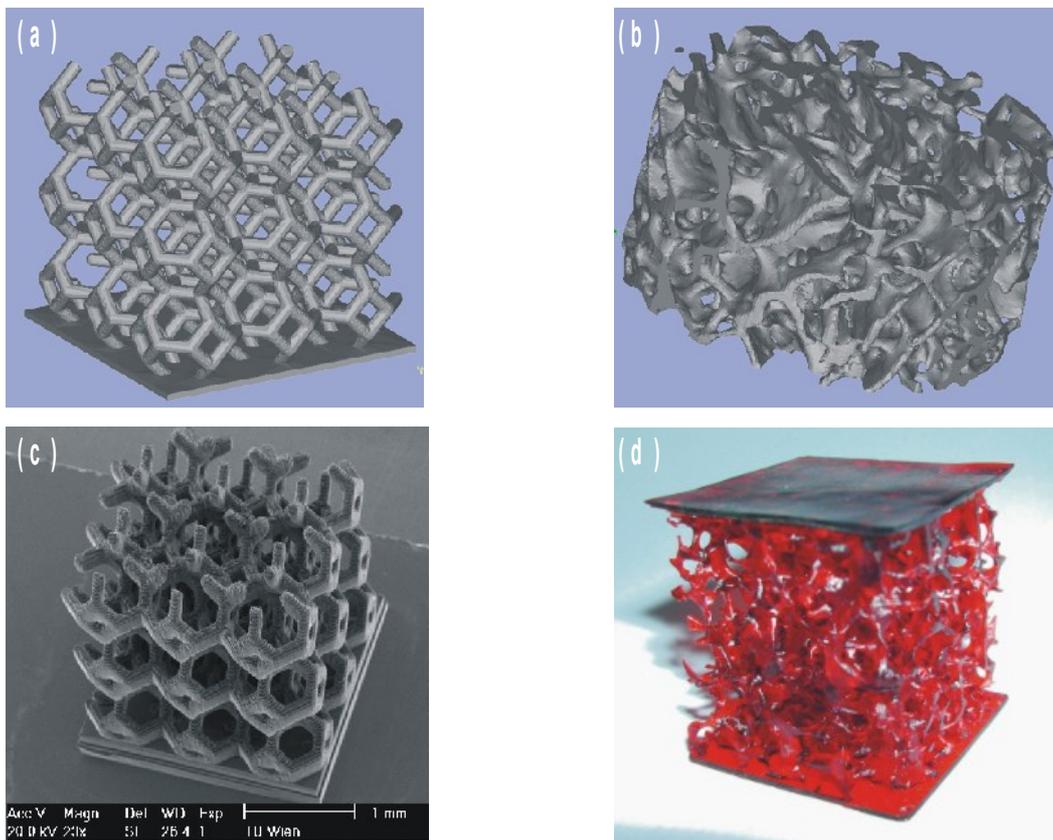


Abbildung 2: Als Ausgangspunkt für die Herstellung zellulärer Strukturen (unten) mit Rapid Prototyping dienen Volumenmodelle (oben). Die Bauteilabmessungen für (c) betragen 1,5 x 1,5 x 1,5mm. Bauteil (d) ist 32 x 32 x 35 mm groß.

Grundsätzlich lassen sich zelluläre Geometrien mit den meisten RP-Verfahren herstellen. Aus mehreren Gründen bieten Verfahren, die auf der Photopolymerisation flüssiger Harze basieren, einige Vorteile gegenüber anderen Methoden:

- Mit lithographischen Verfahren lassen sich hohe geometrische Auflösungen erzielen. Bei Verwendung entsprechender photoempfindlicher Harze ist die Auflösung nur durch das optische System begrenzt. Mit entsprechend adaptierten Mikro-Stereolithographiesystemen lassen sich so

³ H.-P. Degischer, B. Kriszt (Hrsg.), Handbook of Cellular Metals, Wiley-VCH, 2002

Auflösungen bis zu 5µm erreichen. Mit neuartigen Systemen, die auf Basis von Zweiphotonenpolymerisation arbeiten, sind sogar Auflösungen bis zu 250nm möglich.

- Die Stereolithographie war das erste industriell eingesetzte RP-Verfahren und ist bis heute nach wie vor am weitesten verbreitet. Damit verbunden ist eine entsprechende Reife der angebotenen Systeme, und zusätzlich ist auch eine Vielzahl von Materialien kommerziell verfügbar.
- Durch Auswahl entsprechender Monomersysteme und Füllstoffe lassen sich die mechanischen und funktionellen Eigenschaften des fertigen Bauteiles in einem weiten Bereich steuern.

Die Funktionsweise von Stereolithographiesystemen beruht auf der selektiven Aushärtung des photoempfindlichen Materials. Dabei überstreicht ein Laserstrahl (meistens wird ultraviolettes Licht mit einer Wellenlänge von 355nm verwendet) ein flüssiges, photoempfindliches Material. Wo der Laserstrahl auf das Material auftrifft, kommt es zur Photopolymerisation und das Material härtet aus. Der Laserstrahl wird entsprechend der Kontur des zu bauenden CAD-Modelles gesteuert. Nach durchgeführter Belichtung wird das Bauteil um eine Schichtdicke ins Harzbad abgesenkt und mit einer neuen, unbelichteten Harzschicht bedeckt. Dieser Prozess wird jetzt so lange wiederholt, bis alle Schichten gebaut sind.

Um kostengünstigere Stereolithographiesysteme anbieten zu können, wurden Anlagen entwickelt, die zur Belichtung des Photopolymers einen Videoprojektor basierend auf dem DLP-Verfahren (Digital Light Processing) anstatt eines teuren UV-Lasers einsetzen. Bei den DLP-Geräten wird ein vollständiges Bitmap, das dem Schnitt des CAD-Modells entspricht, auf die Harzoberfläche projiziert. Das Bitmap enthält weiße und schwarze Bildelemente. Nur in Bereichen weißer Bildelemente trifft Licht auf die Harzoberfläche und nur dort härtet das Material aus. Neben der kostensenkenden Verwendung von Videoprojektoren, die ohne nennenswerte Modifikationen aus der Unterhaltungselektronik übernommen werden können, ermöglicht dieses Verfahren auch höhere Baugeschwindigkeiten, da immer eine ganze Schicht flächig belichtet werden kann.

3.) Mechanische Eigenschaften – Modellierung und Experiment

Die mechanischen Eigenschaften von zellularen Strukturen unterscheiden sich grundlegend von konventionellen Materialien wie z.B. Metallen oder Keramiken, und sind somit nicht mittels herkömmlicher Werkstoffmodelle beschreibbar. Durch den hochporösen Aufbau ist das Verhalten nicht nur vom Baumaterial bestimmt sondern überwiegend durch die strukturelle Architektur. Die meisten zellularen Strukturen, egal ob natürliche oder technische, weisen richtungsabhängige mechanische Eigenschaften auf.

Ziel der mathematischen Modellierung der Eigenschaften von zellularen Strukturen ist es die Zusammenhänge zwischen dem strukturellem Aufbau und den sich daraus ergebenden Eigenschaften abzuleiten. Derartige Betrachtungen ermöglichen auch ein besseres Verständnis biologischer Strukturen, welche gemeinhin als optimiert betrachtet werden. Andererseits liegt in der Modellierung und Simulation auch der Schlüssel zur Verbesserung technischer zellulärer Werkstoffe. Damit lässt sich ihre innere Architektur so gestalten, dass ein gegebenes Beanspruchungsprofil ertragen wird und gleichzeitig die Struktur möglichst leicht ist.

Derartige Studien lassen sich am besten mit unterschiedlichen generischen Strukturen durchführen, deren innere Architektur so gewählt wird, dass bei der Deformation verschiedene Mechanismen aktiv sind. Mit Hilfe von Finite Elemente Modellen kann das Verhalten dieser Strukturen berechnet werden^{4,5}. Betrachtet man zunächst die Steifigkeit von Strukturen, die unterschiedlichen Aufbau aber gleiches Gewicht haben, so erhält man eine große Variation der vorhergesagten Eigenschaften. Einerseits weist jede Struktur für sich eine charakteristische Richtungsabhängigkeit der Elastizitätsmoduli auf die verschieden stark ausgeprägt ist. Andererseits zeigt der Vergleich der Strukturen untereinander beträchtliche Variationen der Steifigkeit. Ändert man nun bei allen Strukturen systematisch und in gleichem Maße die Dichte, d.h. das Volumen des Grundmaterials, so lässt sich ein exponentieller Zusammenhang zwischen der Steifigkeit und der Dichte erkennen. Der Exponent der Dichte liegt zwischen Eins und Drei, wiederum abhängig von der Struktur sowie der betrachteten Richtung, und kann hinsichtlich der aktiven Deformationsmechanismen interpretiert werden.

⁴ M.H. Luxner, Modeling and simulation of highly porous open cell structures – elasto-plasticity and localization versus disorder and defects, *Dissertation*, TU Wien, 2006.

⁵ M.H. Luxner, J. Stampfl, H.E. Pettermann, Numerical simulations of 3D open cell structures - Influence of structural irregularities on elasto-plasticity and deformation localization, *International Journal of Solids and Structures*. In Druck, 2006.

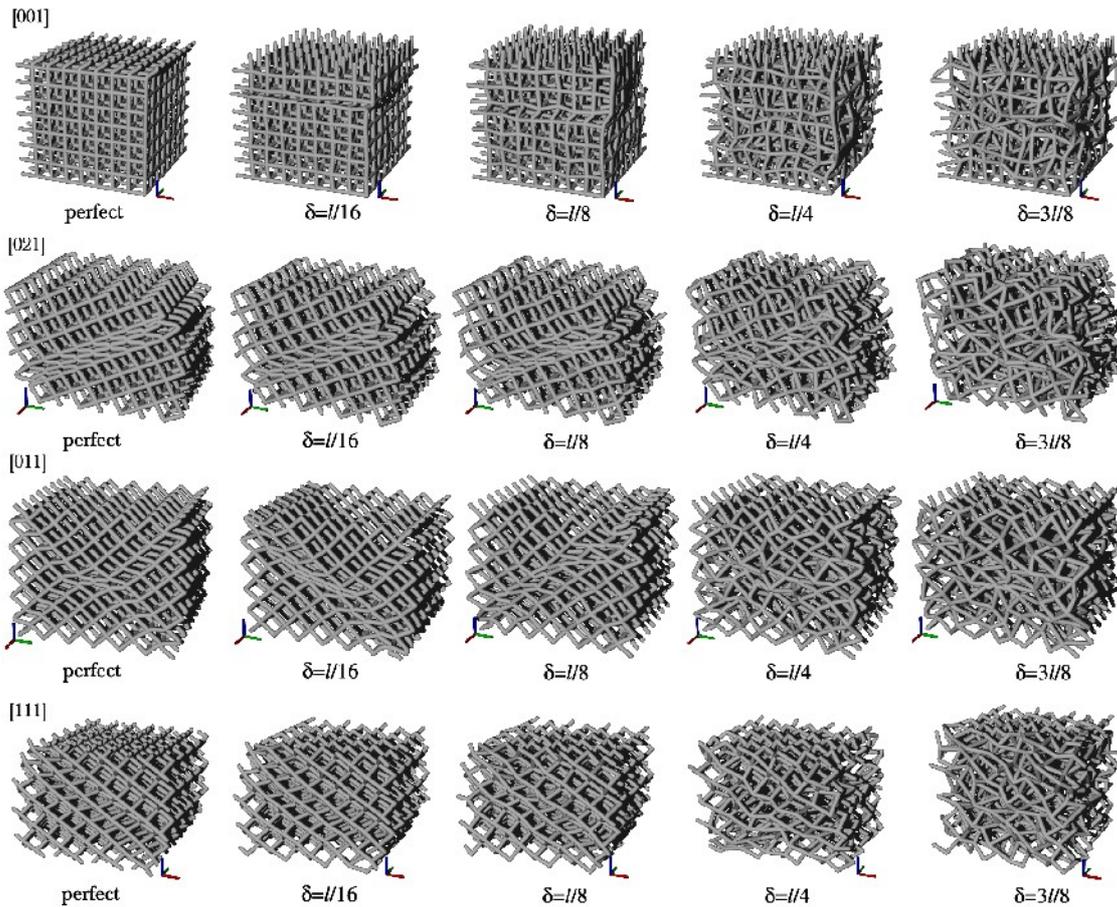


Abbildung 3: Rechnerische Vorhersage des Deformationsverhaltens verschieden orientierter Strukturen bei zunehmendem Grad an Unordnung⁵.

Wird die Belastung auf die Strukturen gesteigert, erreicht man den Bereich des nicht-linearen Werkstoffverhaltens. Neben Plastizität und nicht-linearer Elastizität ist bei zellularen Strukturen vor allem lokaler Stabilitätsverlust der wichtigste Effekt. Das heißt, die Zellwände beginnen zu Beulen oder zu Knicken, was lokal zu einer drastischen Verringerung der Belastbarkeit führt. Sind die benachbarten Zellwände nun nicht in der Lage, die zusätzliche Last zu ertragen, so geben diese auch nach. In der Folge kommt es zur schlagartigen Ausbreitung des Versagens und zum katastrophalen Einbruch einer ganzen Ebene der zellularen Struktur. Ebenso wie bei den elastischen Eigenschaften kann auch hier mittels Simulation die Abhängigkeit des Verhaltens von der Belastungsrichtung und der inneren Architektur gezeigt und vorhergesagt werden.

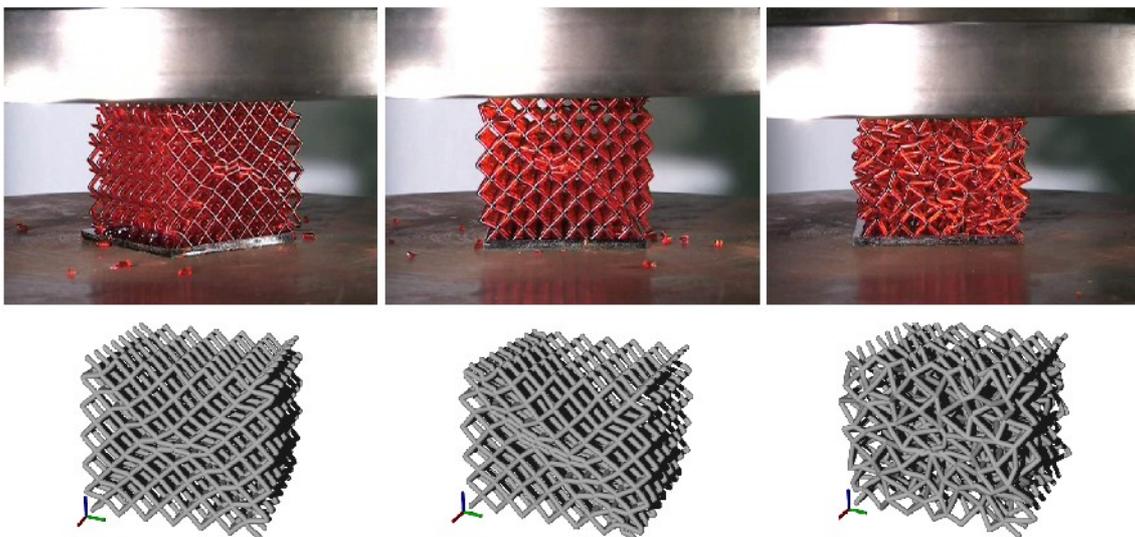


Abbildung 4: Vergleich des Deformationsverhaltens im Experiment (oben) und in der numerischen Simulation (unten).

Die meisten biologischen zellularen Strukturen zeigen einen gewissen Grad an Unordnung in ihrer inneren Architektur. Auch dieser Effekt wird untersucht, indem die regelmäßigen generischen Strukturen mit gezielten statistischen Abweichungen versehen werden, Abbildung 3. Mit zunehmender Unordnung nehmen zwar die Maximalwerte der Eigenschaften in bestimmten Richtungen ab, generell ergibt sich aber ein ausgewogeneres Eigenschaftsprofil. Im Besonderen ist die Neigung zu katastrophalem Versagen einer Schicht deutlich verringert, und ebenso ist die Empfindlichkeit hinsichtlich vorhandener Defekte abgeschwächt.

Zusätzlich zu den Berechnungen werden auch Experimente durchgeführt, um die numerischen Modelle sowie die Treffsicherheit deren Vorhersagen zu verifizieren. Sowohl hinsichtlich der Steifigkeits- und Festigkeitswerte als auch hinsichtlich der auftretenden Versagensmechanismen (siehe Abbildung 4) gibt es eine gute Übereinstimmung zwischen Modellierung und Experiment.

4.) Anwendungen

Das mögliche Anwendungsfeld für mit RP hergestellten zellularen Strukturen wird vor allem von zwei Parametern bestimmt:

- Die Herstellung der Bauteile muss zu Preisen möglich sein, die in der Kostenstruktur der angedachten Anwendung gedeckt sind.
- Für den jeweiligen Anwendungsfall müssen geeignete Photopolymere vorhanden sein, welche die geforderten funktionellen und mechanischen Eigenschaften gewährleisten.

Da die Baugeschwindigkeiten kommerzieller RP-Systeme noch relativ niedrig sind (typischerweise können pro Stunde 10-20mm Bauteilhöhe gebaut werden), sind die Kosten für die Herstellung zellulärer Strukturen mit RP im Vergleich zu konventionell geschäumten Werkstoffen hoch. Lässt man eine Struktur, wie sie in Abbildung 2 (d) gezeigt ist, bei einem RP-Dienstleister herstellen, ist mit Kosten zwischen €50 und €100 zu rechnen. Erste kommerzielle Anwendungen in diesem Bereich entstehen aus diesem Grund in der Medizintechnik, wo komplexe, spezifisch auf den Patienten angepasste Bauteilgeometrien in geringen Stückzahlen gefordert sind. So sind zellulare, mit RP hergestellte Wirbelsatzkörper aus Titan verfügbar, die bereits klinisch eingesetzt werden. Durch die Entwicklung neuartiger, funktioneller Materialien, die mit RP verarbeitet werden können^{6,7} wird die Herstellung künstlicher Knochenersatzwerkstoffe möglich. Dabei wird ein mit Hilfe von RP hergestelltes Gerüst mit Knochenzellen besiedelt. Diese Knochenzellen bilden körpereigenes Knochengewebe und bauen gleichzeitig das künstliche Gerüst ab. Nach einem Zeitraum von mehreren Wochen oder Monaten ist dieser Vorgang abgeschlossen und es liegt ein ‚Ersatzknochen‘ mit definierter Geometrie und ausgezeichneter Körperverträglichkeit vor.

5.) Zusammenfassung

Rapid Prototyping bietet einen technologischen Zugang, um die faszinierende Vielfalt natürlicher zellulärer Werkstoffe systematisch untersuchen zu können. In Kombination mit numerischen Modellen kann ein vertieftes Verständnis der mechanischen Eigenschaften solcher Materialien erreicht werden. Neue industrielle Anwendungen entwickeln sich vor allem im Bereich patientenspezifischer Implantate, wo die Vorteile schichtbasierter Fertigungsverfahren am ehesten zur Geltung kommen. Vorteile gegenüber traditionellen Fertigungsverfahren bieten RP-Methoden vor allem bei der Herstellung komplexer Bauteile, die in geringen Stückzahlen hergestellt werden. Ziel weiterer Forschungen muss vor allem die Entwicklung neuer RP-Werkstoffe mit verbesserten funktionellen und strukturellen Eigenschaften sein.

⁶ M.Schuster, R. Inführ, C. Turecek, J. Stampfl, F. Varga, R. Liska, Photopolymers for Rapid Prototyping of soluble mold Materials and molding of cellular Biomaterials, *Monatshefte für Chemie*, 137, 843-853 (2006)

⁷ I. Manjubala, A. Woesz, C. Pilz, M. Rumpler, N. Fratzl-Zelman, P. Roschger, J. Stampfl, P. Fratzl, Biomimetic mineral-organic composite scaffolds with controlled internal architecture, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 16 (2005) 1111-1119

Lebensläufe der Autoren

Stampfl, Jürgen, ao.Univ.Prof. Dr.

Jürgen Stampfl wurde 1967 in Dornbirn, geboren. Von 1987-1993 studierte er Technische Physik an der TU Graz und schloss 1993 das Studium mit dem Titel Dipl.-Ing. ab. Anschließend an einen Forschungsaufenthalt an der Universität Nantes (Frankreich) arbeitete er von 1994-1996 als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Erich Schmid Institut für Materialphysik in Leoben. Nach dem Abschluss des Doktoratsstudiums für Werkstoffwissenschaften an der Montanuniversität Leoben im Jahre 1996 wechselte er an das Rapid Prototyping Lab der Universität Stanford, wo er von 1997-2000 als Postdoc und Research Associate tätig war. Nach seiner Rückkehr nach Österreich war er als Wissenschaftler am Forschungszentrum Seibersdorf angestellt und seit 2001 als Universitätsassistent am Institut für Werkstoffwissenschaft und Werkstofftechnologie der Technischen Universität Wien. 2004 habilitierte er sich auf dem Gebiet Werkstoffwissenschaften und seit 2005 ist er außerordentlicher Professor an der TU Wien. Seine Expertise liegt auf dem Gebiet innovativer Formgebungsverfahren (Rapid Prototyping) und der Werkstoffprüfung.

Luxner, Mathias H., Dipl.-Ing. Dr.techn.

Mathias H. Luxner, geboren 1975 in Zams, studierte von 1994 bis 2003 Maschinenbau an der TU Wien und schloss 2003 mit dem Titel Dipl.-Ing. ab. Von 2003 bis 2006 war er am Institut für Leichtbau und Struktur-Biomechanik der TU-Wien als Forschungsassistent tätig. Während dieser Zeit absolvierte er das Doktoratsstudium für Maschinenbau und beschäftigte sich intensiv mit der numerischen Simulation von zellularen Strukturen. Seit Juli 2006 ist er im Bereich Forschung und Entwicklung selbständig.

Pettermann, Heinz E., Univ.-Doz. Dipl.-Ing. Dr.

Heinz E. Pettermann wurde 1964 in Wien geboren, studierte Maschinenbau an der Technischen Universität Wien und schloss das Diplomstudium 1993 mit den Schwerpunkten Biomedizinische Technik und Numerische Ingenieursmethoden ab. Das anschließende Doktoratsstudium an der selben Fakultät hat er im Rahmen seiner Anstellung als Vertragsassistent am Institut für Leichtbau und Flugzeugbau (nunmehr: Institut für Leichtbau und Struktur-Biomechanik) durchgeführt. Seine Dissertation fällt in das Fachgebiet „Mikromechanik der Werkstoffe“, die Promotion erfolgte 1997. Im Anschluss hat er ein Jahr als Post-Doc am Massachusetts Institute of Technology geforscht. Nach seiner Rückkehr nach Österreich war er von 1998 bis 2001 in den Austrian Research Centers Seibersdorf, Bereich Werkstofftechnik, tätig. 2001 wechselte er zurück an die Technische Universität Wien, Institut für Leichtbau und Struktur-Biomechanik, wo er sich 2003 auf dem Gebiet der Werkstoffmechanik habilitiert hat. Seine Expertise ist der „Modellierung und Simulation von Strukturen und Werkstoffen“ zuzuordnen.