

Bildanalyse, Visualisierung und Modellerstellung für die Implantatplanung im Mittelohr

J. Dornheim¹, S. Born², S. Zachow³, M. Gessat², D. Wellein²,
G. Strauß⁴, B. Preim¹, D. Bartz²

¹Institut für Simulation und Graphik, O.-v.-G.-Universität Magdeburg

²Innovation Center Computer-Assisted Surgery (ICCAS), Universität Leipzig

³Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik (ZIB), Berlin

⁴HNO-Universitätsklinikum Leipzig

Zusammenfassung

Die Tympanoplastik ist ein häufiger Eingriff in der Mittelohr-Chirurgie, bei dem Unterbrechungen in der Gehörknöchelchenkette durch unterschiedliche Arten von Prothesen ersetzt werden können. Für die präoperative Planung dieses Eingriffs soll eine Computerunterstützung entwickelt werden, die im Vorfeld der Operation die Analyse der individuellen Patientenanatomie sowie die Auswahl eines geeigneten Implantattyps und einer sinnvollen Implantatpositionierung unterstützt. Zur Untersuchung der Möglichkeiten eines solchen Planungssystems wird am Beispiel eines hochaufgelösten Computertomographiedatensatzes (HRCT) eines Patienten ein Workflow für diese Computerunterstützung entwickelt. Dabei werden die für die Planung relevanten anatomischen Strukturen segmentiert (Bildanalyse) und anschließend visualisiert. Davon ausgehend wird ein patientenindividuelles Finite-Elemente-Modell der Mittelohranatomie erstellt, was in weiterführenden Arbeiten zur Simulation der Schalleitung nach der Rekonstruktion eingesetzt werden soll.

1 Motivation

Die chirurgische Rekonstruktion der Schalleitungskette im Mittelohr (Tympanoplastik) ist ein häufiger Eingriff in der HNO-Chirurgie, bei welchem Unterbrechungen der Gehörknöchelchenkette durch unterschiedliche Arten von Prothesen ersetzt werden können.

Aufgrund der komplexen und filigranen Mittelohranatomie (Abb. 1) ist die Planung eines solchen Eingriffs allein anhand von 2D-Schichtbildern (z.B. Computertomographie (CT)) nicht möglich. Diese werden daher zur Zeit primär zur Diagnostik eingesetzt, und die Entscheidung über Art, Lage und Länge des Implantats erfolgt zumeist erst während des Eingriffs, ohne vorausgehende präoperative Planung. Untersuchungen zeigen jedoch, dass von der Wahl der Implantatgröße und der Positionierung des Implantats das auditive Operationsergebnis in großem Maße abhängt [BMV⁺04].

Basierend auf der in neuerer Zeit verfügbaren High-Resolution-Computertomographie (HRCT), welche eine zur Darstellung der Ossikelkette ausreichende räumliche Auflösung erlaubt, soll ein klinisch einsetzbares Planungssystem für Mittelohrimplantate entstehen, das eine Entscheidungsunterstützung für den Chirurgen hinsichtlich Implantatauswahl und -positionierung bietet.

In der vorliegenden Arbeit wird ein Konzept für ein solches Planungssystem vorgestellt und am Beispiel von drei HRCT-Datensätzen des Mittelohrs beispielhaft erprobt. Der dabei entwickelte Prozess umfasst die Segmentierung der relevanten anatomischen Strukturen aus dem HRCT-Datensatz, die Visualisierung der daraus resultierenden Oberflächenmodelle mit der Möglichkeit zur Implantatplatzierung, sowie die Erstellung eines patientenindividuellen geometrischen Modells des Mittelohrs zur FE-Simulation der individuellen Schalleitungsfunktion für die funktionelle Planung.

2 Medizinischer Hintergrund

Das Mittelohr befindet sich zwischen dem Trommelfell und dem Innenohr und besteht aus der luftgefüllten Paukenhöhle (Tympanum), in der die drei Gehörknöchelchen (Ossikel) für die Schallübertragung vom Trommelfell zum Eingang des Innenohrs sorgen. Die Gehörknöchelchen werden als Hammer (Malleus), Amboss (Incus) und Steigbügel (Stapes) bezeichnet und sind (zusammen mit weiteren Muskeln, Bändern und knorpeligen Verbindungen) in dieser Reihenfolge in Form einer Kette angeordnet. Der Hammer liegt mit seinem Stiel am Trommelfell an, die Fußplatte des Steigbügels stellt die Verbindung zum Innenohreingang (ovales Fenster) her (Abb. 1).

Ist diese Schalleitungskette unterbrochen (z.B. durch Fehlen eines Ossikels oder eine Lücke zwischen zwei Ossikeln), so kann eine Prothese (Tympanoplastik) eingesetzt werden, um das defekte Stück zu überbrücken und die Schalleitung wieder herzustellen. Prinzipiell unterscheidet man dabei drei Arten von Implantaten [HS06]:

- Die Partial Ossicular Replacement Prothesis (PORP) ersetzt den Hammer und Amboss. Das Implantat wird auf den kugeligen Gelenkkopf des Steigbügels gesetzt und liegt am Trommelfell direkt, oder durch ein Stück Knorpel gepuffert, an.
- Die Total Ossicular Replacement Prothesis (TORP) ersetzt alle drei Ossikel, wobei vom Steigbügel nur die ovale Fußplatte erhalten bleibt.
- Stapesprothesen ersetzen den Steigbügel; sie werden zwischen Amboss und Steigbügel-Fußplatte platziert.

Alle drei Prothesen erfüllen eine schwingungsübertragende Funktion, sollten also nach ihrer Platzierung möglichst keine Berührung mit der Paukenhöhle haben und an beiden Enden fest anliegen, ohne jedoch durch zu starken Kontakt das Trommelfell zu beschädigen. Für die Stabilität der Prothese sowie für eine möglichst unverfälschte Schallübertragung ist auch der Winkel, den die Prothese mit ihren Nachbarstrukturen bildet, von großer Bedeutung [BMV⁺04].

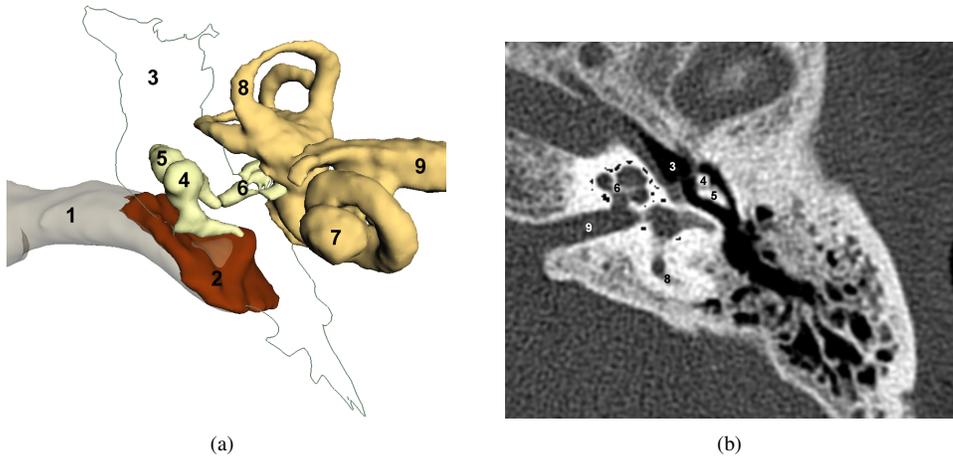


Abbildung 1: Anatomie des Ohrs: (a) Schematische Ansicht mit Gehörgang (1), Trommelfell (2), Paukenhöhle (3), Hammer (4), Amboss (5), Steigbügel (6), Schnecke (7), Bogen­gängen (8) und Hörnerv (9), (b) High-Resolution-Computertomographie (HRCT) der Felsenbeinregion

3 Stand der Forschung

Am UKE Hamburg wurde vorrangig für Trainingszwecke ein detailliertes anatomisches Modell des Mittelohrs aus CT-Daten entwickelt, das für chirurgische Simulationen genutzt werden kann. Der Fokus liegt dabei auf einer effizienten und präzisen Simulation der Haptik bei knochenabtragenden Prozessen, wobei das Ziel ist, den Zugang zum Mittelohr - ohne Verletzung wichtiger Strukturen - zu erlernen [PPT⁺03].

Im Bereich der Visualisierung von Mittelohrstrukturen schlagen verschiedene Autoren unterschiedliche Wege ein. Kikinis et al. [KUJ⁺96] verwendeten Marching-Cubes-generierte Iso-Oberflächen, um die Zielstrukturen darzustellen. Jedoch konnten Teile der Ossikelkette auf Grund von mangelnder räumlicher Auflösung und eingeschränkten Segmentierungsmöglichkeiten nicht erfolgreich rekonstruiert werden. Im Gegensatz dazu verwendeten Hastreiter et al. [HRST⁺99] eine textur-basierte direkte Volumendarstellung und ersetzten die explizite Segmentierung durch die Klassifikation mittels Transferfunktionen. Insbesondere die Ossikelkette kann jedoch auf dieser Basis nicht ausreichend kenntlich gemacht werden. Im gleichen Jahr schlugen Seemann et al. die Verwendung eines hybriden Darstellungsverfahrens vor, welches Oberflächenmodelle der Ossikelkette mit Volumendarstellungen des Felsenbeins verband [SSB⁺99]. Die Segmentierung war auf ein einfaches Regionenwachstumsverfahren beschränkt und erforderte deshalb eine klare Voxeltrennung der einzelnen Ossikel für eine individuelle Identifikation.

Himi et al. und Klingelbiel et al. [HSS⁺00, KFB⁺01] schlagen eine virtuelle Endoskopie zur Diagnose von Anomalien der Ossikelkette vor, welche auf Basis der CT und MRT und einer entsprechenden Software durchgeführt wird. Ähnlich wie bei Hastreiter et al.,

Datensatz	X/Y-Auflösung (mm)	Schichtabstand (mm)
#1	0.195	0.75
#2	0.180	0.3
#3	0.127	0.498

Tabelle 1: Auflösung der verwendeten Datensätze

beschränken sich diese Ansätze auf eine reine Klassifikation anhand der CT-Grauwerte, welche die feinen Strukturen der Ossikelkette i.A. nicht hinreichend identifizieren kann. Darüber hinaus können auf der zu Grunde liegenden Datenbasis (d.h. ohne Segmentierung) keine funktionellen Simulationen durchgeführt werden. Einen allgemeinen Überblick zur virtuellen Endoskopie geben Bartz et al. [Bar05].

Bereits 1992 entstand eine erste Arbeit zur 3D-Modellierung und Simulation des Mittelohres auf Basis einer 3D-Geometrie der Ossikelkette sowie des als 2D-Membran modellierten Trommelfells [W⁺92]. Beer et al. [BBH⁺99] erstellten ein geometrisches Modell des Mittelohrs, für welches Trommelfell und Ossikelkette anhand von Messungen mit einem Laserscanning-Mikroskop rekonstruiert wurden. Die Simulation der Schwingungsdynamik über den hörbaren Frequenzbereich ergab, dass die Ossikel selbst nur im Frequenzbereich von 0–3500 Hz als Starrkörper aufgefasst werden dürfen.

Prendergast et al. [PFR⁺99] untersuchen die Frequenzantwort des Ohres ohne und mit einem Mittelohrimplantat (Typ PORP 0362, Xomed Surgical Products). Es wird eine FE-Analyse des Schwingungsverhaltens unter Berücksichtigung der Ossikelgeometrie, des Trommelfells und der beteiligten Bänder und Muskeln durchgeführt. Im Ergebnis wird deutlich, dass das Schwingungsverhalten der Fußplatte und somit das natürliche Frequenzspektrum durch das Mittelohrimplantat deutlich verändert wird.

In [GSD⁺02] wird ein 3D-Modell des Mittelohrs aus digitalisierten histologischen Schnitten eines Präparates generiert. Das Modell berücksichtigt Trommelfell, Ossikel, Bänder, Sehnen und Muskeln. Die FE-Schwingungsanalyse erfolgte im Frequenzspektrum von 250–8000 Hz, dynamische Randbedingungen am Übergang zwischen Fußplatte und Innenohr wurden durch ein viskoelastisches Feder-Dämpfer-Modell repräsentiert. In [Fer03] wurde ein Modell des Mittelohrs aus μ CT-Daten erstellt. Alle hier genannten Arbeiten erstellen jeweils ein einziges Modell des Mittelohrs mit dem Ziel, durch eine Simulation allgemeine Erkenntnisse über Aspekte der Schalleitung im Mittelohr zu gewinnen. Einen definierten Workflow, um ein solches Modell patienten-individuell aus den zur Operationsplanung vorhandenen HRCT-Daten zu gewinnen, gibt es nach unserem Kenntnisstand bislang nicht.

4 Segmentierung der Mittelohranatomie

Für die vorliegende Untersuchung standen drei HRCT-Datensätze des menschlichen Ohrs zur Verfügung (Tabelle 1). Der Grauwertbereich der Datensätze entsprach der in den positiven Bereich verschobenen Hounsfieldskala (-1024–3071 HU) und umfasste somit Grauwerte von 0 bis 4095.

Aus diesen Datensätzen wurden zunächst alle für die präoperative Planung und die Simulation relevanten anatomischen Strukturen segmentiert. Dies waren einerseits der Gehörgang mit anschließendem Trommelfell, dahinter die Ossikel (Hammer, Amboss, Steigbügel), sowie die Paukenhöhle. Zur Orientierung sollten darüber hinaus auch Bogengänge, Schnecke und knöcherne Begrenzung des Innenohrs visualisiert werden, so dass auch hierfür eine Segmentierung erforderlich war. Muskuläre Strukturen sowie Knorpelverbindungen zwischen den Ossikeln sind in CT-Daten grundsätzlich kaum abgrenzbar und konnten auch im vorliegenden Datensatz nicht segmentiert werden.

Eine Segmentierung mit grauwertbasierten Techniken liegt nahe, da es sich bis auf das Trommelfell ausschließlich um knöcherne bzw. luftgefüllte Strukturen handelt, bzw. die Strukturen sich durch Knochen oder Luft begrenzen. Um Auslaufen in Nachbarstrukturen zu verhindern, wurde das jeweilige Zielobjekt zuvor durch eine grobe Kontur von diesen abgegrenzt, bevor anschließend durch einen Schwellenwert oder Regionenwachstum innerhalb dieser Kontur die Feinsegmentierung erfolgte. Diese Technik wurde bereits erfolgreich zur Segmentierung kontrastierter Blutgefäße im CT eingesetzt [DPP⁺08].

4.1 Segmentierung von Gehörgang und Trommelfell

Das Trommelfell war nur in zwei der drei Datensätze intakt. Aufgrund seiner lückenhaften Abbildung und dem geringen Grauwert in allen CT-Datensätzen war eine manuelle Segmentierung erforderlich. Diese erfolgte in ca. jeder dritten Schicht des Datensatzes; für die dazwischenliegenden Schichten wurde die Kontur interpoliert [SPP00]. Das Innere der gesamten Kontur wurde in eine Voxelrepräsentation überführt und als Segmentierungsmaske für das Trommelfell weiterverwendet.

Die Segmentierung des luftgefüllten Gehörgangs ließ sich in allen drei Datensätzen mit Regionenwachstum durchführen, wobei als Homogenitätskriterium ein Grauwertintervall von 0–700 gewählt wurde. Zur Abgrenzung des Gehörgangs nach außen wurde eine sagittale Ebene als Barriere für das Regionenwachstum verwendet. Die innere Begrenzung des Gehörganges wird durch das Trommelfell gebildet. Daher wurde dieses vor der Segmentierung des Gehörganges segmentiert, um es anschließend als Barriere zu verwenden. Dazu wurde der Originaldatensatz mit der Segmentierungsmaske des Trommelfells überlagert, so dass das gesamte Trommelfell im Datensatz den Grauwert 4095 erhielt und somit als zweite Barriere für das Regionenwachstum diente.

4.2 Segmentierung des Mittelohrs

Die knöchernen Ossikel konnten mittels eines Schwellenwertes (1750–4095) segmentiert werden, mussten aber zuvor voneinander abgegrenzt werden, um separate Objekte zu erhalten. Die Begrenzung zwischen den einzelnen Ossikeln ist im CT gut zu erkennen, so dass hier ebenfalls leicht eine grobe Kontur um jeden Ossikel gezeichnet werden konnte, innerhalb derer der Schwellenwert angewendet wurde (Abb. 2a).

Ähnlich wie der Gehörgang wurde auch die Paukenhöhle segmentiert, die ebenfalls durch das Trommelfell begrenzt wird. Von der Paukenhöhle geht eine luftgefüllte Verbindung zur Nase (Eustachische Röhre), die nicht mitsegmentiert werden soll, darüber hinaus ist die

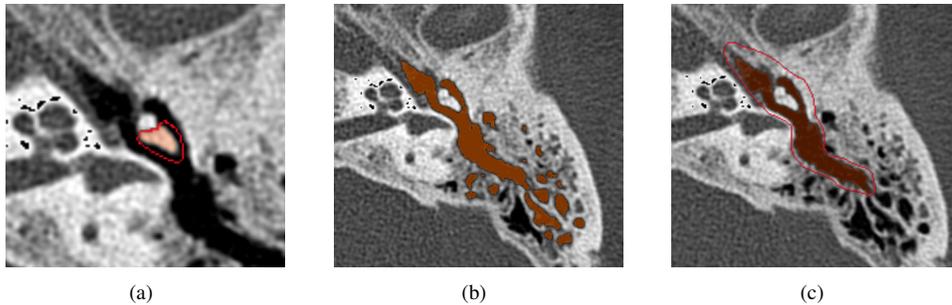


Abbildung 2: Segmentierung des Mittelohrs: (a) Segmentierung des Amboss, (b) Segmentierung der Paukenhöhle und der benachbarten Felsenbeinzellen, (c) Ausschluss der Felsenbeinzellen durch eine grobe Kontur um die Paukenhöhle.

Paukenhöhle keine scharf begrenzte Kammer, sondern geht an anderen Stellen auch in die luftgefüllten Zellen des Felsenbeins über. Daher musste zunächst eine grobe Kontur um die Paukenhöhle gezeichnet werden, um die Abgrenzung vorzunehmen (Abb. 2c,d). In einem Datensatz war die Paukenhöhle atypisch stark verschattet, so dass hier der Schwellenwert zur Segmentierung nach oben angepasst werden musste (0–1749).

4.3 Segmentierung des Innenohrs

Die Segmentierung des Innenohrs erfolgte abschließend durch grobes Umzeichnen des das Innenohr umgebenden Knochens (Abb. 3a). Anschließend wurde innerhalb dieser groben Kontur zunächst der Knochenschwellenwert (1750–4095) zur Segmentierung der knöchernen Begrenzung des Innenohrs eingesetzt. Die darin liegenden Bogengänge und die Schnecke wurden mit einem Grauwertbereich von 300–1750 segmentiert (Abb. 3b,c).

4.4 Segmentierungszeiten

Alle Strukturen konnten erfolgreich in den drei Datensätzen segmentiert werden. Der Aufwand für die Segmentierung resultierte hauptsächlich aus dem Zeichnen der groben Konturen um die einzelnen Zielstrukturen. Je nach Struktur war der Aufwand hier ganz unterschiedlich und ist in Tabelle 2 dargestellt. Wie die Tabelle am Beispiel der Konturen im Datensatz 1 zeigt, hängt der Zeitaufwand weniger von der Anzahl zu zeichnender Schichten als vielmehr von der Größe der Kontur in den Einzelschichten ab. Die Trommelfellsegmentierung nimmt die meiste Zeit in Anspruch, da hier keine grobe, sondern eine exakte Kontur gezeichnet werden muss. Die Auflösung des Datensatzes war für die Segmentierung der relevanten Strukturen adäquat, mit Ausnahme des Steigbügels, der aufgrund des Partialvolumeneffektes nur mit mangelhafter Qualität rekonstruiert werden konnte. Insbesondere die Abgrenzung der Steigbügelfußplatte vom umliegenden Knochen war anhand der vorliegenden Daten nicht möglich, sollte aber bei höher aufgelösten Datensätzen gelingen. Die

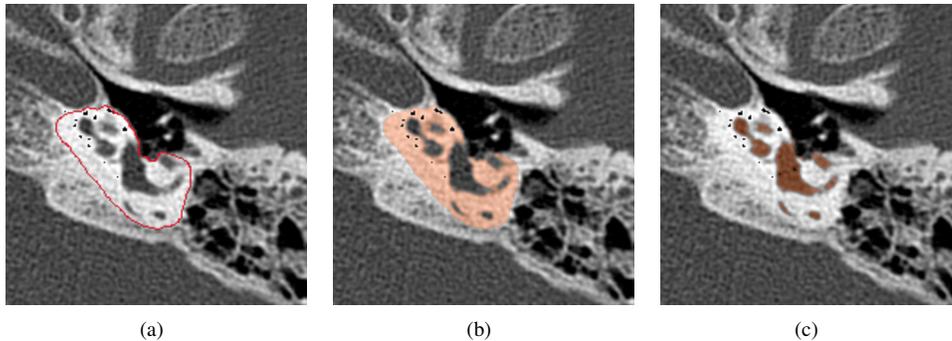


Abbildung 3: Segmentierung des Innenohrs: (a) grobe Kontur zur Abgrenzung des Innenohrs, (b) Segmentierung der knöchernen Hülle des Innenohrs, (c) Segmentierung der Bogengänge und Schnecke.

hier beschriebene Segmentierung wurde mit MeVisLab ¹ durchgeführt.

5 Visualisierung für die OP-Planung

Anhand der so gewonnenen Segmentierungsmasken der einzelnen anatomischen Strukturen kann eine Visualisierung der Mittelohranatomie erfolgen, um den Chirurgen bei der Planung des operativen Eingriffs zu unterstützen. Die einzelnen anatomischen Strukturen und ihr räumlicher Zusammenhang können dazu vom Arzt interaktiv betrachtet werden. Neben einer traditionellen Betrachtung der Anatomie bietet eine virtuelle Endoskopie zusätzlich eine Sicht von innen auf die Mittelohrstrukturen. Beide Methoden stellen Informationen über die Anatomie und Pathologie des Patienten zur Verfügung, die über die traditionellen, zweidimensionalen CT-Schichtbilder hinausgehen. Die Diagnose kann so ggf.

¹<http://www.mevislab.de>

Zielstruktur	Zeitaufwand (Mittel über alle drei Datensätze)	Anzahl zu zeichnender Konturen (Datensatz 1)
Hammer	42 sek	9
Amboss	29 sek	8
Steigbügel	37 sek	4
Trommelfell (nur in 2 Datensätzen intakt)	3 min	9
Paukenhöhle	2 min	12
Innenohr	3 min	12

Tabelle 2: Zeitaufwand für die Segmentierung der einzelnen Zielstrukturen. Die Anzahl gezeichneter Konturen wurde exemplarisch für Datensatz 1 angegeben.

verifiziert und das Vorgehen bei der Operation geplant werden. Die verschiedenen Implantattypen stehen als geometrische Modelle zur Verfügung und können virtuell platziert und auf die jeweilige Eignung überprüft werden. Die erforderliche Länge des Implantats kann eingeschätzt werden, ebenso wie die Winkel an den Ansatzpunkten der Prothese, die Einfluss auf die Stabilität haben. Der Implantattyp und seine Positionierung können so bereits im Vorfeld der Operation ausgewählt werden. Das Ergebnis der Planung (das platzierte Implantat) kann dann als Grundlage für die in Abschnitt 6 beschriebene Erstellung eines Simulationsmodells verwendet werden. Darüber hinaus kann der Patient von der Visualisierung profitieren, da die Patientenaufklärung durch den Arzt anschaulicher gestaltet werden kann. Dafür eignet sich beispielweise ein virtueller Flug (Endoskopie) durch das Mittelohr. In den folgenden Abschnitten werden die Möglichkeiten der Visualisierung des Mittelohrs, die virtuelle Implantatplatzierung sowie die virtuelle Endoskopie des Mittelohrs vorgestellt.

5.1 Visualisierung der Mittelohranatomie

Die anatomischen Teilstrukturen des Mittelohrs liegen nach der Segmentierung aus den HRCT-Daten in Form von klassifizierten Volumendaten vor. Aus diesen können Iso-Oberflächen rekonstruiert werden, so dass für jede anatomische Struktur ein patientenspezifisches, dreidimensionales Modell existiert. Die gleichzeitige Darstellung dieser Modelle veranschaulicht die relative Lage der Strukturen zueinander. Strukturen können ein- und ausgeblendet werden und so einzeln oder im räumlichen Zusammenhang zueinander inspiert werden. Auch eine Vermessung von Abständen und Winkeln ist anhand der dargestellten Geometrie möglich und unterstützt den Chirurgen bei der Entscheidung über die benötigte Länge der Prothese sowie die Stabilität ihrer Positionierung.

Abbildung 4a zeigt eine Überblicksdarstellung des Mittelohres mit angrenzendem Trommelfell und Gehörgang, sowie dem Innenohr. Eine Ausblendung der Paukenhöhlenwand erlaubt die Beurteilung der Ossikelkette (Abb. 4b). Eine kombinierte Darstellung der Modelle mit den CT-Daten stellt den Bezug zu diesen her, erleichtert dem Chirurgen so die Orientierung und lässt die geometrischen Modelle weniger abstrakt erscheinen (Abb. 4c). Durch die Interaktion können die Gehörknöchelchen von allen Seiten betrachtet werden. Die Farbgebung der Szene kann entweder relativ realitätsnah oder entsprechend der Farbkonvention in Anatomieatlanten gewählt werden.

5.2 Virtuelle Implantatplatzierung

Wie bereits in Abschnitt 5 erwähnt, wurde in einer Voruntersuchung die Positionierung eines Implantatmodells anhand einer manuell segmentierten Anatomie durchgeführt und visualisiert (siehe Abb. 5).

In der Planungssoftware soll anstelle der manuellen Auswahl und Ausrichtung des Implantatmodells nur noch die Eingabe weniger anatomischer Landmarken erforderlich sein. Diese können sowohl in den Schichten des CTs als auch auf der Oberfläche der Segmentierung interaktiv gewählt werden. Aus den vom Benutzer eingegebenen Punkten kann vom Computer die Lage des Stapeskopfes bzw. der Stapesfußplatte sowie der Trommelfellebene bestimmt, ein Vorschlag für die Auswahl des Typs und der Größe des Implantats generiert und

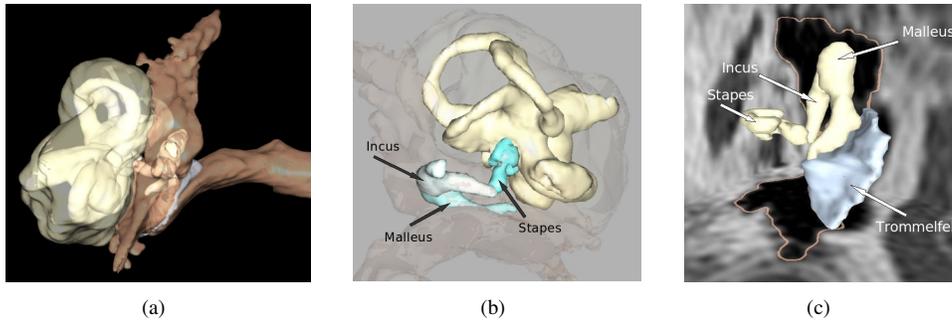


Abbildung 4: Visualisierung der Mittelohranatomie. (a) Durch die transparente Darstellung der Paukenhöhle und der knöchernen Strukturen um das Innenohr lassen sich die Ossikel kontextuell einordnen. (b) Ansicht zur Beurteilung der Ossikelkette, (c) multimodale Darstellung von geometrischen Modellen und CT-Daten zur Identifizierung anatomischer Besonderheiten.

eine Positionierung des Modells vorgenommen werden. Die Planungssoftware soll dem Benutzer außerdem eine interaktive Modifikation ermöglichen, z.B. durch Verschieben der Endpunkte des Implantats oder ggf. Auswahl eines anderen Implantats. Die Prothesenlänge wird automatisch berechnet, Winkel an den Ansatzpunkten können zur Einschätzung der Stabilität der Positionierung vermessen werden.

5.3 Virtuelle Endoskopie

Die virtuelle Endoskopie stellt eine anschauliche Sicht auf die Strukturen des Mittelohrs zur Verfügung, bei der ausgehend vom Gehörgang durch das Trommelfell ins Mittelohr navigiert werden kann [BSG⁺01]. Für den Arzt ergibt sich mit Hilfe dieser Methode eine Darstellung, die einem möglichen Operationszugang gleicht. So wird dem Chirurgen eine virtuelle Vorschau auf die spezifische Patienten-anatomie der Ossikelkette und der anderen anatomischen Strukturen des Mittel- und Innenohrs ermöglicht. Darüber hinaus kann diese Methode auch zur Aufklärung des Patienten über den geplanten Eingriff verwendet werden, da die virtuelle Endoskopie die eigene Ohranatomie anschaulich visualisiert.

Zur Steuerung der virtuellen Kamera wurde ein geführtes Navigationsparadigma implementiert [Gal95]. Hierbei realisieren drei Distanzfelder eine virtuelle Strömung von einem frei-definierbaren Startpunkt zu einem genauso frei-definierbaren Zielpunkt, nebst einer Kollisionsvermeidung [HMK⁺97]. Basierend auf dem Navigationsfeld, einer Überlagerung dieser Distanzfelder, wird dann eine gewichtete Mittellinie von Start- zum Zielpunkt automatisch berechnet. Bei Bedarf kann die virtuelle Kamera jederzeit von dieser Mittellinie abweichen, solange sie nicht mit den Wandstrukturen kollidiert (Überwindung der Strömung). Die Blickrichtung der virtuellen Kamera wird entweder entlang des Gradienten des Navigationsfelds ausgerichtet, oder kann interaktiv vom Benutzer vorgegeben werden. Hierbei spezifiziert der Benutzer die aktuelle Blickrichtung (und damit auch Flugrichtung) durch



Abbildung 5: Visualisierung der Mittelohranatomie und eines TORP-Modells (links) bzw. eines PORP-Modells (rechts) nach manueller Planung

entsprechendes Anzeigen mit der Maus. Der Vorteil dieser Navigationstechnik liegt in der intuitiven und interaktiven Kontrolle der virtuellen Kamera. Die virtuelle Strömung ermöglicht eine automatische Bewegung zum Zielpunkt und ein jederzeit mögliches Ansteuern beliebiger Ziele bei gleichzeitiger Kollisionsvermeidung.

6 Modellerstellung für die Simulation

Die präoperative Planung hat zum Ziel, das geeignete Implantat für einen Patienten auszuwählen und es an dessen individuelle Mittelohranatomie anzupassen. Hier spielen räumliche Zugänge, Abmessungen und vorhandene bzw. fehlende Knochenstrukturen eine wesentliche Rolle. Um das Planungsergebnis hinsichtlich der funktionellen Rekonstruktion präoperativ bewerten zu können, muss die Schalleitung vom Trommelfell über die Ossikel- bzw. die Ossikel-Implantatkette simuliert werden. Aus dieser Simulation resultiert im Idealfall die Übertragungsfunktion des Mittelohrs ohne und mit Implantat, so dass diese durch Parametervariation (Lage bzw. Typ des Implantats) bezüglich einer Zielfunktion optimiert werden kann.

Für komplexe mechanische Schwingungssysteme dieser Art gibt es im Allgemeinen keine geschlossene analytische Lösung. Stattdessen muss das Rechengebiet (die Paukenhöhle mit allen darin befindlichen Strukturen und den Übergängen zum Außen- und Innenohr) räumlich diskretisiert, d.h. in eine endliche Anzahl elementarer Volumenelemente zerlegt werden. Die Differentialgleichungen der dreidimensionalen Elastomechanik (unter Berücksichtigung von Knochen- und Luftschalleitung, Kopplung, Reibung und Dämpfung) lassen sich dann mit numerischen Verfahren, wie z.B. der Finite-Elemente Methode (FEM) auf einem geeigneten Volumengitter in guter Näherung berechnen.

Im nachfolgenden Abschnitt wird auf die Erstellung eines geeigneten geometrischen Modells der Paukenhöhle, des Trommelfells und der Ossikelkette bis hin zum Innenohr eingegangen. Dieses Modell soll als Grundlage zur numerischen Berechnung der Schallübertra-

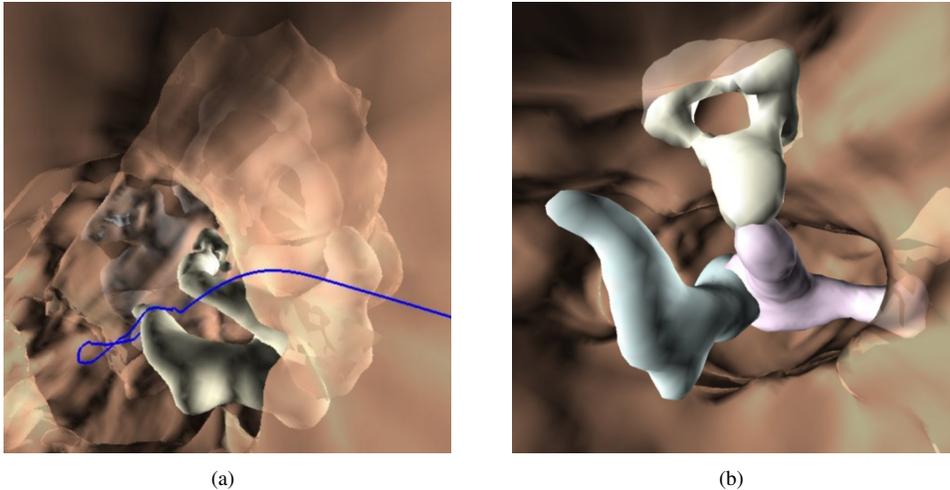


Abbildung 6: Momentaufnahme einer virtuellen Endoskopie mit Blick auf die Ossikel und die Bogengänge. Zur übersichtlicheren Darstellung wurde das Tympanum nicht mit eingebunden. (a) Pfad (blau) für die geführte Navigation, (b) Zur besseren Unterscheidung können die Ossikel auch in unterschiedlichen Farben gerendert werden.

gung dienen. In der eigentlichen Planung werden dann Teile der Ossikelkette durch eine Implantatgeometrie ersetzt; die resultierenden Strukturen müssen anschließend ebenfalls in ein konsistentes Modell zur FE-Simulation überführt werden. Die hier beschriebene Modellerstellung wurde mit Amira² durchgeführt.

6.1 Geometrierekonstruktion

Ziel der Geometrierekonstruktion ist die Erzeugung glatter, topologisch korrekter und ggf. nicht-mannigfaltiger Oberflächenvernetzungen für alle relevanten Grenzflächen (Gehörgang - Trommelfell - Paukenhöhle - Hammer - Amboss - Steigbügel - ovales Fenster - etc.³), die sich aus der Segmentierung des HRCT-Datensatzes ergeben. Ein Marching Cubes Ansatz, wie er typischerweise für die Visualisierung verwendet wird, genügt demzufolge nicht den Anforderungen. Stattdessen ist ein initiales Rekonstruktionsverfahren gefordert, das mehr als zwei unterschiedliche Materialien in einem Voxel klassifizieren kann und in Abhängigkeit von den jeweiligen Materialwahrscheinlichkeiten zu topologisch korrekten, nicht-mannigfaltigen Grenzflächen führt [SZSH98, HSSZ97].

Bereits durch Glättung der als Volumendaten vorliegenden Segmentierungsergebnisse, unter Berücksichtigung der Einschränkungen bei mehr als zwei aneinander grenzenden Materialien, und anschließender Grenzflächenrekonstruktion erhält man im Resultat relativ

²<http://amira.zib.de>

³Knorpel, Muskeln und Bänder sind derzeit noch nicht im Modell repräsentiert

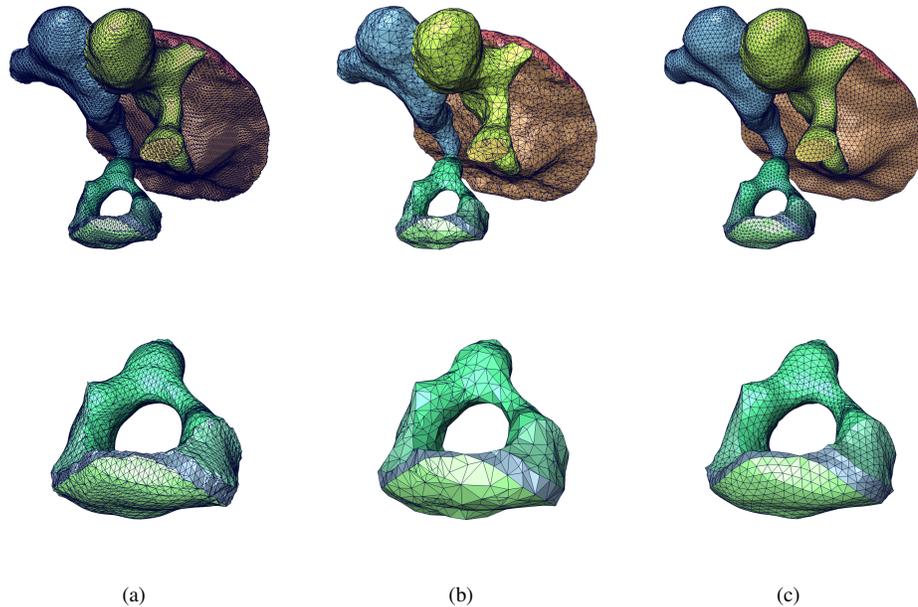


Abbildung 7: Stufen der Gittergenerierung für das gesamte Simulationsmodell (oben) und den Steigbügel im Detail (unten): (a) initial rekonstruierte Oberfläche, (b) mittels Fehlerquadriken simplifiziert, (c) qualitätsoptimierte Simplifizierung

glatte Triangulationen mit Subvoxelauflösung (Abb. 7a).

Die Komplexität der Oberflächenvernetzung soll nun für weitere Verarbeitungsschritte reduziert werden. Insbesondere in Bereichen, in denen die Oberflächenkrümmung nahezu verschwindet, ist die Oberfläche durch unnötig viele Dreiecksflächen repräsentiert, so dass die Komplexität hier ohne Einführung eines geometrischen Fehlers reduziert werden kann. Ziel ist es somit, die initiale Oberflächenvernetzung in eine korrespondierende Vernetzung geringerer Auflösung zu überführen, wobei der aus der Vergrößerung resultierende Fehler ein vorgegebenes Maß nicht überschreiten darf (Abb. 7b). Ein klassisches Verfahren, basierend auf einem sogenannten Quadrikenfehler, bewirkt eine Simplifizierung bei gleichzeitiger Fehlerkontrolle. Allerdings müssen zwei wesentliche Kriterien bei der Simplifizierung berücksichtigt werden: Zum Einen darf sich die Topologie der Oberflächenvernetzung nicht ändern und zum Anderen müssen Materialgrenzen bewahrt werden. Gilt es dann auch noch die Verzerrung der Dreiecksflächen für die FE-Analyse so gering wie möglich zu halten, so muss ein explizites Verfahren zur Verbesserung der Qualität nachgeschaltet werden.

In unserem Fall wird ein explizites Remeshing mit gleichzeitiger Reduktion der Knotenzahl unter Bewahrung aller Merkmalskanten und Materialgrenzen durchgeführt [ZLZ08]. Die initiale Triangulation dient dabei als Referenzgeometrie. Lokale Operationen, die dazu führen, dass Knoten verschoben werden, gewährleisten über eine lokale Parametrisierung, dass diese Knoten immer wieder auf die Ausgangsfläche projiziert werden. Merkmalskan-

	Initiales Modell	Simplifiziertes Modell	Simplifiziert und remeshed
Dreiecksanzahl	110.638	16.880	23.505
Kleinste Winkel	0,27°	0,18°	18,17°
Größte Winkel	178,52°	173,09°	134,75°
Geringste Dreiecksqualität	0,03%	0,11%	28,41%

Tabelle 3: Reduktion der Oberflächenaufösung bei gleichzeitiger Verbesserung der Vernetzungsqualität

ten bleiben bei der Vergrößerung erhalten und werden in ihrer Auflösung lediglich der lokalen Umgebung unter Berücksichtigung eines krümmungsabhängigen Fehlermaßes angepasst. Die Knotenzahl kann entweder vorgegeben oder aus einem Fehlermaß abgeleitet werden. Auf diese Weise gelangt man schrittweise zu einem regulären Dreiecksnetz mit überwiegender Valenz von sechs innerhalb von mannigfaltigen Regionen sowie einer Valenz von jeweils drei an deren Rändern und Merkmalskanten (Abb. 7c). Tabelle 3 zeigt die deutlichen Verbesserungen dieser Methode gegenüber der reinen Simplifizierung (Qualitätsmaß pro Dreieck: $\frac{2 \cdot \text{Inkreisradius}}{\text{Umkreisradius}}$).

6.2 Finite-Elemente-Gittergenerierung

Ausgehend von den triangulierten Grenzflächen wird ein konsistentes Volumengitter aller relevanten Strukturen mittels eines 3D-Advancing-Front-Verfahrens generiert. Dabei werden ausgehend von allen Randflächen, beginnend bei den kleinsten Dreiecksflächen, sukzessive Knoten im Inneren platziert, die zu Tetraederelementen hinreichender Qualität führen. Bereiche, in denen das nicht gelingt, werden in einem Nachverarbeitungsschritt lokal neu vergittert. Abschließend erfolgt eine Relaxation über alle inneren Knoten, um die Winkel- und Größenverhältnisse zu optimieren [ZZH07].

Das Advancing-Front-Verfahren sieht eine Gradation (stetiges Anwachsen) der Elementgröße über einen globalen Faktor vor, der sich aus einer vorgegebenen maximalen Elementgröße berechnet. Solch eine Gradation ist insbesondere dann von Bedeutung, wenn die Gesamtanzahl der Elemente für die numerische Komplexität eine Rolle spielt. Soll eine gezieltere Gradation erfolgen, dann kann die Knotenplatzierung auch über ein zusätzliches 3D-Dichtefeld gesteuert werden.

Tabelle 4 zeigt die Eigenschaften der resultierenden Volumengitter für die einzelnen Strukturen (Qualitätsmaß pro Tetraeder: $\frac{3 \cdot \text{Inkugelradius}}{\text{Umkugelradius}}$). Abbildung 8 visualisiert die generierten Volumenvergitterungen der Strukturen.

7 Zusammenfassung und Ausblick

Auf Basis der segmentierten Organstrukturen des Ohrs kann die individuelle Patientenanatomie anschaulich visualisiert werden. Neben der üblichen Draufsicht auf die rekonstruierten Oberflächenmodelle und ggf. der Schnittbilder, kann mit Hilfe der virtuellen Endosko-

	Tetraederanzahl	Qual _{min}	Qual _{max}	Qual _{mean}
Trommelfell	24.250	26,35 %	99,75 %	64,1 %
Hammer	22.993	4,49 %	99,64 %	71,4 %
Amboss	17.896	30,15 %	99,95 %	68,7 %
Steigbügel	9.960	33,45 %	99,35 %	67,2 %
Paukenhöhle	106.478	29,15 %	99,95 %	68,0 %
Gehörgang	79.039	28,55 %	99,85 %	64,2 %

Tabelle 4: Qualitätsmaße der Einzelstrukturen

pie die Ohranatomie aus Operationssicht dargestellt werden. Dies ermöglicht eine bessere Zugangsplanung, da die chirurgische Zugänglichkeit für das verwendete Implantat geprüft werden kann. Über den direkten medizinischen Nutzen hinaus erlaubt insbesondere die virtuelle Endoskopie dem Patienten eine anschauliche Darstellung seiner eigenen Ohranatomie und kann so die Akzeptanz des Eingriffs erhöhen.

Für die Schwingungssimulation stellt das generierte Modell bereits eine gute Grundlage dar. Dennoch fehlen noch Knorpel, Bänder und Muskeln, die einen entscheidenden Einfluss auf das Schwingungsverhalten des Gesamtsystems haben, sich im CT jedoch nicht darstellen lassen. Für eine erste Simulation werden die knorpeligen Verbindungen zwischen den Ossikeln über geeignet parametrisierte Elementschichten modelliert. Jeweils ein bis zwei Elementschichten je Ossikel an einer gemeinsamen Randfläche werden als Knorpel ausgezeichnet und mit einem deutlich geringeren Elastizitätsmodul parametrisiert. In der Simulation wird dadurch die starre Kopplung zwischen den Ossikeln aufgehoben.

Die frequenzabhängige Übertragungsfunktion des simulierten Ensembles muss letztendlich mit realen Messwerten verglichen werden, um eine Aussage über die Qualität des Modells treffen zu können.

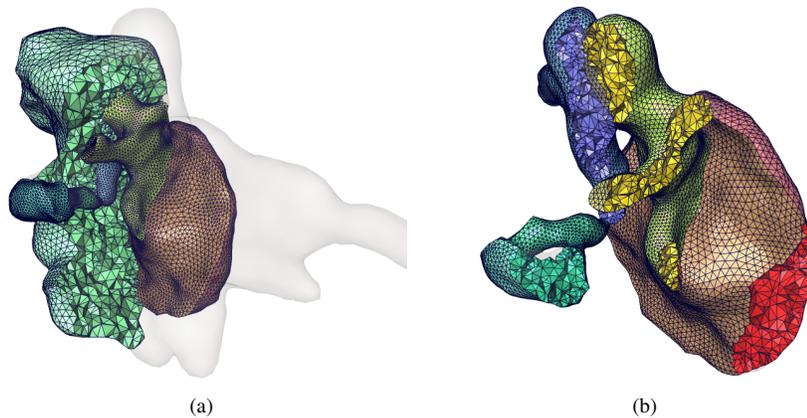


Abbildung 8: Schnitte durch die generierten Volumengitter: (a) Paukenhöhle, (b) Ossikel und Trommelfell

8 Danksagung

Wir danken MeVis (<http://www.mevis.de/index.php>) für die Möglichkeit, MeVisLab mit erweiterter Funktionalität nutzen zu können.

Literatur

- [Bar05] BARTZ, D.: *Virtual Endoscopy in Research and Clinical Practice*. Computer Graphics Forum, 24:111–126, 2005.
- [BBH⁺99] BEER, H.J., M. BORNITZ, H.J. HARDTKE et al.: *Modelling of Components of the Human Middle Ear and Simulation of Their Dynamic Behaviour*. Audiology & Neuro-Otology, (4):156–162, 1999.
- [BMV⁺04] BANCE, M., D.P. MORRIS, R.G. VANWIJHE, M.L. KIEFTE und R.J. FUNNELL: *Comparison of the Mechanical Performance of Ossiculoplasty Using a Prosthetic Malleus-to-Stapes Head with a Tympanic Membrane-to-Stapes Head Assembly in a Human Cadaveric Middle Ear Model*. Otology & Neurotology, 25(6):903–909, 2004.
- [BSG⁺01] BARTZ, D., W. STRASSER, Ö. GÜRVIK, D. FREUDENSTEIN und M. SKALEJ: *Interactive and Multi-modal Visualization for 4 Neuroendoscopic Interventions*. In: *Eurographics/IEEE VGT Symposium on Visualization*, Seiten 157–164, 2001.
- [DPP⁺08] DORNHEIM, J., B. PREIM, U. PREIM, K. MOHNIKE, O. BLANKENSTEIN, F. FÜCHTNER, W. MOHNIKE, S. EMPTING und K. MOHNIKE: *Planungsunterstützung für Pankreasoperationen bei Hyperinsulinismus von Kindern*. In: *Bildverarbeitung für die Medizin*, 2008. to appear.
- [Fer03] FERRAZZINI, M.: *Virtual middle ear: a dynamic mathematical model based on the finite element method*. Doktorarbeit, Technische Wissenschaften ETH Zürich, Nr. 15294, 2003.
- [Gal95] GALYEAN, T.: *Guided Navigation of Virtual Environments*. In: *ACM Symposium on 3D Interactive Graphics*, Seiten 103–104, 210, 1995.
- [GSD⁺02] GAN, R.Z., Q. SUN, R.K. DYER, K.-H. CHANG und K.J. DORMER: *Three-Dimensional Modeling of Middle Ear Biomechanics and Its Applications*. Otology & Neurotology, (23):271–280, 2002.
- [HMK⁺97] HONG, L., S. MURAKI, A. KAUFMAN, D. BARTZ und T. HE: *Virtual Voyage: Interactive Navigation in the Human Colon*. In: *Proceedings of ACM SIGGRAPH*, Seiten 27–34, 1997.
- [HRST⁺99] HASTREITER, P., C. REZK-SALAMA, B. TOMANDL, K. EBERHARDT und T. ERTL: *Interactive Direct Volume Rendering of the Inner Ear for the Planning of Neurosurgery*. In: *Bildverarbeitung für die Medizin*, Seiten 192–196, 1999.

- [HS06] HILDMANN, H. und H. SUDHOFF: *Middle Ear Surgery*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2006.
- [HSS⁺00] HIMI, T., M. SAKATA, T. SHINTANI, H. MITSUZAWA, M. KAMAGATA, J. SATOH und H. SUGIMOTO: *Middle Ear Imaging Using Virtual Endoscopy and its Application in Patients with Ossicular Chain Anomaly*. *Oto-Rhinolaryngology and its related specialities*, 62(6):316–320, 2000.
- [HSSZ97] HEGE, H.C., M. SEEBASS, D. STALLING und M. ZÖCKLER: *A generalized marching cubes algorithm based on non-binary classifications*. Technischer Bericht, ZIB Report SC 97-05, 1997.
- [KFB⁺01] KLINGEBIEL, R., B. FREIGANG, H.-C. BAKNECHT, N. THIEME, P. ROGALLA, M. WERBS, O. KASCHKE und R. LEHMANN: *Virtuelle Darstellungstechniken in der otologischen Bildgebung*. *Laryngorhinotologie*, 80:555–562, 2001.
- [KUJ⁺96] KIKINIS, R., C. UMANN, S. JONES, W. LORENSEN und F. JOLESZ: *Virtual Otoscopy*. In: *IMAGE Society Conference and Exhibition*, 1996.
- [PFR⁺99] PRENDERGAST, P.J., P. FERRIS, H.J. RICE et al.: *Vibro-Acoustic Modelling of the Outer and Middle Ear Using the Finite-Element Method*. *Audiology & Neuro-Otology*, (4):185–191, 1999.
- [PPT⁺03] PETERSIK, A., B. PFLESSER, U. TIEDE, K.H. HÖHNE und R. LEUWER: *Realistic Haptic Interaction in Volume Sculpting for Surgery Simulation*. In: *Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling, Proc. IS4TM 2003, Lecture Notes in Computer Science 2673*, Seiten 194–202, 2003.
- [SPP00] SCHENK, A., G.P.M. PRAUSE und H.-O. PEITGEN: *Efficient Semiautomatic Segmentation of 3D Objects in Medical Images*. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2000*, Seiten 186–195, 2000.
- [SSB⁺99] SEEMANN, M., O. SEEMANN, H. BONÉL, M. SUCKFÜLL, K. ENGLMEIER, A. NAUMANN, C. ALLEN und M.F. REISER: *Evaluation of the middle and inner ear structures: comparison of hybrid rendering, virtual endoscopy and axial 2D source images*. *European Radiology*, 9(9):1432–1458, 1999.
- [SZSH98] STALLING, D., M. ZÖCKLER, O. SANDER und H.C. HEGE: *Weighted labels for 3D image segmentation*. Technischer Bericht, ZIB Report SC 98-39, 1998.
- [W⁺92] WADA, H. et al.: *Analysis of dynamic behavior of human middle ear using a finite-element method*. *Journal of the Acoustical Society of America*, 92(6):3157–3168, 1992.
- [ZLZ08] ZILSKE, M., H. LAMECKER und S. ZACHOW: *Adaptive Remeshing of Non-Manifold Surfaces*. In: DRETTAKIS, G. und R. SCOPIGNO (Herausgeber): *Eurographics 2008*, Band 27, 2008. to appear.
- [ZZH07] ZACHOW, S., M. ZILSKE und H.-CHR. HEGE: *3D Reconstruction of Individual Anatomy from Medical Image Data: Segmentation and Geometry Processing*. 25. ANSYS Conference & CADFEM Users' Meeting, Nov. 21–23 2007. Proc. CD 2.12.15.