

Untersuchung nachgiebiger Strukturen zur Steifigkeitsanpassung von Wirbelkörperimplantaten

Norbert Babel¹⁾, Ulrike Schwanke²⁾, Roland Mastel³⁾
Jakob Ehmann²⁾, Simon Hütter²⁾, Ferdinand Zickner²⁾,

¹⁾ Hochschule Landshut, Germany; ²⁾ Hochschule Esslingen, Germany;

³⁾ Hochschule Esslingen, Laborleiter des Labors für Konstruktion und Simulation, Germany

Summary

Background of the study is the development of spinal implants adapted to the vertebral body with an individual rigidity to eliminate the possible complications sinking and secondary dislocation such as with standard implants. Medical CT data can be used already for the individual implant production in two ways: First the implant can be shaped by the geometry information and secondly the bone mineral density and their distribution in order to estimate the vertebral stiffness. But how can such a custom stiffness be realized with the current standard material for titanium implants?

For this purpose structures based on the lightweight flexible unit cell structures were designed and calculated by using ANSYS. Using a rapid prototyping system (Fused Deposition Modelling) these structures were produced on the basis of plastic (ABS plus) and were tested and compared with the simulation results. Subsequently the most appropriate structure, based on the compliance and manufacturing with the selective-laser-melting-method, was composed of beam elements in ANSYS and was checked simlultively by using values, which roughly follows values of an instrumented spinal implant measured at the Charité-Hospital in Berlin.

As a result of this development in the individual prosthesis could be shown that the surface pressure can be reduced significantly by morphological adaptation, ingrowth by the textured surfaces supported in the interface area between the implant and vertebral body positively, a line of the power flows through the more sustainable vertebral edge regions, especially in low bone, is possible, and thereby a reduction or elimination of revision surgeries is to be expected.

Keywords

Individual Prosthetics; Flexible Unit Cell Structures; Rapid Prototyping; ANSYS; Spinal Implants

1.0 Einleitung

1.1 Probleme mit Standardwirbelkörperimplantaten

Hintergrund der Untersuchung ist die Entwicklung von individualisierten Wirbelkörperimplantaten mit einer dem Wirbelkörper angepassten, individuellen Steifigkeit, um die mit Standardimplantaten möglichen Komplikationen wie das Einsinken und die Sekundärdisklokation (Wandern oder Verkippen von Implantaten nach dem Einbringen) zu eliminieren.

2.0 Material und Methoden:

In Anlehnung an die Leichtbauweise wurden nachgiebige Elementarzellstrukturen entwickelt und mit ANSYS berechnet. Mit Hilfe des Rapid Prototyping Verfahrens Fused Deposition Modelling (FDM) wurden diese Elementarzellstrukturen auf Kunststoffbasis (ABS plus) mit einem 3D-Drucker vom Typ Dimension Elite der Firma Stratasys, USA, produziert, getestet und mit den Simulationsergebnissen einer Finite Elemente Analyse verglichen. Die dabei gefundene, geeignetste Elementarzellstruktur wurde, bezogen auf die Nachgiebigkeit und die Fertigungsmöglichkeiten mit der Selectiv Laser Melting Methode (SLM), ausgewählt und im Verbund aus Balkenelementen in ANSYS aufgebaut und simulativ, unter Anlehnung an die von der Charité-Universitätsmedizin in Berlin gemessenen Werte eines instrumentierten Wirbelkörperimplantats, belastet. Unter Berücksichtigung der dabei gewonnenen Ergebnisse sowie den Fertigungsrandbedingungen für den SLM-Prozess wurden die Strukturquerschnitte für die gewählte Elementarzellstruktur festgelegt.

2.1 Entwicklung von nachgiebigen Strukturen

2.1.1 Steifigkeitssimulation von selbstentwickelten, nachgiebigen Strukturen

Insgesamt wurden mehr als 30 Elementarzellstrukturen mit Ausnahme von Struktur Nr. 8 von Gibson und Ashby [14] und Nr. 9 von Fa. C.F.K. [9] selbst entwickelt [5, 12]. Diese wurden auf ihre Steifigkeit, sowohl in der Simulation mit ANSYS als auch in realen Versuchen mit Hilfe einer Universalprüfmaschine der Firma Zwick vom Typ 1445-02 10 kN, untersucht. Eine Auswahl der untersuchten Zellstrukturen sind im Bild (Fig. 1) dargestellt, wobei für die Elementarzellabmessungen ein Quader mit einer Kantenlänge von 25 mm und einem Verbindungsstegdurchmesser von 5 mm gewählt wurde [12].

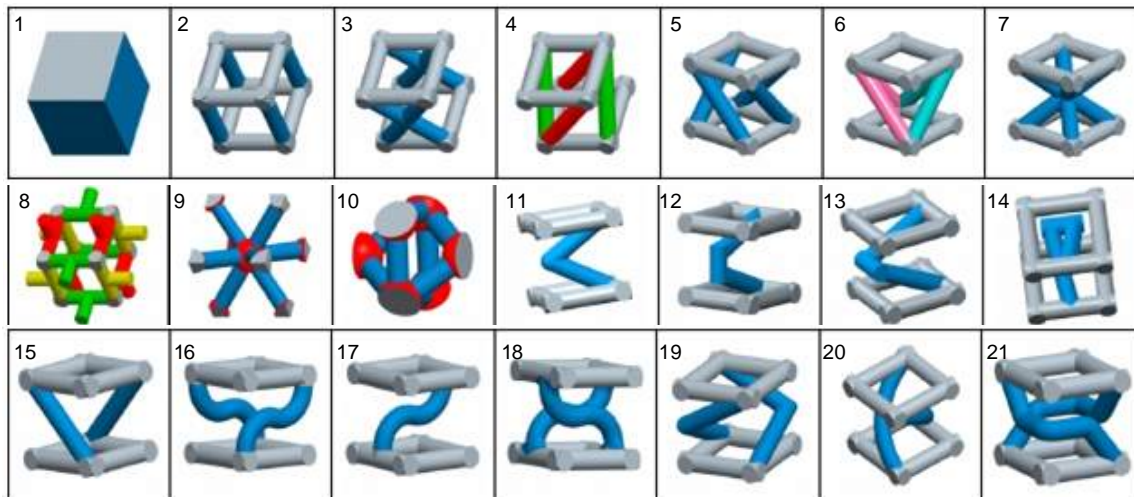


Fig. 1: Eine Auswahl der untersuchten Elementarzellstrukturen

Für die Simulationsuntersuchungen zur Bestimmung der Elementarzellensteifigkeit mit ANSYS Version 14.0 wurden zunächst die Werkstoffkennwerte des verwendeten Werkstoffes ABS plus in allen drei Raumrichtungen an jeweils drei Zug- und Druckproben im linear elastischen Bereich durchgeführt. Dafür wurden Probekörper für Zugproben nach DIN 50125 (Flachprobe) und

Druckproben in Würfelform (Abmessung: 25 x 25 x 25 mm) in den drei Raumrichtungen ebenfalls mit dem Rapid Prototyping Verfahren FDM hergestellt [12].

In den durchgeführten Versuchen wurde zunächst die Gesamt- oder Systemsteifigkeit, bestehend aus Maschinen- und Probensteifigkeit aufgrund der Reihenschaltung von Probe und Maschine, für jede Raumrichtung ermittelt und auf die Probensteifigkeit umgerechnet. Die Auswertung der Versuchsergebnisse sämtlicher Proben einer Richtung (jeweils drei Proben pro Raumrichtung) geschah mit Hilfe der Methode der kleinsten Fehlerquadrate. Die dabei berechnete Steigung der Ausgleichsgeraden entspricht der Gesamtsteifigkeit und berechnet sich nach der Formel:

$$k_{ges} = \frac{\sum (s_i - \bar{s}) \times (F_i - \bar{F})}{\sum (s_i - \bar{s})^2}$$

wobei $\bar{s} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n s_i$ gilt und s der Dehnung sowie F der Kraft im Kraft-Weg-Diagramm entspricht.

Für die richtungsabhängige Probensteifigkeit ergibt sich infolge der Reihenschaltung $k_x = k_{Maschine} \times k_{ges-x} / (k_{Maschine} + k_{ges-x})$ woraus sich wiederum der Elastizitätsmodul für diese Richtung (und entsprechend für die beiden anderen Raumrichtungen) aus $E_x = L_x / A \times k_x$ berechnen lässt [12].

Da die Versuche zur Ermittlung der Steifigkeit der Elementarzellstrukturen in der Prüfmaschine durch Druckbelastung durchgeführt wurden, wurden die für die Simulation verwendeten Werkstoffkennwerte aus den Ergebnissen dieser Druckversuche abgeleitet. Bei den Versuchen stellte sich heraus, dass sich der verwendete Werkstoff transversal-isotrop verhält. Dabei unterscheiden Dalstra et al. [10] beim transversal-isotropen Werkstoffverhalten nochmals zwischen gestreckt (oblately $E_x = E_y > E_z$) und abgeplattet (prolately $E_z > E_x = E_y$). Um die Werkstoffkennwerte eines transversal-isotropen Materials ermitteln zu können, benötigt man mindestens fünf voneinander unabhängige Werte (z. B. E_x und E_y , G_{xz} und G_{yz} , sowie eine Querkontraktionszahl). Da diese Versuche sehr aufwendig wären, wurde vereinfachend die Querkontraktionszahl aus der Literatur [13] für alle drei Raumrichtungen als konstant mit $\nu_{xy} = \nu_{xz} = \nu_{yz} = 0,4$ angenommen. Die Schubmoduli berechnen sich dann mit dieser Näherung aus einer Mittelwertbildung der E-Moduli in zwei Richtungen gemäß dem Ansatz zum Beispiel für $G_{xz} = ((E_x + E_y) / 2) / (2 \cdot (1 + \nu_{xz}))$.

Die Versuchsergebnisse sowie die daraus für die FEM-Simulationen abgeleiteten Werte sind in der Abbildung Fig. 2 dargestellt [12].

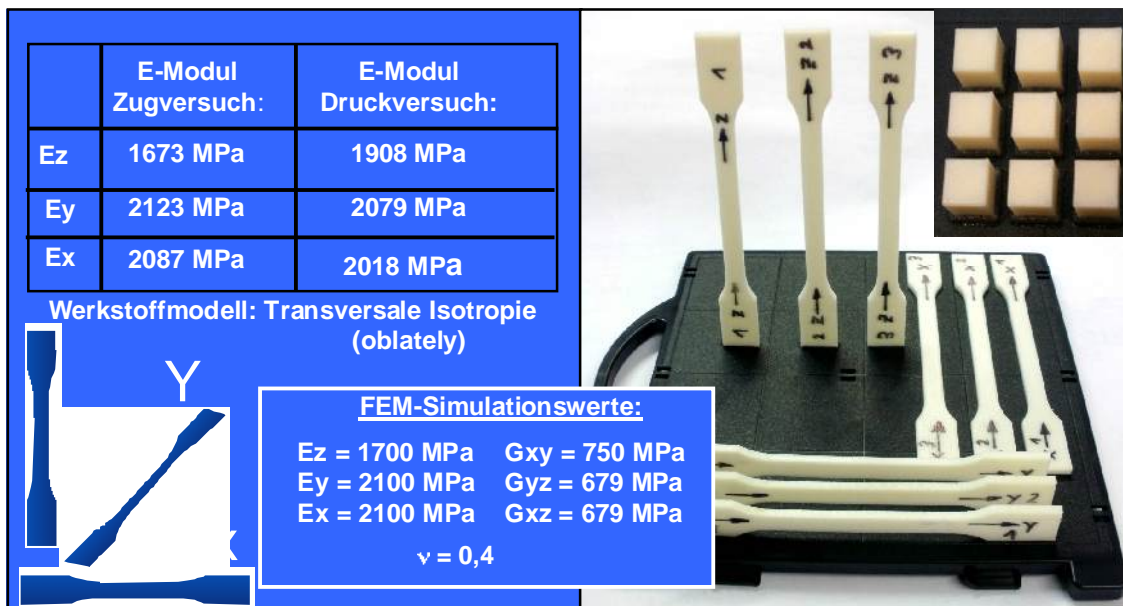


Fig. 2: Versuchswerte, verwendetes Werkstoffmodell, Simulationswerte sowie Zug- Druckproben auf einer Bauplattform des 3D Druckers [12]

2.1.2 Simulationsrandbedingungen

Zur Ermittlung der Steifigkeit in den Simulationsversuchen wurden die Elementarzellen zwischen zwei sehr steifen Platten (Isotropes Werkstoffverhalten mit $E = 10^9$ MPa, $\nu = 0,5$) positioniert, wobei die Platten in X- und Y-Richtung und die untere Platte zusätzlich in Z-Richtung reibungsfrei gelagert wurden. Anschließend wurde die obere Platte um 0,1 mm in negative Z-Richtung verschoben und die dabei auftretende Kraftreaktion vom Programm bestimmt. Die Elementarzellensteifigkeit errechnet sich danach mit der Formel $K = F / s$. Für die Definition der Simulationsrandbedingung bezüglich der Kontaktstelle zwischen der Elementarzelle und den Platten wurden die in Fig. 3 dargestellten Vorversuche durchgeführt und mit den im Druckversuch auf der Prüfmaschine gewonnenen Ergebnissen verglichen. Bei den mit einem Vollwürfel und verschiedenen Reibungswerten ($\mu = 0 - 0,5$) durchgeführten Vorversuche zeigte sich, dass bezüglich des Einflusses der Reibung in der Auflage mit $\mu = 0,03$ die im Versuch in der Prüfmaschine ermittelten Werte am Vollwürfel am besten erreicht wurden, weshalb dieser Wert den nachfolgenden Simulationen mit den verschiedenen Elementarzellenstrukturen zugrundegelegt wurde (die Berührflächen in der Prüfmaschine wurden mit Silikonöl benetzt, um den Reibungseinfluß zu minimieren) [12].



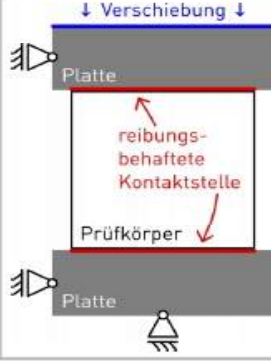

| FEM-Berechnung | | | Versuch |
|--|--|---|---|
| Fixierte Lagerung | Reibungsfreie Lagerung | Reibungsbehaftet mit Kontaktstelle | |
|  |  |  |  |
| Steifigkeit in N/mm | | | Versuchsergebnis: 40381 N/mm Theoretischer Wert: $K = E \cdot A / h$ $K = 42500$ N/mm |
| 44 411 | 41 825 | 39 380 | |
| Abweichung vom Versuch | | | |
| 9,1 % | 3,5 % | -2,5 % | |

Fig. 3: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Vorversuche zur Ermittlung der Simulationsrandbedingungen [12]

2.1.3 Vergleich von Versuch und Simulation und Auswahl der geeigneten Elementarzellenstruktur

Eine Gegenüberstellung der Ergebnisse von Versuch und Simulation ist im Bild (Fig. 4) dargestellt. Die Steifigkeitsabweichungen liegen je nach Struktur zwischen 2,5 und maximal 38,5 %. Die zum Teil starken Abweichungen (die Steifigkeitsabweichungen von sechs der dargestellten Elementarzellen liegt über 20 %) haben ihre Ursache in den sich strukturspezifisch jeweils unterschiedlich auswirkenden, richtungsabhängigen Werkstoffkennwerten und Reibungsverhältnissen bei den Versuchen in der Prüfmaschine.

Um eine Elementarzellenstruktur auf eine morphologisch unregelmäßige Oberfläche, wie dies bei einer Wirbelkörperendplatte der Fall ist, für den SLM-Prozess programmtechnisch mit der Software AutoFab [1] einrechnen zu können, müssen zwei Bedingungen eingehalten werden. Erstens, die Elementarzellengeometrie muss symmetrisch sein und zweitens die Kontaktflächen zwischen den Zellen müssen eine, in Abhängigkeit von der beim SLM-Prozess verwendeten Korngröße (zw. 7 – 45 μm) entsprechende Größe besitzen [9, 5]. Dabei zeigte sich, dass die Struktur Nr. 9 als Kompromiss zwischen angepasster Steifigkeit und den vorhandenen Fertigungsmöglichkeiten am geeignetsten ist [5, 9].

Weitere Randbedingungen für einen sicheren SLM-Herstellungsprozess der Elementarzellenstruktur mit dem Werkstoff Reintitan sind die Mindestabmessungen einer Elementarzelle mit einer Kantenlänge von $L = 1,5$ mm, einem Stabdurchmesser von 0,25 mm und einem Knotenpunktdurchmesser von 0,5 mm [9].

| | | | | | | | |
|-------------------|-------|------|-------|------|-----------|-------|------|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
| Simulation [N/mm] | 39380 | 5493 | 2120 | 589 | 565 | 827 | 1434 |
| Versuch [N/mm] | 40381 | 5323 | 2537 | 495 | 519 | 1149 | 1554 |
| Abweichung [%] | -2,5 | -3,2 | -16,4 | 19,0 | 8,9 | -28,0 | -7,7 |
| | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 |
| Simulation [N/mm] | 584 | 217 | 936 | 44 | 20 | 15 | 18 |
| Versuch [N/mm] | 467 | 174 | 864 | 32 | gebrochen | 11 | 13 |
| Abweichung [%] | 25,1 | 24,7 | 8,3 | 37,5 | ----- | 36,4 | 38,5 |

Fig. 4: Gegenüberstellung der Ergebnisse von Versuch und Simulation (in Anlehnung an [12])

2.2 Weitergehende Untersuchungen

Unter Zugrundelegung der oben genannten Elementarzellenstruktur und den Abmessungen wurde in ANSYS eine Balkenstruktur erzeugt, die in Form und Größe einer idealisierten, ovalen Wirbelkörperendplattenfläche [5, 11, 17, 19] im Lendenwirbelbereich mit 1400 mm^2 entspricht [5, 16, 20], bestehend aus drei Schichtstrukturen mit einer Gesamthöhe von 4,5 mm (Fig. 5).

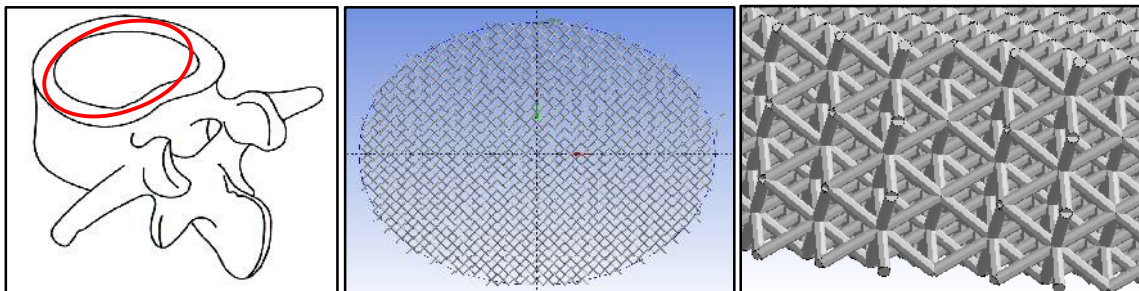


Fig. 5: Ovale Modell, aufgebaut als Balkenmodell aus drei Schichten der Elementarzellenstruktur Nr. 9.

Als Werte für die zugrundezulegenden Belastungen wurden die von der Charité-Universitätsmedizin in Berlin [8] an einem instrumentierten Lendenwirbelimplantat maximal gemessenen Werte multipliziert mit entsprechenden Sicherheitsbeiwerten verwendet [5] (Fig. 6).

| Belastungskomponenten | Fx [N] | Fy [N] | Fz [N] | Mx [Nm] | My [Nm] | Mz [Nm] |
|----------------------------|-------------------------------|------------------|-----------------|------------------|--------------------|----------------------|
| | Richtung anterior / posterior | Richtung lateral | Richtung caudal | Neigung seitlich | Beugung nach vorne | Drehung um den Rumpf |
| Gemessene Maximalwerte | 164,5 | 153,7 | -698,13 | 4,01 | 5,18 | -1,84 |
| Trägheitsfaktor | 2 | 2 | 2 | --- | --- | --- |
| Sicherheit | 3 | 3 | 3 | 3 | 3 | 3 |
| Gesamtsicherheitsbeiwert | 6 | 6 | 6 | 3 | 3 | 3 |
| Auslegungswerte (gerundet) | 1000 | 1000 | - 4200 | 12 | 16 | -6 |

Fig. 6: Kräfte und Momente für die Auslegung der Strukturquerschnitte der gewählten Elementarzelle im Verbund [5]

Als Simulationsrandbedingungen wurden alle caudalen Knoten mit einer Festlagerung versehen, während die cranialen, in verschiedenen Kombinationen mit den in Fig. 6 dargestellten Werten belastet wurden. Mit der in ANSYS vorhandene Funktion der „externen Verschiebung“ ist es möglich Momentenbelastungen so in ein Modell einzubringen, dass die cranialen Knoten im Verhältnis ihres Abstandes von der neutralen Achse eine entsprechend proportionale Verschiebung erfahren. Eine Auswahl an auftretenden Spannungsverteilungen in verschiedenen Kombinationen sind in den Abbildungen Fig. 7 – 10 dargestellt.

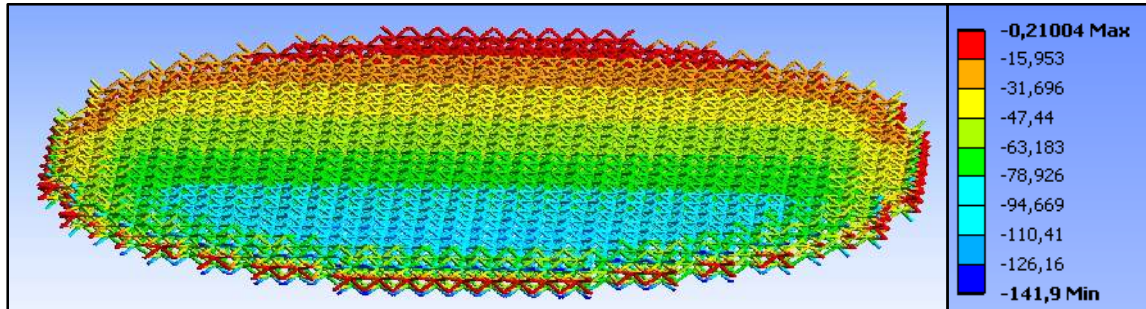


Fig. 7: Normalspannungen in MPa bei reiner Druckbelastung (4200 N) kombiniert mit Flexionsbelastung (16 Nm)

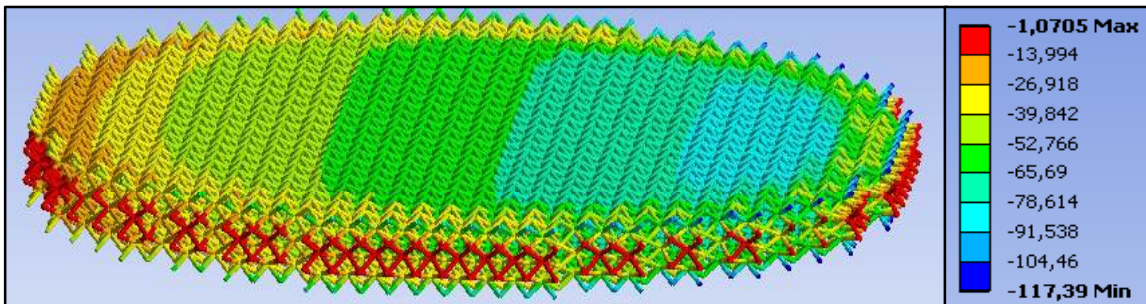


Fig. 8: Normalspannungen in MPa bei Druckbelastung (4200 N) kombiniert mit Seitneigung (12 Nm)

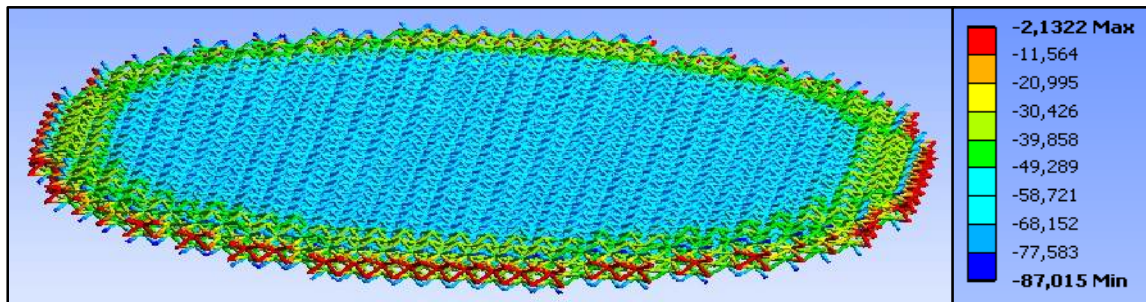


Fig. 9: Normalspannungen in MPa bei Druckbelastung (4200 N) kombiniert mit Torsionsbelastung (6 Nm)

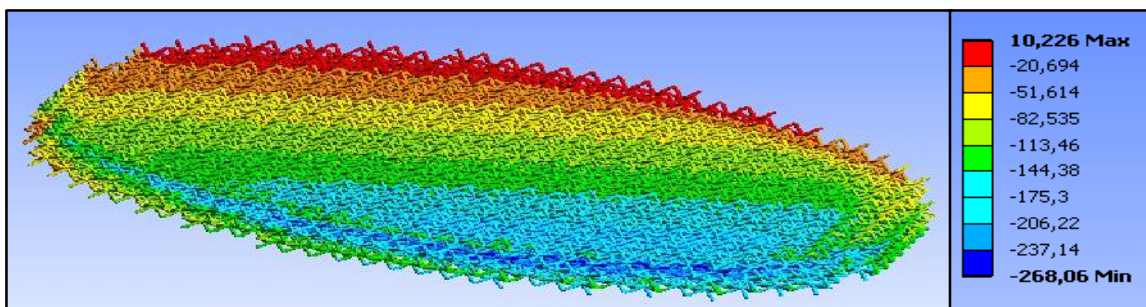


Fig. 10: Minimale Spannungen in MPa bei gleichzeitiger Wirkung aller Belastungen aus Fig. 6

3.0 Zusammenfassung

Ziel der Untersuchung war es, nachgiebige Elementarzellstrukturen zu entwickeln und diese zur Optimierung der Steifigkeit von Wirbelkörperimplantaten zugrundezulegen. Dafür wurde zunächst die Steifigkeit der entwickelten Elementarzellstrukturen mit ANSYS berechnet, sowie diese Strukturen mit einem Rapid Prototyping Verfahren hergestellt, um die Versuchsergebnisse mit den Berechnungen zu vergleichen. Ausgewählt wurde die Struktur Nr. 9 (Fig. 4), da diese sich als Kompromiss zwischen angepasster Steifigkeit und den Fertigungsmöglichkeiten mit der Selective Laser Melting Methode am geeignetsten erwies. Für einen sicheren SLM-Herstellungsprozess dieser Elementarzellenstruktur aus dem Werkstoff Reintitan sind die, unter Anlehnung an die von der Charité Unversitätsmedizin in Berlin ermittelten maximal auftretenden Belastungen [8], herstellbaren Mindestabmessungen einer Elementarzelle im Verbund überprüft worden. Die Auswertung der FEM-Simulationsergebnisse zeigte, dass die dabei auftretenden, maximalen Spannungen (siehe Fig. 10 mit 268 MPa) von dem Werkstoff Reintitan ($R_{p\ 0,2} = 750\text{ MPa}$) gut ertragbar sind [5], wobei das gleichzeitige Auftreten aller Belastungen sehr unwahrscheinlich ist. Da die Sicherheitsbeiwerte bei den Belastungen schon berücksichtigt sind (siehe Fig. 6), können die Querschnitte als ausreichend dimensioniert betrachtet werden, so dass ein Versagen der aus dieser Elementarzellenstruktur aufgebauten Schichten nicht zu erwarten ist. Wäre es fertigungstechnisch möglich, so könnten die Querschnitte noch weiter verringert und dadurch die Nachgiebigkeit weiter gesteigert werden.

Abschließende Versuche in einer Prüfmaschine mit einem Probekörper, hergestellt mit dem SLM-Verfahren aus Reintitan entsprechend dem ovalen Simulationsmodell, müssen noch durchgeführt werden, um die FEM-Simulationsergebnisse zu bestätigen. Ebenso müssen noch umfangreiche Dauerfestigkeitsversuche erfolgen.

3.1 Ergebnisse der Gesamtentwicklung

Medizinische CT-Daten können für die individuelle Implantaterzeugung heute schon auf zweifache Weise genutzt werden: Zum Einen die Geometrieinformationen, mit der sich die Implantatform angepasst konstruieren und zum Anderen die Knochenmineraldichte und deren Verteilung zur Abschätzung der Wirbelkörpersteifigkeit [2, 3, 4, 5, 6].

Durch Vergrößerung der Implantatendplattenflächen mittels einer morphologisch individuellen Anpassung an die angrenzenden Wirbelkörperendplatten (durchschnittliche Endplattenfläche im Lendenwirbelbereich 1400 mm^2 [8, 15, 18]) kann die Flächenpressung um einen Faktor von ca. 2,8, bezogen auf ein Implantat von Ulrich Medical (Obelisk mit einer Auflagefläche von 495 mm^2), verringert werden. Gleichzeitig ist durch die individuelle Anpassung an den Epiphysenring des benachbarten Wirbelkörpers die Leitung des Kraftflusses über die tragfähigeren Wirbelrandbereiche möglich [4, 5].

Durch das Aufbringen von strukturierten Schichten auf den Endplatten verbessert sich das Einwachsverhalten in Kombination mit einer leichten, lokalen Nachgiebigkeit (Fig. 11 und Fig. 12) und durch die räumliche Einstellbarkeit des Endplattenwinkels, z. B. durch eine Kugelgelenkverbindung der Endplatte sowie die morphologische Anpassung, wird eine gleichmäßige Lastübertragung und Eliminierung des Stress-Shieldings erreicht [4, 5].

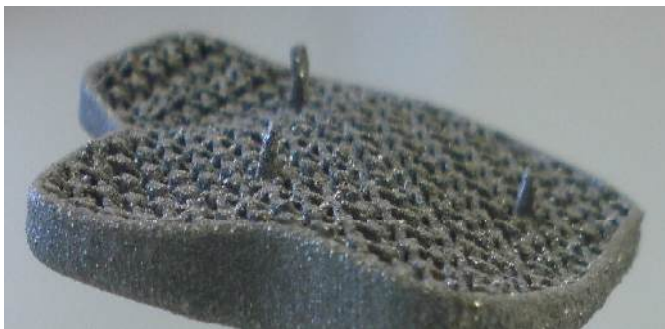


Fig. 11: Strukturierte Schichten auf den Endplatten mit Spikes [5]

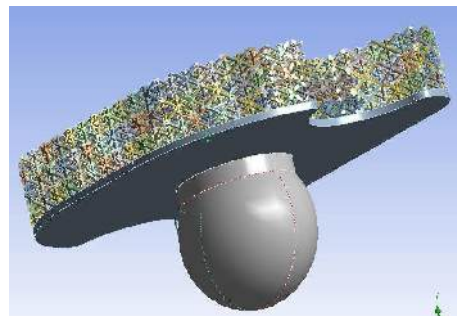


Fig. 12: Konstruktive Realisierung zur individuellen Implantatwinkelseinstellung [5]

Die Implantatsteifigkeit kann durch Einbau eines Distanzstückes aus nachgiebigen Strukturen oder Kunststoffen wie PEEK oder PMMA um ca. den Faktor 2,5 verringert werden, wobei durch konstruktive Maßnahmen sicher noch einiges Potential in Bezug auf eine Steifigkeitsoptimierung vorhanden ist. Trotzdem wird sichtbar, dass man von der Wirbelsäulensegmentsteifigkeit (Wirbelkörper zwischen zwei Bandscheiben) [15, 18] noch relativ weit entfernt ist (Fig. 13) [5].

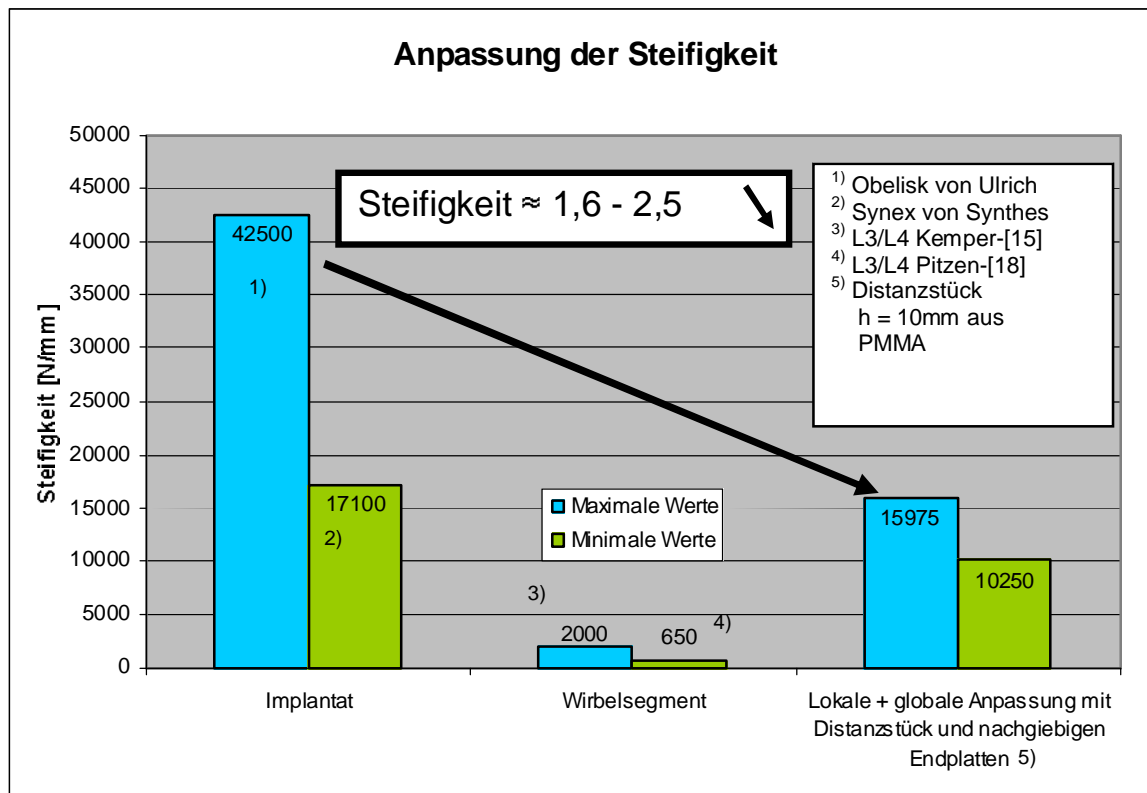


Fig. 13: Anpassung der Implantatsteifigkeit (in Anlehnung an [5]).

Insgesamt kann die dargestellte Entwicklung der Individualprothetik im Wirbelsäulenbereich einen Beitrag leisten, um eine Verringerung oder gänzliche Eliminierung von Revisionsoperationen, insbesondere bei an Osteoporose leidenden Patienten, zu erreichen und damit deren Lebensqualität wesentlich zu verbessern [4, 5, 6].

4.0 References

- [1] AutoFab: MARCAM Engineering GmbH, D-28359 Bremen
- [2] Babel, N: "Development of an Implant with Vertebra Equivalent Stiffness", 16th FEM-Workshop, July 2009
- [3] Babel, N; Kumar, G; Mastel, R; Tarhan, T: „Steifigkeitsuntersuchung von Wirbelkörper mit ANSYS“, Proceedings ANSYS Conference & 28th CADFEM Users' Meeting 2010, November 2010
- [4] Babel, N; Mastel, R: „FEM-basierte Design-Optimierung für Wirbelsäulenimplantate“, Abschlussbericht zum Kooperationsprojekt im Rahmen des Förderprogramms PRO INNO II, Förderkennzeichen: KF 067 65 01 PK 8, 2010
- [5] Babel, N: „Beitrag zur Entwicklung eines Wirbelkörperimplantats unter Einbeziehung der individuellen, vertebralen Endplattenmorphologie und Steifigkeit sowie konstruktiver und fertigungstechnischer Aspekte“, Universität Rostock – Fachgebiet Biomechanik, Dissertation 2012
- [6] Babel, N; Mastel, R; Rauschmann, M; Tarhan, T; Weipert, A; Over, C; Martin, H; Schmitz, K-P: "Development of custom-fabricated vertebral body replacement implants. Philosophy and first experiences on cadaver models", European Spine Journal Vol. 21: 2012, Seite 2400

- [7] Berry, J L; Moran, J M; Berg, W S; Steffee, A D: "A Morphometric Study of Human Lumbar and Selected Thoracic Vertebrae", Spine, Vol. 12 (4), 1987 Page: 362-367
- [8] Bergmann, G (ed.): Charité-Universitätsmedizin Berlin (2008) „OrthoLoad".
Stand: 8.1.2009 from <http://www.OrthoLoad.com>
- [9] C.F.K. CNC-Fertigungstechnik Kriftel GmbH: Dienstleistungszentrum für Erodieren,
65830 Kriftel/Taunus, Germany
- [10] Dalstra M, Huiskes R, Odgaard A, v. Erning L: „Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone" Journal of Biomechanics Vol.26 (4/5), 1993, Seite 523 - 535
- [11] Duan, Y; Seeman, E; Turner, C H: „The Biomechanical Basis of Vertebral Body Fragility in Men and Women", Journal of Bone and Mineral Research, Vol. 16 (12), 2001, Seite 2276 – 2283
- [12] Ehmann J; Hütter, S; Zickner F: "Optimierung von Fachwerkstrukturen", 2012, Projektarbeit im 4. Semester HS-Esslingen,
- [13] Erhard, G: "Konstruieren mit Kunststoffen", Carl Hanser Verlag, München 4. Auflage, 2008
- [14] Gibson L J; Ashby, M F: " Cellular solids – structure and properties",
2nd ed. Cambridge University Press, 1997
- [15] Kemper, A; McNally, C; McNeely, D; Matsuoaka, F; Duma, S: "Compressive Stiffness Properties of lumbar intervertebral discs and the Influence of Strain Rate"
Stand: 17.5.2011 from: <http://www.asbweb.org/conferences/2006/pdfs/163.pdf>
- [16] Mosekilde, Lis; Mosekilde Leif: "Normal Vertebral Body Size and Compressive Strength: Relations to Age and to Vertebral and Iliac Trabecular Bone Compressive Strength.Bone",
Journal of the International Bone and Mineral Society (IBMS); Vol. 7 (3), 1986, Page 207 - 212
- [17] Panjabi, M M; Goel, V; Oxland, T; Takata, K; Duranceau, J; Krag, M; Price, M: "Human Lumbar Vertebrae. Quantitative Three-Dimensional Anatomy", Spine, Vol. 17 (3), 1992 Seite: 299 - 306
- [18] Pitzen, T; Geisler, F H; Matthis, D; Müller-Storz, H; Pedersen, K; Steudel, W-I: "The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: a comparison between an intact an a surgically altered motion segment", European Spine Journal 10 (1), 2001,
Seite 23 - 29
- [19] Silva, M J.; Keaveny, T; Hayes, W C : „Load Sharing Between the Shell and Centrum in the Lumbar Vertebral Body", Spine, Vol. 22 (2), 1997, Seite: 140 - 150
- [20] Werner, H J: „Die nichtinvasive Ermittlung von Steifigkeit und Versagenslast humaner Wirbelkörper", Shaker Verlag Aachen 1996