

## Kontakt

Dr. Sven Kleiner  
:em engineering methods AG  
Rheinstraße 97  
64295 Darmstadt

06151/950 54 20  
sven.kleiner@em.ag  
www.em.ag

Fabian Klink, Rocco Gasteiger,  
Harald Paukisch & Ulrich Vorwerk

## Workflow zur generativen Herstellung von Felsenbeinfaksimilemodellen für die Optimierung von Cochlea-Implantat Operationen

### 1 Einleitung

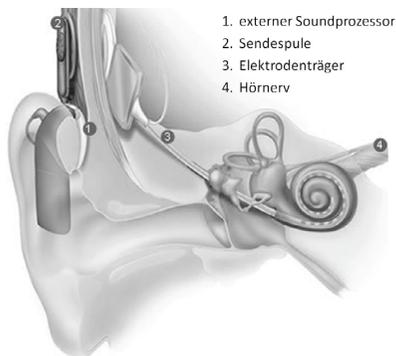
Die Ursachen für hochgradige Schwerhörigkeit bzw. Taubheit können unterschiedlich sein. Zum einen liegt eine angeborene Hörstörung bei einem von tausend Neugeborenen vor (Willenborg et al. 2009). Zum anderen kann eine erworbene Taubheit durch verschiedene Erkrankungen, wie z.B. Meningitis, Enzephalitis, Masern oder Tuberkulose hervorgerufen werden. Wenn dann die Nutzung von konventionellen Hörgeräten für ein ausreichendes Hörvermögen nicht mehr in Frage kommt, wird eine elektronische Innenohrprothese verwendet. Dieses sogenannte Cochlea-Implantat (CI) wandelt die akustischen Signale in elektronische Signale um und überträgt diese direkt auf den Hörnerv. Für die Implantation des Cochlea-Implantates muss der Chirurg einen komplizierten und risikobehafteten Eingriff durchführen. Dafür schafft er mit Hilfe verschiedener Fräsköpfe einen Zugang zur Hörschnecke (Cochlea), in der er dann einen Elektrodenträger einführt und genau platziert (siehe Abbildung 2).

Entscheidend für eine erfolgreiche Operation sind vor allem das Geschick und die Erfahrung des Chirurgen. Für Ausbildungs- und Übungszwecke ist deshalb ein kontinuierliches Training notwendig.



Abbildung 2: Artis Zeego, Datenaufnahme Leichenpräparat Felsenbein

Abbildung 1: Darstellung der Innenohrstruktur mit Implantat (Cochlea 2012)



Leider stehen Leichenpräparate der Felsenbeinstruktur nicht in einer ausreichenden Anzahl zur Verfügung (Vorwerk et al. 2011a), so dass die Entwicklung und Fertigung künstlicher Übungspräparate (Faksimilemodelle) für die Operationsvorbereitung dringend erforderlich sind. Diese Forschungstätigkeiten werden im Rahmen des Programms ego.-INKUBATOR mit Mitteln des EFRE (EFRE 2012) durchgeführt.

## 2 Zielsetzung

Vor jeder CI-Operation ist die Aufnahme von Computertomographiebildern (CT) des Patienten notwendig. Mit Hilfe dieser Daten kann der Chirurg die zu operierende Region im Vorhinein auf Auffälligkeiten untersuchen und mögliche Gefahren abschätzen. Um das Komplikationsrisiko weiter zu minimieren, ist es wünschenswert den Eingriff im Vorhinein unter vergleichbaren Gegebenheiten testweise durchzuführen. Die patientenindividuellen künstlichen Felsenbeinstrukturen sollen dafür vor jedem operativen Eingriff zur Verfügung stehen. Als Ausgangsdatensatz dienen die vom CT aufgenommenen DICOM-Datensätze. Diese müssen in ein STL-Datenformat umgewandelt werden, um eine generative Fertigung auf Rapid-Prototyping-Anlagen zu ermöglichen. In diesem Segmentierungsprozess werden die relevanten von den irrelevanten Bereichen des aufgenommenen Schädels separiert. Die daraus gewonnenen Daten können dann mittels einer speziellen Software in eine dreidimensionale Oberflächenstruktur (STL-Modell) überführt werden. Für ein genaues Modell ist neben einer gewissenhaften Segmentierung vor allem die CT-Datenqualität entscheidend.

### 2.1 Datenaufnahme

Für die Datenaufnahme steht der Universität Magdeburg ein Volumen-CT-System der Firma Siemens zur Verfügung. Dieses hochmoderne Multiachsensystem (Artis Zeego, siehe Abbildung 1) besteht aus einem C-Arm, der um das Untersuchungsobjekt flexibel positioniert werden kann und damit eine umfangreiche Zugänglichkeit gewährleistet. Es zeichnet sich durch eine ausgezeichnete räumliche Auflösung aus und ist besonders für hochauflösende Bilder von Knochenstrukturen mit feinen Kontrastunterschieden geeignet. Die durch das CT-System erzeugten Schichtbilder des Untersuchungsobjektes werden in einen sog. DICOM-Standard umgewandelt. Dieses weltweit akzeptierte Datenformat kann u.a. neben dem medizinischen Bildmaterial auch Objektinformationen beinhalten.

### 2.2 Datenverarbeitung

Der aus dem CT-System aufgenommene Bilddatensatz muss für ein generatives Fertigungsverfahren in einen kompatiblen Datensatz umgewandelt werden. Hierfür ist das aufgenommene digitale Bild in

inhaltlich zusammenhängende Regionen durch Zusammenfassung benachbarter Pixel zu segmentiert. Für die Segmentierung der Felsenbeinstruktur wurde das Schwellwertverfahren verwendet. Dafür wird auf die Grauwerte des Bildes zurückgegriffen, mit dem sich einzelne Teile des Schädels voneinander trennen lassen und farblich hervorgehoben werden können. Anschließend ist es möglich den markierten Bereich zu separieren und über weiterführende Verfahren in eine 3D-Punktewolke zu überführen. Daraus kann durch Triangulation der einzelnen Punkte ein STL-Datensatz erzeugt werden, der dann in eine Rapid-Prototyping-Anlage eingelesen werden kann.

Das bei der Computertomographie mittels Röntgenstrahlung erzeugte Bild, wird in unterschiedlichen Graustufen dargestellt. Hierbei ist die Absorptionsfähigkeit der Materialien gegenüber Röntgenstrahlen für die Segmentierung ausschlaggebend. Anhand der Hounsfield-Skala ist eine Charakterisierung von Gewebe- und Knochenstrukturen innerhalb eines CT-Bildes möglich. Aus der in Abbildung 3 zu entnehmenden Grafik, kann der Hounsfield-Wert (HE) von Knochen von 50-3000 HE schwanken (Akadhi et al. 2011). Diese Schwankung liegt in der unterschiedlichen Knochenzusammensetzung des menschlichen Körpers begründet. Während die äußere Knochenschicht (Kortikales) einen sehr hohen HE-Wert aufweist und leicht von den Gewebestrukturen zu segmentiert ist, muss die Separierung der schwammartigen Knochenschichten (Spongiosa) der im Innenohr befindlichen filigranen Gehörknöchelchen (Ambos, Steigbügel, Hammer) und der Cochlea-Schnecke für ein detailgetreues Felsenbeinmodell genauer erfolgen. In Abbildung 4 ist die segmentierte Felsenbeinstruktur des DICOM-Datensatzes zu erkennen.

### 2.3 Generative Fertigung

Das gewählte generative Fertigungsverfahren Stereolithographie erfüllte nach der testweisen Herstellung künstlicher Felsenbeinpräparate mit verschiedenen Rapid-Prototyping-Systemen die gestellten Anforderungen der HNO-Chirurgen am besten (Klink et al. 2011). Die Modelle entstehen auf einer höhenverstellbaren Bauteilplattform, die in einem Kunstharzbad stufenweise eintaucht. In jeder Stufe wird das flüssige Epoxidharz durch gezielte Laserbestrahlung an der Oberfläche des Bades schichtweise ausgehärtet. Für eine

gleichmäßige Benetzung der Harzoberfläche wird ein mechanischer Wischer verwendet (Hoyer et al. 2006).

Da bei diesem Verfahren das Ausgangsmaterial flüssig ist und kein zusätzliches festes Supportmaterial verwendet wird, ist es für die Fertigung der künstlichen Felsenbeinpräparate am besten geeignet. In den feinen Hohlraumstrukturen verbleibt das flüssige Kunstharz, dieses ist in der Operationssimulation problemlos mit Wasser ausspülbar. Dadurch kann dem Chirurgen beim Fräs- und Spülprozess ein praxisnahes Gefühl vermittelt werden. Mit der neusten RP-Anlagengeneration ProJet 6000 der Firma 3D Systems ist es möglich Schichtdicken von 0,05mm zu fertigen. Da für einen Operateur Poren erst ab einer Größe von ca. 0,4mm (Vorwerk et al. 2011b) visuell und haptisch relevant sind, ist die Fertigung mit dieser generativen Fertigungstechnologie möglich.

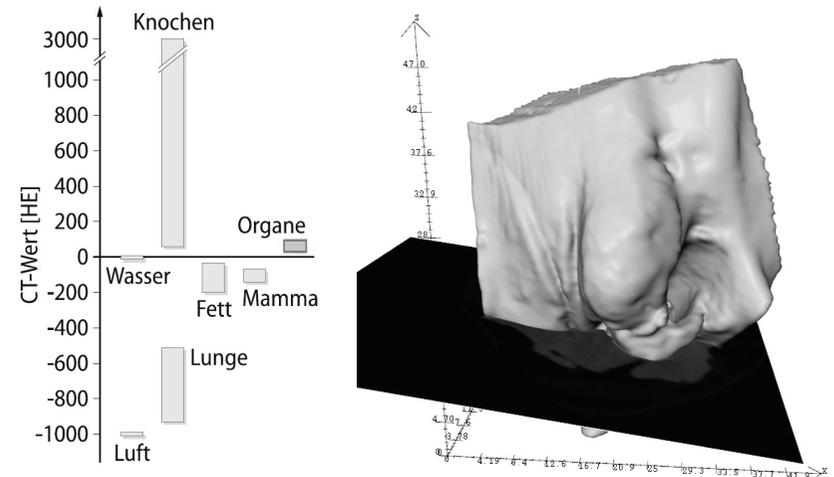


Abbildung 3 (links): Hounsfield-Skala (Akadhi 2011)  
Abbildung 4 (rechts): CT-Aufnahme Felsenbeinstruktur

## 2.4 Präparierübungen am künstlichen Felsenbein

Erste Fräs- und Präparationsübungen der künstlichen Felsenbeinmodelle wurden im Rahmen des Magdeburger Operationskurses »Mikrochirurgie des Felsenbeins« an der Universitätsklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde im Januar 2012 durchgeführt. Den Teilnehmern wurde das notwendige Operationswerkzeug mit Fräs- und Spüleinheit und ein operationsnaher Arbeitsplatz zur Verfügung gestellt. Unter Anleitung der anwesenden HNO-Spezialisten präparierten die auszubildenden Chirurgen die künstlichen Felsenbeinmodelle. Die Modelle mussten vor der Präparation in einen Schraubstock fest eingespannt werden (siehe Abbildung 5). Nun war es möglich durch Fräsen einen mechanischen Zugang zu schaffen (Mastoidektomie). Durch ständiges Spülen mit Wasser und gleichzeitiges Absaugen, konnten die abgetragenen Kunstharzspäne problemlos entfernt werden. An dem Modell waren die verschiedenen Wegpunkte bzw. Risikostrukturen (Antrum, posteriore Tympanotomie, Fazialisverlauf) zu erkennen. Dadurch konnte die Präparation realitätsnah bis zum Eingang der Cochlea erfolgen. Für eine vollständige Operationssimulation mussten abschließend die CI-Elektroden in die Cochleastruktur eingeführt werden.



Abbildung 5: Präparierübungen am künstlichen Felsenbein

## 3 Zusammenfassung und Ausblick

Für die Herstellung künstlicher Felsenbeinpräparate waren im Vorfeld mehrere Arbeitsschritte notwendig. Bis zu den ersten Präparationsübungen musste eine interdisziplinäre Zusammenarbeit über die Datenaufnahme, Datenverarbeitung bis zur generativen Fertigung erfolgen. Es konnte in ersten Operationskursen gezeigt werden, dass die Modelle für Lehr- und Übungszwecke geeignet sind. Mit der Darstellung der verschiedenen Poren und filigranen Strukturen ist der Einsatz, der mittels Stereolithographie gefertigten künstlichen Felsenbeinpräparate, als Trainingsalternative vorstellbar. In Zukunft ist das Ziel neben der Modellfertigung für das regelmäßige Training angehender Chirurgen die künstlichen Präparate direkt für die Operationsplanung bzw. Operationsvorbereitung von Cochlea-Implantat-Operationen zu verwenden. Dafür müssen die verschiedenen Arbeitsschritte zeitlich so optimiert werden, dass ein Modell innerhalb weniger Tage zur Verfügung steht. Wenn eine sichere reproduzierbare generative Fertigung sichergestellt werden kann, ist auch die Herstellung anderer Knochenstrukturen (z.B. Nasenknochenstruktur) des menschlichen Körpers vorstellbar. Vor komplizierten Eingriffen kann dann der Operateur im Vorfeld die Operation an einem individuell gefertigten Präparat trainieren, bevor er den Eingriff durchführt. Dies kann dann zu einer Abnahme der Komplikationen während eines Eingriffes führen und somit Operationszeiten senken.

### Literaturverzeichnis

- Willenborg, K.; Lenarz, T.; Lesinski-Schiedat, A. 2009: Bedeutung der MRT-Untersuchung in der Cochlea-Implantat-Voruntersuchung bei Kindern. In: Kind und Radiologie, 21, 22–23
- Cochlear Deutschland GmbH & Co. KG 2012: Wie funktionieren Cochlea-Implantate. <http://www.cochlear.com/de/cochlea-implantate/funktionsweise-erwachsene>, abgerufen am 07.03.2012
- Vorwerk, U.; Grote, K.-H.; Beyer, C.; Arens, C.; Vorwerk, W. 2011a: Die Realisierung von anatomischen Felsenbeinfaksimiles mit cochleären Hohlraumstrukturen. In: Laryngo-Rhino-Otol, New York: Georg Thieme Verlag KG, 747–752
- EFRE – Europäischer Fond für Regionale Entwicklung Sachsen-Anhalt 2007 bis 2013, ego.-INKUBATOR; [www.europa.sachsen-anhalt.de](http://www.europa.sachsen-anhalt.de), abgerufen am: 14.02.2012

- Akadhi, H.; Leschka, S.; Stolzmann, P.; Scheffel, H. 2011: Wie funktioniert CT? Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag
- Klink, F.; Kuhlmann, K.; Döring, J.; Hahne, C.; Vorwerk, U. 2011: Entwicklung und Herstellung künstlicher Felsenbeinpräparate mittels Rapid-Prototyping Verfahren für die Optimierung von Cochlea-Implantat Operationen. In: Brökel, K.; Stelzer, R.; Feldhusen, J.; Rieg, F.; Grote, K.-H.: 9. Gemeinsames Kolloquium Konstruktionstechnik 2011, 188-195, Rostock: Shaker Verlag
- Hoyer, J.; Uhl, C.; Beyer, C. 2006: Fortschritt-Berichte VDI Nr. 656 Virtual & Rapid Prototyping. Düsseldorf: VDI Verlag
- Vorwerk, U.; Hahne, C.; Grote, K.-H.; Klink, F.; Hessel, H.; Paukisch, H.; Skalej, M. 2011b: Operationsmodelle des menschlichen Felsenbeines zur Vorbereitung auf Cochlea-Implantat-Operation. In: Burgert, O.; Schipper, J.; Zachow, S.: CURAC 2011, 135–138, Magdeburg, Verlag Univ. Magdeburg,

### Kontakt

Dipl.-Wirtsch.-Ing. Fabian Klink  
 Otto-von-Guericke Universität Magdeburg  
 Institut für Maschinenkonstruktion  
 Universitätsplatz 2, 39106 Magdeburg  
<http://imk.uni-magdeburg.de/kt/>

Dipl.-Ing. Rocco Gasteiger  
 Otto-von-Guericke Universität Magdeburg  
 Institut für Simulation und Graphik  
 Universitätsplatz 2, 39106 Magdeburg  
<http://www.wisg.cs.uni-magdeburg.de/>

Dr. med. Harald Paukisch  
 Otto-von-Guericke Universität Magdeburg  
 Institut für Neuroradiologie  
 Leipziger Straße 44, 39120 Magdeburg  
<http://www.med.uni-magdeburg.de/inr.html>

Priv.-Doz. Dr. med. Ulrich Vorwerk  
 Otto-von-Guericke Universität Magdeburg  
 Universitätsklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde  
 Leipziger Straße 44, 39120 Magdeburg  
<http://www.med.uni-magdeburg.de/khno.html>

Daniel Krüger & Sandro Wartzack

## Ein Werkzeug zur schnellen Konfiguration biomechanischer Simulationen in der Produktentwicklung

### 1 Simulation in der menschenzentrierten Produktentwicklung

Neben der Funktionserfüllung und den Kosten ist der wirtschaftliche Erfolg eines Produktes nicht zuletzt dadurch gegeben, wie gut es den Wünschen, Bedürfnissen und Fähigkeiten seiner Nutzer entspricht. Zwischen Nutzer und Produkt existieren vielfältige Wechselwirkungen, die erfasst und verstanden werden müssen, um Produktkonzepte hinsichtlich der oben genannten Kriterien bewerten und optimieren zu können. Die Philosophie der menschenzentrierten Produktentwicklung (MZP) besteht folglich darin, in allen Phasen der Produktentwicklung konsequent das Gesamtsystem bestehend aus Nutzer, Produkt und Umwelt zu betrachten.

Aus dem Softwareengineering, wo menschenzentrierte Designansätze schon sehr lange verfolgt werden, stammt das Prozessmodell nach ISO 9241-210. Die Phasen des Entwicklungsprozesses sind durch eine starke Nutzerpartizipation gekennzeichnet. Entsprechende Methoden, wie die nutzerbasierte Evaluierung von Produktkonzepten können der Arbeit von Maguire (2001) entnommen werden. Viele dieser Methoden setzen voraus, dass bereits in der Konzeptphase die Möglichkeit besteht, den potentiellen Nutzer mit dem Produkt interagieren zu lassen, d.h. es müssen bereits sehr früh Prototypen zur Verfügung gestellt werden. In der Softwareentwicklung ist dies kein großes Problem, da die Produkte keine physische