

Patientenspezifische Optimierung von Schulterimplantaten

von K. Entacher, A. Petutschnigg, W. Pomwenger, H. Resch, P. Schuller-Götzburg*)

Kurzfassung

Für die vorliegende Studie wurden 3D Finite Elemente (FE) Modelle von implantierten Schultern generiert. Die 3D-Modellierung basiert auf Computertomographie-Aufnahmen (CT) von fünf Patienten, wodurch die individuellen anatomischen Merkmale im Modellierungsprozess berücksichtigt werden. Die Implantate wurden virtuell in verschiedenen Winkeln zum Schulterblatt eingesetzt. Ziel der Studie ist es, patientenspezifische 3D-FE-Modelle zu erstellen und mit Hilfe dieser Modelle eine FE-Analyse der Spannungsverteilung im Knochen, medizinischen Zement und im Implantat bei unterschiedlichen Implantatpositionen durchzuführen.

Schlüsselwörter

Finite Elemente Analyse, 3D-Modellierung, Schultergelenk, Schulterimplantate.

1 Einleitung

Auf Basis von CT- oder MRI-Daten ist es möglich, dreidimensionale Finite Elemente (FE) Volumenmodelle von Knochen und Gelenken zu erstellen. Diese FE-Modelle können zur Analyse und Optimierung von Implantaten und Prothesen verwendet werden. Durch patientenspezifische Modellierung kann man im Gegensatz zu vielen klassischen FE-Studien im Bereich der Biomechanik die individuellen anatomischen Gegebenheiten von Patienten berücksichtigen und analysieren. Die Erstellung von sehr realitätsnahen 3D-Modellen soll zu einem Routineprozess werden, um schnell spezifische Fragestellungen in der Operationsplanung, im Einheitsverhalten und im Design der Implantate beantworten zu können.

Im Rahmen eines dreijährigen Forschungsprojektes [9], unterstützt durch den öster-

Abstract

For the present study 3D Finite Element (FE) shoulder models based on computed tomography (CT) data of five patients have been developed. The patient's individual anatomy was taken into account when producing the 3D models. Virtual surgery was performed in order to insert a HAS glenoid implant at various angles to the ventral surface of the scapula.

The goal of the study is to create patient specific 3D shoulder models for analyses of different positions of the sockets of the

HAS glenoid shoulder implant and the induced stresses in the prosthesis, cement and bone. Therefore, a FE analysis is used. In a pilot study different load distributions and shear stresses at the interfaces prosthesis / cement / scapula and their dispersion within the shoulder blade were calculated, analyzed and compared.

Keywords

Finite Element Analysis, 3D-Modeling, Shoulder joint, Shoulder prosthesis.

reichischen Wissenschaftsfonds (FWF), werden neben Analysen von Zahnimplantaten [21] Simulationen von implantierten Schultern entwickelt, in denen die Gelenkspfanne einer HAS-Prothese (Stryker Howmedica Osteonics, Ireland, <http://www.stryker.com>) in verschiedenen Winkeln zur Vorderseite des Schulterblattes (Scapula) eingesetzt wird. Die Modelle werden zur Beurteilung der strukturellen mechanischen Eigenschaften des Implantats, der Interaktion mit der Anatomie der Scapula und der Belastung auf das Knochengewebe mittels FE-Methode berechnet. Durch diese Analyse können neue Implantate entwickelt oder bestehende Implantate optimiert werden. Die optimale Position eines Implantats könnte in Zukunft schon vor der Operation bestimmt werden.

Basis dieser patientenspezifischen FE-Analysen bilden unterschiedliche 3D-Modelle, in denen mittels einer virtuellen Operation die Schultergelenks-Implantate eingesetzt werden. Die einzelnen 3D-Modellierungsschritte basieren auf Oberflächenmodellen unter der Verwendung der Software Mimics und 3-matic (Materialise, Belgien, <http://www.materialise.com/>). Kern der virtuellen „chirurgischen Eingriffe“ bilden Boolesche Operationen. Für die FE-Analyse werden die Oberflächenmodelle in Volumenmodelle transformiert. Dies ist einer der wichtigsten Schritte im Modellierungsprozess, da für geeignete Volumenmodelle zur weiteren Analyse teilweise sehr aufwändige Vernetzungsschritte und wiederum Boolesche Operationen notwendig sind. Für die Durchführung der Vernetzung und der anschließenden Analysen wird die Software ANSYS

(Cadfer Austria GmbH <http://www.cadfer.at>) verwendet.

Im Folgenden seien einige aktuelle Studien im Bereich der Schulteranalyse angeführt: zur FE-Modell-Generierung und Analyse [1], [3], [4], [5], [15], [17], [18], [24]; bzgl. Materialeigenschaften [2], [6], [16], [18]; zur Analyse der Schnittstelle zwischen Knochen und Zement [22]; oder zu den auftretenden Muskelkräften im Bereich der Schulter [3], [4], [8], [12], [13], [25]. Weitere Forschungsarbeiten sind auf spezielle Aspekte wie Neigung der Implantate, Zementdicke [11], [19], [22] oder der Bestimmung von speziellen Randbedingungen zur Schultermodellierung [9], [14], [23], [27] spezialisiert. In-vivo-Messungen der Schulterbelastung bei 4 Patienten während Alltagsbewegungen findet man in [26].

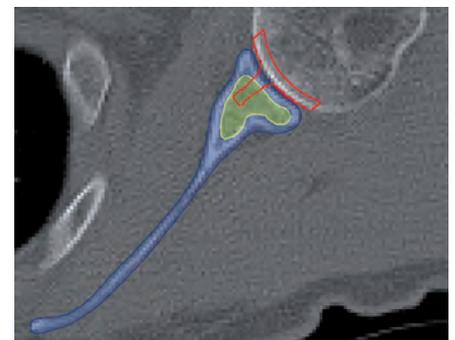


Bild 1: Die CT-Aufnahme zeigt die Positionierung der HAS-Schulterprothese im Schulterblatt. Grenzlinien der segmentierten und geglätteten Bereiche (Masken) für die Kompakte und Spongiose Knochen sind markiert.

*) FH-Prof. Univ.-Doz. Dr. Karl Entacher
FH-Prof. Dr. Alexander Petutschnigg
FH-Ass. Prof. DI (FH) Werner Pomwenger, MSc, Fachhochschule Salzburg, Urstein Süd, A-5412 Puch, Austria
Prim. Univ.-Prof. Dr. Herbert Resch
DDr. Peter Schuller-Götzburg
Paracelsus Medizinische Privatuniversität, Strubergasse 21, 5020 Salzburg, Austria

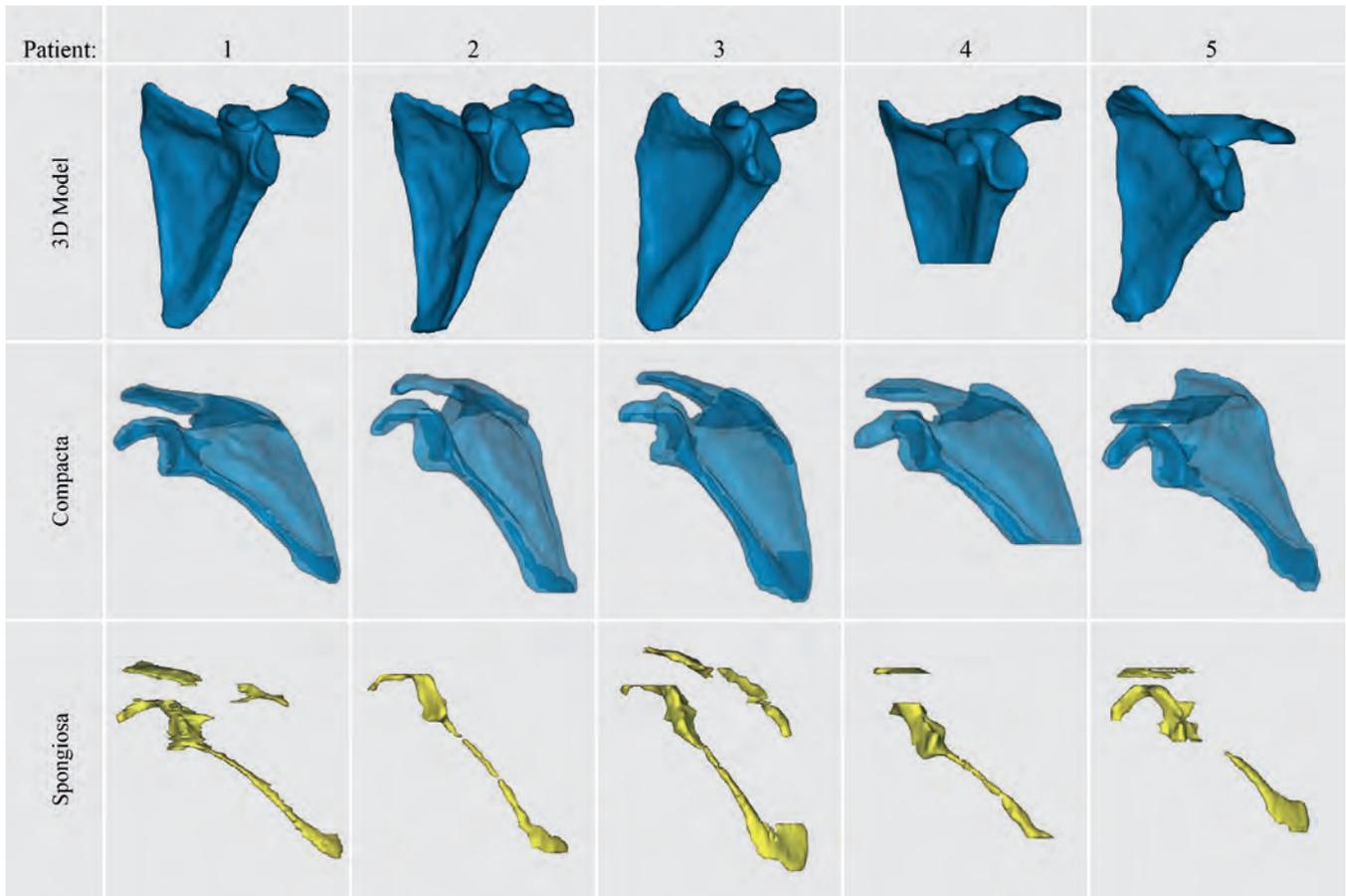


Bild 2: Oberflächenmodelle für die Scapula der fünf Patienten und eine Darstellung der einzelnen Modelle für Kompakta und Spongiosa

2 Angewandte Methoden

Basis für die 3D-Modellierung bilden CT-Daten (DICOM [9]) von fünf Patienten (zwei Frauen im Alter von 84 Jahren und drei Männern im Alter von 27, 57 und 66 Jahren). Die Daten stammen von einem SIEMENS Volume Zoom Scanner, mit einer Spannung von 140 KV und einer Dosis von 138.0 mAs. Die Auflösung beträgt 512 mal 512 Pixel bei einer Schichtdicke von 3mm. In den nachfolgenden Abschnitten werden die einzelnen Schritte zur Erzeugung der 3D-FE-Modelle erläutert.

2.1 Generierung von 3D-Oberflächenmodellen

Mit Hilfe der Software Mimics wurde eine Schichtbildsegmentierung der DICOM-Daten von allen fünf Patienten durchgeführt und unterschiedliche Gewebearten wie z.B. kompakter- und spongioser Knochenschicht mittels Schwellwertverfahren separiert. Bereichs- und Volumenwachstumsverfahren ermöglichen eine anschließende Segmentierung für alle Schichten [9]. Als Resultat erhält man für die einzelnen anatomischen Details getrennte Masken in Mimics, vgl. **Bild 1**. In den meisten Fällen bedarf es einer nachfolgenden ma-

nuellen Bearbeitung der Masken, da aufgrund von Bildauflösung oder der Qualität von CT-Aufnahmen Artefakte oder Löcher auftreten können. Aus den einzelnen Masken werden Oberflächenmodelle generiert. Trotz manueller Nachbearbeitung der Segmentierungsergebnisse können bei diesen Modelle noch unregelmäßige Oberflächen auftreten. Zur Glättung, weiteren Bearbeitung und virtuellen Operation (Abschnitt 2.2) wird die Software 3-matic von Materialise verwendet. Zuerst werden die Oberflächen der Modelle mittels Glättungsverfahren bearbeitet. Die Resultate der segmentierten und geglätteten Modelle der fünf Patienten sind in **Bild 2** ersichtlich.

2.2 Virtuelle Implantierung

Für die virtuelle Operation wurden Daten einer Laser-gescannten Geometrie einer HAS-Glenoid-Prothese verwendet, vgl. **Bild 3**. Die Komponenten der Knochenmodelle und die Prothese wurden in 3-matic passend positioniert. Eine einfache und effektive Methode für die Umsetzung eines „virtuellen chirurgischen Eingriffs“ bieten Boolesche Methoden. Ein Template für den Kiel der Prothese kann als Werkzeug verwendet werden, um eine geeignete

Ausnehmung in der Schulter gelenkspfanne (Glenoid) durch eine Boolesche Subtraktion des Knochenmodells vom Kiel-Template zu generieren, siehe **Bild 4**. Durch diese Methode erzeugt man je nach Konstruktion des Templates sehr glatte Flächen und scharfe Kanten. Diese Kanten konnten durch zusätzliche Glättungsoperationen entschärft werden. Eine Variation des Templates ermöglicht unterschiedliche Bohrungsgeometrien.

Der aufwändigste Modellierungsschritt ergibt sich bei der Erzeugung des medizini-

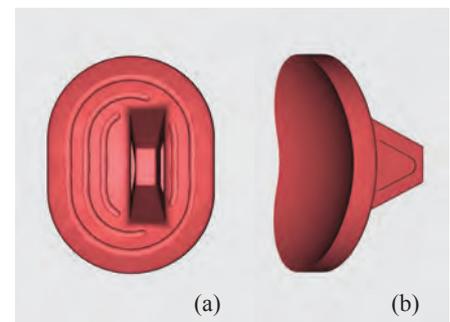


Bild 3: 3D-Ansichten der HAS-Glenoid-Prothese: (a) Ansicht von unten; der exzentrisch angeordnete Kiel ist klar zu erkennen (b) Laterale Ansicht

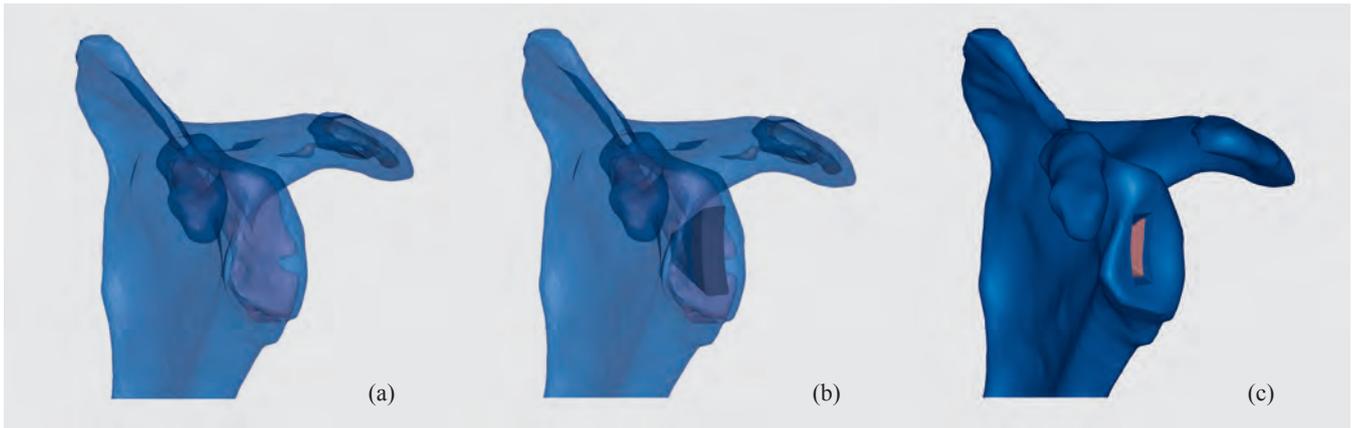


Bild 4: 3D Modell des Schulterblatts (a) und eine Boolesche Operation durch ein Template des Kiels der HAS-Glenoid-Prothese (b) ergeben eine geeignete Ausnehmung in der Gelenkfläche der Scapula (c).

schen Zements zwischen Implantat und der präparierten Schultergelenkfläche. Wie in **Bild 5** demonstriert, wird die Zementschicht wiederum mit Hilfe eines CAD-Templates durch Boolesche Operationen generiert. Eine mehrfach hintereinander ausgeführte Subtraktion von Schulterblatt, Template und Implantat liefert ein passendes Zementmodell, welches anschließend noch beschnitten wird, um einige Artefakte zu entfernen. Die Dicke der Zementschicht kann durch Variieren der Position des Implantats gesteuert werden.

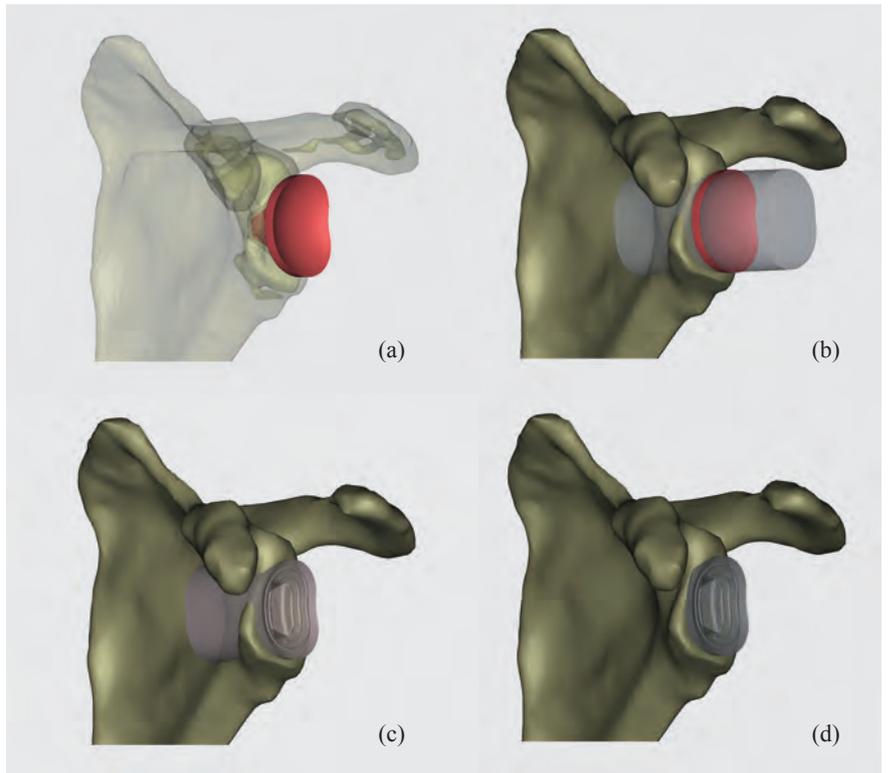
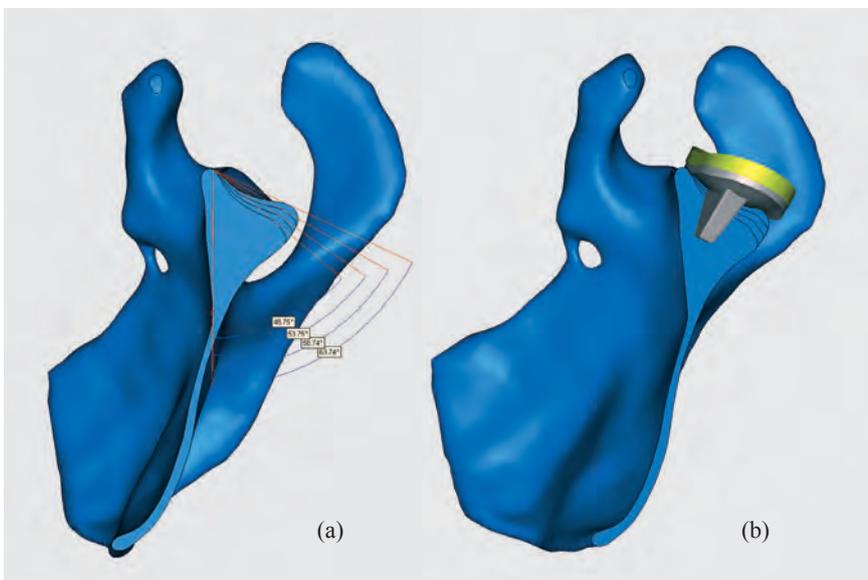


Bild 5: Einzelne Schritte zur Erzeugung des Zementmodells zwischen Glenoidfläche und Implantat mit positioniertem Implantat, (b) Positionierung des Templates, (c) Boolesche Subtraktion und (d) fertiges Zementmodell nach einer weiteren Subtraktion und Beschneidungen



Zur Analyse von unterschiedlichen Implantatpositionen wird die HAS-Prothese in verschiedenen Winkeln (65° bis 45°) zur ventralen Fläche der Scapula eingesetzt. Um eine einheitliche Reduktion der Winkel für alle Modelle zu ermöglichen, wurde im ursprünglichen Schultermodell mittels 3-matic die Gelenkfläche geeignet erweitert und um einen fest definierten Drehpunkt bzw. eine definierte Drehachse gekippt. Durch Schnittoperationen und anschließende lokaler Glättungen wird die Glenoidfläche in 5-Grad-Schritten reduziert. In **Bild 6a** ist diese Reduktion schematisch dargestellt. **Bild 6b** zeigt das ge-

Bild 6: 3D-Modell des Schulterblatts (a) Schema für die Positionierung der Implantate in Stufen zu 5 Grad (b) Darstellung mit Zement und Implantat in der Ausgangsposition

schnittene Modell mit Zement und Implantat in Ausgangsposition und die Positionen für die Implantierung mit reduzierten Winkeln.

2.2 Volumenmodelle für eine anschließende FE-Analyse

Für die FE-Analyse ist es notwendig, die 3D-Oberflächenmodelle in Volumenmodelle umzuwandeln. Der Prozess der Vernetzung des 3D-Oberflächenmodells mit Volumenelementen bildet die qualitative Grundlage für das Ergebnis der FE-Analyse, wobei Größe und Anzahl der Elemente den Grad der Genauigkeit bzw. Realitätsnähe definiert. Eine manuelle Vernetzung komplizierter Geometrien wäre daher nur mit immensem Aufwand zu bewerkstelligen, weshalb man sich zunehmend geeigneter Softwareprodukte bedient welche eine halbautomatische bzw. automatische Vernetzung bewerkstelligen. ANSYS ICEM ist eine solche Software und wird im Zuge dieses Projektes verwendet. Neben verschiedenen Vernetzungsalgorithmen bietet ICEM auch Möglichkeiten zur Netzsteuerung und -manipulation, sowie zu Integritäts- und Qualitätskontrollen. Verschiedene Teile des Schulter gesamtmodells müssen feiner vernetzt werden als andere, um geometrische Gegebenheiten und Bereiche von besonderem Interesse (z. B. Materialübergänge) abzubilden. Dies erfordert eine adaptive Vernetzungsstrategie.

Um die Verankerung des Implantats bei der Arthroplastik zu simulieren, muss der dazu notwendige Knochenzement model-

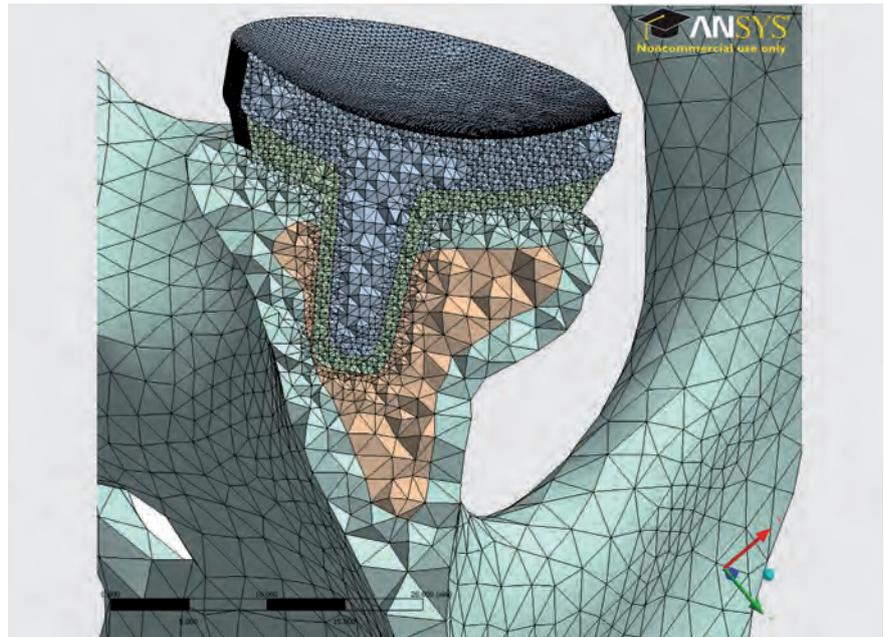


Bild 7: Schnitt durch ein Volumenmodell der implantierten Scapula.

liert werden. Die Vernetzung erfolgt mit SOLID185-Elementen, wobei die Elementanzahl aufgrund der adaptiven Vernetzungsstrategie leicht variieren kann. Um gemeinsame Knoten an den Grenzflächen der einzelnen Komponenten zu erhalten, werden die Booleschen Operationen ebenfalls durch ICEM mittels Durchdringungen ausgeführt. Durch die integrierten Exportschnittstellen kann das erstellte Volumenmodell ins ANSYS-Format, aber auch in andere Formate (Abaqus, Nastran, Patran, etc.), exportiert werden.

Bild 7 illustriert die Volumen-Vernetzung von Implantat, Knochenzement und entsprechenden Teilen der Scapula.

Für die Durchführung der FE-Analysen wird die Software ANSYS verwendet. **Bild 8** zeigt ein FE-Modell der implantierten Schulter, inklusive einer zusätzlichen Illustration von spongiösem Knochen und medizinischem Zementmodell im Inneren des Schulterblatts.

3 Testresultate

Erste komplexe FE-Analysen zeigen, dass die Größenordnung der erzielten Spannungen im Bereich vergleichbarer Studien liegt. Der Detailgrad der verwendeten Modelle in den Grenzbereichen Zement/Implantat und Knochen/Zement ist sehr hoch und möglichst realitätsnah konzipiert.

Die erzeugten anatomischen Modelle können nun für jeden Patienten anhand der Finiten-Elemente-Methode auch für unterschiedliche Implantatpositionen und unterschiedliche Belastungen analysiert werden. Dabei sind insbesondere die simulierten Spannungen an den Grenzflächen zwischen Implantat und Zement sowie Zement und Scapula von besonderem Interesse. Um diese Analysen durchführen zu können, werden die von van der Helm [25] ermittelten Randbedingungen für die FE-Analyse angewendet. Die spezifischen Lasten bei einer Flexion von 90° wurden entsprechend der Ergebnisse von Murphy et al. [18] angenommen, wobei diese Annahmen analog zu den Messungen in [26] kalibriert und das Koordinatensystem wie in [27] festgelegt wurden. Für diese Studie wurden folgende Materialparameter für

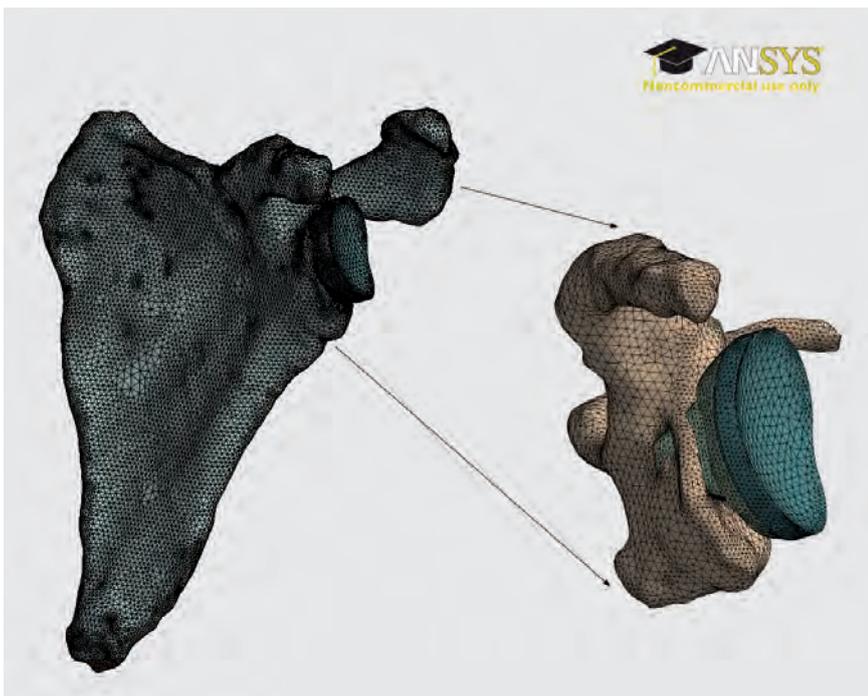


Bild 8: Implantiertes Schultermodell in ANSYS. Das markierte Detail zeigt die Glenoid-Komponente des Implantats, das Modell des Zements und einen Teil der Spongiosa

die vier auftretenden Materialien: Kompakter Knochen, Spongioser Knochen, Polymethylmethacrylat und Polyethylen angesetzt (siehe **Tabelle 1**).

	Kompakta	Spongiosa	Medizinischer Zement (Polymethylmethacrylat)	Implantat (Polyäthylen)
Elastizitätsmodul [MPa]	13700	1370	2000	500
Poissonzahl:	0.3	0.3	0.3	0.4

Die Ergebnisse der Spannungsberechnung anhand FE-Analyse sind in **Bild 9** für den Patienten 5 dar gestellt. Die Abbildung zeigt die Van Mises-Spannungen im Schulterblatt bei der simulierten Belastung unter Abduktion von 90°. Die in [25] ermittelte Höhe der Belastung mit $F = 391.2\text{ N}$ wurde variiert, wobei die Variationsstufen folgendermaßen festgelegt wurden: 25 % Belastung, 50 % Belastung, 100 % Belastung und 125 % Belastung.

Tabelle 1: Materialparameter

Bei der Berechnung der Spannungen wurden folgende Muskeln als Lager des Statischen Systems definiert: M. deltoideus I, M. deltoideus II, M. supraspinatus, M. serratus anterior, M. rhomboideus major. In **Bild 10** ist zu sehen, wie sich die Spannungen über das geometrische Modell für die steigenden Belastungsannahmen verteilen. Die maximalen Van-Mises-Spannungen bei der Belastungsannahme nach [25] (diese Annahme entspricht der Variante 100 %) liegen zwischen 5.5MPa und 22.6MPa, was sehr gut mit den ermittelten Spannungen in [18] übereinstimmt.

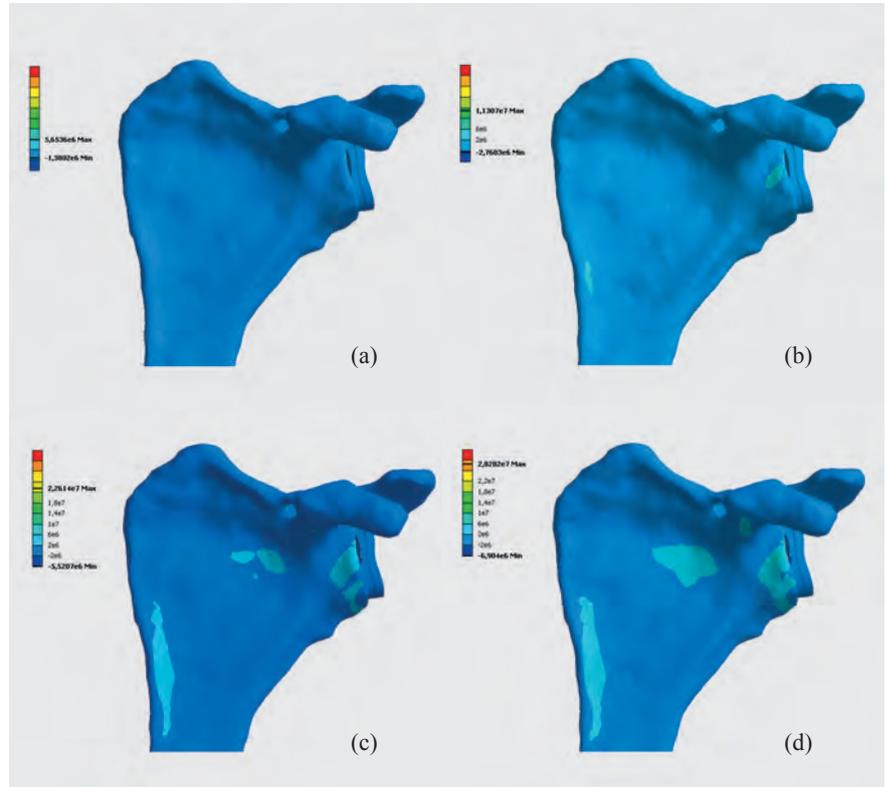


Bild 9: Verteilung der Van-Mises-Spannung für 90° Abduktion und Variation der Belastung nach [25] von 25 % (a), 50 % (b), 100 % (c) und 125 % (d)

Eine detailliertere Betrachtung der Van-Mises-Spannungen an der HAS-Glenoid-Prothese, der Grenzfläche zwischen Implantat und Knochenzement sowie zwischen Knochenzement und Scapula werden in **Bild 10** für die Belastungsvariante 100 % dargestellt. Von besonderem Interesse ist zum einen, dass sich bei dieser Belastung in der Simulation keine ausgeprägten Spannungsspitzen aufbauen und zum anderen die geringe Spannung im spongiosen Knochen, die sich auf die geringe Steifigkeit durch den niedrigen E-Modul zurückführen lässt. Die Ergebnisse dieser Studie bestätigen zusätzlich die von Terrier et al [22] simulierten Er-

gebnisse, nach denen sich in jenen Bereichen, in denen die Zementstärke sehr gering ist, die zu erwartenden Spannungen wesentlich erhöhen.

Zusammenfassend sind die erhaltenen Ergebnisse der FE-Analyse plausibel. Im Zuge des Vergleichs mit bestehenden Unter-

suchungen wurde die Übereinstimmung in qualitativer (z. B. [22]) und quantitativer Hinsicht [18] beobachtet. Diese Ergebnisse zeigen, dass die beschriebene Methode zur Erstellung von patientenspezifischen 3D-Geometriemodellen zur weiterführenden FE-Analyse sehr gut geeignet ist.

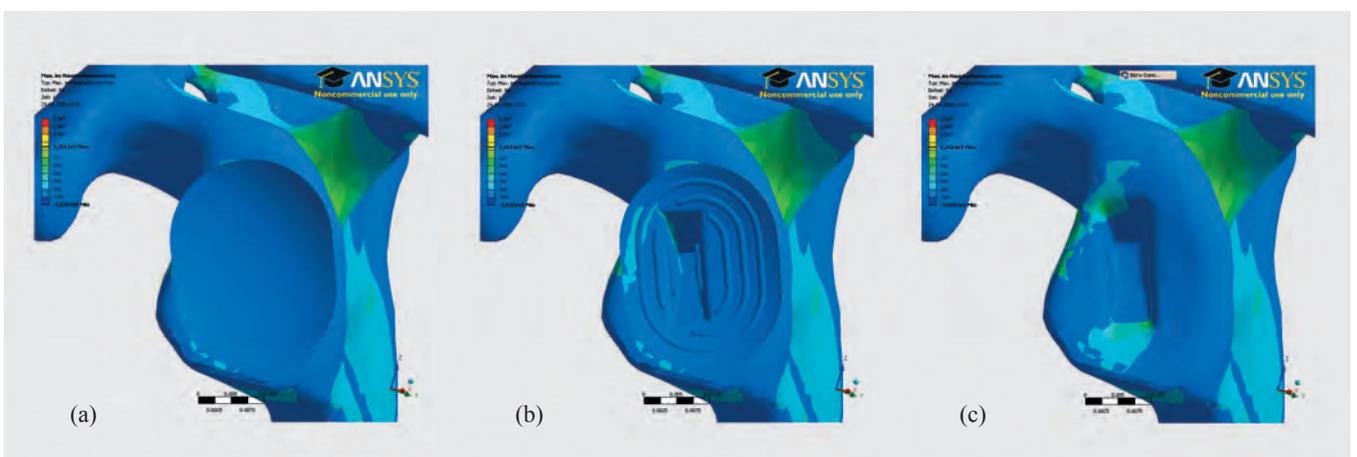


Bild 10: Darstellung der Spannungsverteilung (a) Geometrisches Modell mit Glenoid-Prothese, (b) Grenzfläche zwischen Prothese und Zement sowie (c) Grenzfläche zwischen Zement und Knochen

4 Zusammenfassung und Diskussion

Für aussagekräftige Finite-Elemente-Analysen einer vollständigen Arthroplastik der Schulter ist es notwendig, patientenspezifische 3D-Modelle von implantierten Schultern in entsprechend komplexer anatomischer Genauigkeit zu generieren. Auf Basis dieser Modelle können dann Simulationen des Zusammenspiels von Kräften und deren Auswirkungen auf Anatomie und Implantate berechnet werden. Grundlage dafür ist eine entsprechende biomechanische Modellierung der Schulteranatomie.

Ergebnisse verschiedener Forschergruppen enthalten zentrale Informationen über die Biomechanik der Schulter. Zugrunde liegende Modelle basieren auf medizinisch-theoretischen Ansätzen [23], [25], [27], mechanischen Experimenten [8], [17] oder auf Modellbeschreibungen basierend auf CT Daten des „visible human project“ [9], [11] oder post mortem erstellte CT-Aufnahmen einer intakten [22] oder bereits implantierten Schulter [17].

Die 3D-Modelle der vorliegenden Studie basieren auf CT-Aufnahmen von 5 Patienten. Ziel war es, die Modellierung mit großer anatomischer Detailgenauigkeit zu realisieren. Dies bedeutet, dass im Gegensatz zu vielen verwandten Studien wie z.B. [3], [4], [15], [22] darauf geachtet wurde, dass

- das vollständige Schulterblatt als Basis der Modelle verwendet wird,
- eine Trennung zwischen Kompakta und Spongiosa realisiert wird
- eine hohe Genauigkeit der FE-Vernetzung gewährleistet ist, speziell in sensiblen Bereichen wie den Übergängen von Implantat zu Zement und Zement zu Knochen.

Die Schultermodelle wurden zusätzlich bearbeitet, um die HAS-Glenoid Prothese in verschiedenen Winkeln (65° bis 45°) zur ventralen vorderen Fläche der Scapula virtuell zu implantieren. Für die Realisierung der 3D-Oberflächenmodellierung wurde die Software Mimics und 3-matic von Materialise verwendet. Boolesche Operationen bilden die Grundlage für die virtuelle Implantierung. Die ursprünglich mit 3-matic an Oberflächenmodellen durchgeführten Booleschen Operationen wurden aufgrund von exakteren Vernetzungsergebnissen bei Materialübergängen erst im Nachhinein bei der Generierung der Volumenmodelle realisiert. Für die Erzeugung der FE-Volumenmodelle und für die Durchführung unterschiedlicher Volumenvernetzungen und Booleschen Operationen wurde ANSYS ICEM verwendet. Für die FE-Analyse kam ANSYS Workbench zur Anwendung. Ziel

ist es, vergleichende FE-Simulationen für die unterschiedlichen Implantatpositionen zu rechnen.

5 Danksagung

Wir danken der Firma ATOMIC GmbH für die Möglichkeit der Kalibrierung von Implantaten. Für finanzielle Unterstützung danken wir der Schoellerbank Österreich und der Österr. Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Zweigverein Salzburg. Das Projekt wird durch das FWF Translational Research Program mit dem Projekt L526-B05 unterstützt.

6 Literatur

- [1] A. Andreykiv, P. J. Prendergast, F. van Keulen, W. Swieszkowski, and P. M. Rozing. Bone ingrowth simulation for a concept glenoid component design. *J Biomech*, 38 (5) (2005) 1023–1033.
- [2] C. Anglin, P. Tolhurst, U. P. Wyss, and D. R. Pichora. Glenoid cancellous bone strength and modulus. *J Biomech*, 32 (10) (1999) 1091–1097.
- [3] P. Büchler and A. Farron. Benefits of an anatomical reconstruction of the humeral head during shoulder arthroplasty: a finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19 (1) (2004) 16–23.
- [4] P. Büchler, N. A. Ramaniraka, L. R. Rakotomanana, J. P. Iannotti, and A. Farron. A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17 (9-10) (2002) 630–639.
- [5] R.E. Debski, J.A. Weiss, W.J. Newman, S.M. Moore, and P.J. McMahon. Stress and strain in the anterior band of the inferior glenohumeral ligament during a simulated clinical examination. *J Shoulder Elbow Surg*, 14 (1 Suppl S) (2005) 24S–31S.
- [6] A. M. Doetsch, J. Faber, N. Lynnerup, I. Wtjen, H. Bliddal, and B. Danneskiold-Samse. Bone mineral density measurement over the shoulder region. *Calcif Tissue Int*, 71 (4) (2002) 308–314.
- [7] K. Entacher, A. Petutschnigg, W. Pomwenger, H. Resch, P. Schuller-Götzburg. CTFEM: FWF Projekt zur Patientenspezifischen Optimierung von Implantaten. <http://ctfem.fh-salzburg.ac.at/> (August 2008).
- [8] P. Favre, R. Sheikh, S.F. Fucentese, and H.A.C. Jacob. An algorithm for estimation of shoulder muscle forces for clinical use. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20 (8) (2005) 822–833.
- [9] D. E. Handels. *Medizinische Bildverarbeitung*. Vieweg+Teubner; 2. Auflage 2009.
- [10] A.R. Hopkins, U.N. Hansen, and A.A. Amis. Finite element models of total shoulder replacement: application of boundary conditions. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 8 (1) (2005) 39–44.
- [11] A.R. Hopkins, U.N. Hansen, A.A. Amis, and R. Emery. The effects of glenoid component alignment variations on cement mantle stresses in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 13 (6) (2004) 668–675.
- [12] C. Högfors, D. Karlsson, and B. Peterson. Structure and internal consistency of a shoulder model. *J Biomech*, 28 (7) (1995) 767–777.
- [13] G. R. Johnson, D. Spalding, A. Nowitzke, and N. Bogduk. Modelling the muscles of the scapula morphometric and coordinate data and functional implications. *J Biomech*, 29 (8) (1996) 1039–1051.
- [14] M.D. Klein Breteler, C.W. Spoor, and F.C.T. Van der Helm. Measuring muscle and joint geometry parameters of a shoulder for modeling purposes. *J Biomech*, 32 (1999) 1191–1197.
- [15] D. Lacroix, L.A. Murphy and P. J. Prendergast. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Glenoid Replacement Prosthesis: A Comparison of Keel and Pegged Anchorage Systems. *Transactions of the ASME*, 122 (2000) 430–436.
- [16] J.T. Lehtinen, M.J. Tingart, M. Apreleva, and J.J. Warner. Total, trabecular, and cortical bone mineral density in different regions of the glenoid. *J Shoulder Elbow Surg*, 13 (3) (2004) 344–348.
- [17] N. Maurel, A. Diop, and J. Grimberg. A 3D finite element model of an implanted scapula: importance of a multiparametric validation using experimental data. *J Biomech*, 38 (9) (2005) 1865–1872.
- [18] L. A. Murphy, P. J. Prendergast, and H. Resch. Structural analysis of an offset-keel design glenoid component compared with a centerkeel design. *J Shoulder Elbow Surg*, 10 (6) (2001) 568–579.
- [19] R. Oosterom, P.M. Rozing, and H.E.N. Bersee. Effect of glenoid component inclination on its fixation and humeral head subluxation in total shoulder arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19 (10) (2004) 1000–1008.
- [20] P. Schuller-Götzburg, K. Entacher, A. Petutschnigg, R. Forstner and H. Resch. Development of patient-optimized 3D-finite element models for an analysis of implanted shoulders. Proceedings of the 8th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering CMBBE 2008 Porto, Portugal; J. Middleton, S.L. Evans, C. Holt, C. Jacobs, B. Walker (eds.) published by Arup 2009.
- [21] P. Schuller-Götzburg, K. Entacher, A. Petutschnigg, W. Pomwenger and F. Watzinger. Finite Element Analysis of Sinus Lift with Cancellous Bone Graft Block. Proceedings of the 2nd South-East European Conference on Computational Mechanics SECCM 2009. M. Papadarakakis, M. Kojic, V. Papadopoulos (eds.) Rhodes, Greece, 22–24 June 2009.
- [22] A. Terrier, P. Büchler, and A. Farron. Bone-cement interface of the glenoid component: stress analysis for varying cement thickness. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20 (7) (2005) 710–717.
- [23] A. Terrier, A. Vogel, M. Capezali, A. Farron. An algorithm to allow humerus translation in the indeterminate problem of shoulder abduction. *Medical Engineering & Physics* 30 (2008) 710–716.
- [24] A. Terrier, F. Merlini, D.P. Pioletti, A. Farron. Total shoulder arthroplasty: Downward inclination of the glenoid component to balance supraspinatus deficiency. *J Shoulder Elbow Surg* (2009) 18, 360–365.
- [25] F. C. van der Helm. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *J Biomech*, 27 (5) (1994) 527–550.
- [26] P. Westerhoff, F. Graichen, A. Bender, A. Halder, A. Beier, A. Rohlmann, G. Bergmann. In vivo measurement of shoulder joint loads during activities of daily living. *J Biomech*. (2009) Aug 25;42(12):1840–9.
- [27] G. Wu et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion – Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech*, 38 (2005) 981–992.

FH-Prof. Univ.-Doz. Dr. Karl Entacher

promovierte und habilitierte am Institut für Mathematik an der Universität Salzburg. Er arbeitet in Lehre und Forschung an der FH Salzburg in den Fachgebieten Scientific Computing und e-Health.

FH-Prof. Dr. Alexander Petutschnigg

ist Professor an der FH Salzburg. Er studierte Mathematik sowie Holztechnik und Holzwirtschaft und absolvierte seine Dissertation an der BOKU Wien und der TU Graz. Er war wissenschaftlicher Mitarbeiter und Projektleiter an der JOANNEUM RESEARCH Forschungsgesellschaft mbH in Graz.

FH-Ass. Prof. DI (FH) Werner Pomwenger, MSc

absolvierte den Diplomstudiengang Informationstechnik und System-Management an der FH-Salzburg sowie ein Masterstudium Computer Systems Engineering in Halmstad, Schweden. Er arbeitet derzeit an seiner Dissertation im Bereich biomechanischer Simulation von medizinischen Implantaten.

Prim. Univ.-Prof. Dr. Herbert Resch

ist Primararzt an der Universitätsklinik für Unfallchirurgie und Sporttraumatologie am Salzburger Universitätsklinikum und Rektor der Paracelsus Medizinischen Privatuniversität Salz-

burg. Er ist einer der führenden Ärzte für Schulter- und Ellbogenchirurgie in Europa. Er hat zahlreiche OP-Verfahren entwickelt, die heute von internationaler Bedeutung sind.

DDr. Peter Schuller-Götzburg

promovierte zum Doktor der gesamten Heilkunde an der Universität Wien. Er absolvierte anschließend die Ausbildung zum Facharzt für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Er leitet das Programm für Prothetik-, Biomechanik- und Biomaterialforschung an der Paracelsus Medizinischen Privatuniversität Salzburg.