

Aus der Radiologischen Universitätsklinik Tübingen
Abteilung für Radiologische Diagnostik
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. C.D. Claussen

**3D-Oberflächenvisualisierung
des Gehör- und Gleichgewichtsorgans
mittels Image Fusion von
HR-CT- und HR-MRT-Volumendatensätzen**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen**

vorgelegt von

JENS BELTLE

aus Leonberg

~ 2006 ~

Dekan: Professor Dr. C. D. Claussen
1. Berichterstatter: Professor Dr. C. D. Claussen
2. Berichterstatter: Professor Dr. M. Maassen

Widmung

***Diese Arbeit ist meinen lieben Eltern gewidmet, die mich in
sämtlichen Situationen stets unterstützen!***

INHALTSVERZEICHNIS

I. EINFÜHRUNG	6
I.1 BILDDATENVERARBEITUNG	6
I.2 BILDGEBENDE VERFAHREN IN DER HNO-DIAGNOSTIK	8
I.3 ZIEL DER STUDIE	10
II. MATERIAL UND METHODE	11
II.1 PATIENTENAKQUISITION	11
II.2 CT-DATEN	11
II.2.1 Prinzip der Computertomographie	11
II.2.2 Datenakquisition	12
II.3 MRT-DATEN	13
II.3.1 Prinzip der Magnetresonanztomographie	13
II.3.2 Vorarbeiten	15
II.3.3 Datenakquisition	15
II.4 GRAFIKWORKSTATION	16
II.4.1 Hardware	16
II.4.2 Software	17
II.5 DREIDIMENSIONALE (3D) REKONSTRUKTION	18
II.5.1 Allgemein	18
II.5.2 Segmentation	19
II.5.3 Oberflächenrendering	25
II.5.4 Farbkodierung	28
II.5.5 Transparenzeinstellungen	29
II.5.6 Darstellungsmodus	30
II.6 BILDFUSION / REGISTRATION	31
II.6.1 Beispiel	33
II.7 DER KOMPLETTE ARBEITSABLAUF	35
II.8 WEITERE BE- UND VERARBEITUNGSMÖGLICHKEITEN	36
II.9 AUSWERTUNG DER BILDQUALITÄT	38

III. ERGEBNISSE	40
IV. DISKUSSION.....	46
V. ZUSAMMENFASSUNG.....	64
VI. LITERATUR.....	66
VII. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	72
VIII. WISSENSCHAFTLICHE PUBLIKATIONEN.....	73
IX. WISSENSCHAFTLICHE VORTRÄGE.....	74
X. WISSENSCHAFTLICHE POSTER.....	75
XI. DANKSAGUNG.....	76
XII. LEBENS LAUF	77

I. EINFÜHRUNG

I.1 Bilddatenverarbeitung

Die Computertomographie und die Magnetresonanztomographie zählen in der radiologischen Diagnostik zu den bedeutendsten Bildgebungsverfahren. Sie werden inzwischen bei einer Vielzahl an Indikationen eingesetzt, und mannigfaltige pathologische Veränderungen im menschlichen Körper können mit Hilfe von CT- und MRT-Datensätzen dargestellt und dadurch interpretiert werden. In diesem Zusammenhang wird die computerunterstützte digitale Bilddaten(nach)verarbeitung in den letzten Jahren immer wichtiger. Hierbei können bereits bestehende, aus verschiedenen bildgebenden Verfahren stammende Aufnahmen mithilfe von Scannern digitalisiert und somit in Computern nutzbar gemacht werden. Moderne Computer- und Magnetresonanztomographen oder Röntgengeräte sind ab Werk mit einer Computerworkstation ausgestattet, so dass der zeitintensive Digitalisierungsprozess heutzutage meist wegfällt und die gewonnenen Bilder und Daten sofort im Computer verwandt und digital archiviert und bearbeitet werden können.

Daher spielen inzwischen digitale Bilddatensätze in der klinischen Praxis eine immer wichtigere Rolle. Durch die Digitalisierung sind die Beurteilung von gewonnenen Bilddaten und die Diagnostizierung von bestimmten Krankheiten und Pathologien anhand dieser Datensätze einfacher und auch zuverlässiger geworden. Besonders bei komplizierten knöchernen Frakturen, der Tumordiagnostik, Veränderungen im Urogenitalbereich oder vaskulären Gefäßveränderungen und damit verbunden auch in der Infarkt- und Herzdiagnostik finden diese Verfahren bereits heute breite Anwendung.

Bis vor einigen Jahren war die digitale Bildbearbeitung jedoch hauptsächlich nur in einer Ebene, nämlich zweidimensional, möglich. Durch immer schnellere Computerprozessoren, größer dimensionierte Festplatten und

Hauptspeicher bis zu 2 Gigabyte wurden jedoch auch die zur Bilddatenverarbeitung verwendeten Computerprogramme und Workstations mit der Zeit immer leistungsfähiger. So können heute durch höhere grafische Auflösungen immer kleinere Strukturen bearbeitet und dargestellt werden.

Einhergehend mit der Verbesserung der Hardware wird in letzter Zeit auch das Ziel angegangen, eine dreidimensionale Visualisierung auf Softwareebene zu realisieren und so die Bildqualität und Bildnachbearbeitungsmöglichkeiten noch weiter zu verbessern. Es gibt heute schon einige wenige Softwarelösungen, die dreidimensionale Visualisierung sinnvoll realisiert haben und mit einer komfortablen Bedienoberfläche ausgestattet sind. So ist es grundsätzlich möglich, dass sie vereinzelt auch schon in privaten Arztpraxen verwendet werden könnten. Jedoch ist der Anschaffungspreis eines solchen Gerätes noch außerordentlich hoch, so dass die Anwendung dieses Mediums bisher meist nur großen Kliniken vorbehalten bleibt.

Parallel zur Verbesserung der Möglichkeiten im softwarebasierten bildvisualisierenden Computerbereich wurden auch die schon etablierten Verfahren wie CT und MRT kontinuierlich weiterentwickelt und optimiert. Da die mithilfe von Bildbearbeitungs-Workstations zu verarbeitenden Datensätze aus Aufnahmen bestehen, die mit Bildgebungsverfahren wie Computertomographie und Magnetresonanztomographie erstellt wurden, ist der Fortschritt auf diesem Gebiet nur aus der Summe der Weiterentwicklungen aller beteiligten Modalitäten zu beurteilen. Je hochwertiger die Ursprungsbilder aus HR-CT (**H**igh **R**esolution **C**omputer **T**omography) oder HR-MRT sind, desto detailgetreuer sind folglich auch die Bilder, die ein Bildbearbeitungsprogramm liefern kann. Und je höher die Auflösung der bearbeiteten Bilder ist, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit, auch kleinste pathologische Veränderungen darstellen und diagnostizieren zu können.

I.2 Bildgebende Verfahren in der HNO-Diagnostik

Bei besonders kleinen Strukturen, wie sie sich zum Beispiel im Gehör- und Gleichgewichtsorgan finden lassen, wurde bis vor wenigen Jahren die digitale grafische Datenverarbeitung nur wenig verwandt. Aufgrund der zu niedrigen Auflösung bei bildgebenden Verfahren waren die Strukturen angesichts der geringen Größe nur unzureichend darstellbar. Durch die komplizierten anatomischen Verhältnisse und die etwas versteckte und unzugängliche Position im Felsenbein des Schädels wird die Beurteilung von Krankheiten des Mittel- und Innenohrs zusätzlich erschwert.

Somit basierte die Diagnostik weitestgehend auf der Beurteilung von verschiedenen subjektiven und objektiven klinischen Symptomen wie Verminderung oder Verlust der Hörfähigkeit, Schwindel (Vertigo), Tinnitus und Nystagmus. In den meisten Fällen wäre hier eine anschauliche und exakte Bildgebung wünschenswert. Eine solche war jedoch nicht in ausreichend detailliertem Maße verfügbar. Durch technische Verbesserungen bei bildgebenden Verfahren wie CT und MRT ist die computergestützte Datenverarbeitung nun auch für die klinische HNO-Praxis sehr interessant geworden. So wurde viel Forschungsarbeit darauf verwandt, die Leistung und die Fähigkeiten der speziellen unabhängigen Grafik-Workstations auch auf diesem medizinischen Fachgebiet zu verbessern und zu optimieren.

Heutzutage sind gerade bei der Diagnostik im Bereich des akustischen und vestibulären Systems Untersuchungen durch ein hochauflösendes CT oder MRT sinnvoll und notwendig, wobei sich die Wahl des bildgebenden Verfahrens nach der jeweiligen Indikationsstellung richtet (siehe Tab. 8 Indikationen des CT und des MRT im Vergleich). Da das äußere und das Mittelohr entwicklungsgeschichtlich separat vom Innenohr entstehen, treten viele Innenohrmißbildungen ohne Beteiligung des externen und des Mittelohrs auf. Im umgekehrten Fall können Pathologien am Mittelohr isoliert ohne Innenohrbeteiligung vorkommen [10]. Und obgleich der äußere Gehörgang und seine Pathologien zumindest teilweise direkt beurteilt werden

können, stellt sich die Untersuchung des Mittel- und Innenohrs komplizierter dar und ist einer einfachen klinischen Untersuchung nicht direkt zugänglich.

So werden Erkrankungen des Mittelohrs, wie zum Beispiel Schallleitungsschwerhörigkeit oder Mittelohrschwerhörigkeit aufgrund von Otosklerose, am besten durch einen Computertomographen (HR-CT) bildlich dargestellt [9].

Demgegenüber ist die Magnetresonanztomographie (HR-MRT) die empfindlichste und beste Darstellungsmethode für Innenohrmissbildungen und –schwerhörigkeiten. Diese Patienten zeigen klinisch häufig das Bild einer Schallempfindungsschwerhörigkeit, des Vertigo oder des Tinnitus [8].

Folglich ergänzen sich HR-CT und HR-MRT bei der Diagnostizierung von Erkrankungen, bei denen Mittel- und Innenohrstörungen gleichzeitig vorliegen (wie kongenitale Mißbildungen, Verletzungen der Felsenbeinspitze und unklaren Hörverlusten), genauso wie bei der Visualisierung des Gehör- und Vestibularsystems [9]. Dennoch ist es selbst mithilfe von zahlreichen hochauflösenden axialen Computertomographie- (HR-CT) und hochauflösenden Magnetresonanztomographieaufnahmen (HR-MRT) schwierig, die komplizierte räumliche Anatomie von Mittel- und Innenohr zu interpretieren. Pathologische Veränderungen und abnorme Morphologien erschweren die Beurteilung der Bilder in diesem Bereich noch zusätzlich. Genau hier setzt die Technik der virtuellen Rekonstruktion an. Sie erlaubt es, Strukturen aus HR-CT und HR-MRT dreidimensional in einem virtuellen Raum darzustellen. Und gerade in Fällen, die im Rahmen der Diagnostik sowohl HR-CT-, als auch HR-MRT-Aufnahmen benötigen, ist die Verwendung eines Bildfusionsverfahrens sinnvoll. Dieses Verfahren bietet die Möglichkeit, die Vorteile einer Bildgebung mit hochauflösender Computertomographie (HR-CT) und die einer hochauflösenden Magnetresonanztomographie (HR-MRT) gleichzeitig in *einem* Bild zu nutzen. So können in einem einzigen dreidimensionalen Raum die zu diagnostizierenden Strukturen in korrekter anatomischer Beziehung zueinander dargestellt werden.

I.3 Ziel der Studie

Ziel der vorliegenden Abhandlung ist es, die Möglichkeiten und Vorzüge einer visuellen dreidimensionalen Darstellung der Innen- und Mittelohrstrukturen (des akustischen und vestibulären Systems) aufzuzeigen. Gleichzeitig sollen die Vorteile einer fusionierten Darstellung der Strukturen dieses Bereichs unter Verwendung eines dreidimensionalen Bildfusionsverfahrens im Vergleich zur herkömmlichen axialen Bildgebung aufgezeigt werden.

II. MATERIAL UND METHODE

II.1 Patientenakquisition

Bei 10 Patienten (6 Frauen und 4 Männer), die aufgrund von Schallempfindungs- und/oder Schalleitungsstörungen unter partiellem oder totalem Hörverlust (n=5), unter Schwindel (n=2) oder Tinnitus (n=3) litten, wurde eine hochauflösende Computertomographie (HR-CT) und eine hochauflösende Magnetresonanztomographie (HR-MRT) des linken und rechten Felsenbeins durchgeführt. Zur Datenakquisition wurden ausschließlich Patienten gewählt, die sich im Rahmen einer diagnostischen Routineanforderung einer Computertomographie- und Magnetresonanztomographieuntersuchung unterziehen lassen mussten. Das mittlere Alter \pm Standardabweichung der Patienten betrug 45.0 Jahre \pm 16.1.

II.2 CT-Daten

II.2.1 Prinzip der Computertomographie

Die Computertomographie ist als eine Weiterentwicklung der konventionellen Röntgenuntersuchung zu betrachten. Senkrecht zur Körperachse dreht sich in Kopf-Fuß-Richtung eine Röntgenröhre um den zu untersuchenden Patienten. Diese Röhre erzeugt mit einer Hochspannung von 120 bis 150 kV (1 kV = 1.000 Volt) einen fächerförmigen Röntgenstrahl, der den Körper in der gewünschten Ebene durchstrahlt. Gegenüber der Röhre befinden sich zwischen 500 und 1.000 halbkreisförmig angeordnete Detektoren, die in Abhängigkeit von der auftreffenden Röntgenstrahlenintensität elektrische Signale erzeugen. Ähnlich wie bei einer Röntgenuntersuchung wird je nach Dichte, Dicke sowie der Beschaffenheit des durchstrahlten Gewebes der Strahl mehr oder weniger stark geschwächt und von den Detektoren erfasst. Die dabei gewonnenen Signale (Schwächungsprofile) werden zu einer

Rechnereinheit geschickt und gespeichert. Anschließend rotiert die Röhre mit den Detektoren geringfügig weiter, um von dieser Position aus eine neue Messung zu beginnen. Dies geschieht je nach Rotationswinkel bis zu 720 Mal pro Ebene. Aus diesen zahlreichen, bei der Rotation gemessenen Schwächungsprofilen werden von der Rechereinheit über einen komplizierten Algorithmus auf einer Zahlenmatrix mit begrenzter Anzahl von Bildpunkten ("Pixel") ein zweidimensionales Schichtbild in Graustufen erzeugt. Zur Erstellung weiterer Schichten wird der Patient schrittweise in Längsrichtung bewegt.

Die neuesten Gerätegenerationen verwenden mehrere Röhren-Detektorsysteme parallel und können somit auch mehrere Fächerstrahlen gleichzeitig aussenden und empfangen. Bei einer Umdrehung können so derzeit bis zu 16 Schichtbilder gleichzeitig erzeugt werden (Multidetektor- oder Multislice-CT). Der Vorteil der Multislice-Technik besteht in einer verkürzten Scanlänge oder einer erhöhten Ortsauflösung in z-Richtung (geringere Schichtdicke). Außerdem können Bilder nicht nur in axialer oder koronarer Ebene erzeugt, sondern auch sagittal rekonstruiert werden [21].

II.2.2 Datenakquisition

In dieser Studie stand für die hochauflösenden Computertomographie(HR-CT)-Aufnahmen ein 16-Zeilen(multislice)-Computertomograph zur Verfügung (SENSATION[®], Siemens AG, Erlangen). Zunächst wurden Topographien der gesamten Felsenbeinregion erstellt. Diese Aufnahmen dienten der Planung und Ausrichtung des Abtastvolumens. Um eine Verringerung der Strahlungs-dosis für die Augen und speziell Kornea und Linse zu erreichen, wurde diese Untersuchung parallel zum harten Gaumen in kraniokaudaler Richtung geführt. Abtastungen erfolgten mit einer Röhrenspannung von 120 kV, einem Röhrenstrom von 240 mAs, einer Schicht-Kollimation von 16 x 0.75 mm = 12.0 mm und einem Tischvorschub von 12.0 mm / Rotation (Pitch=1). Die Rotationszeit betrug 1.0 Sekunden, die Bildmatrix umfasste 512 x 512 Pixel. Kontrastmittel wurde nicht verabreicht. Nach der Datenerfassung wurden die axialen Bilder jeder Seite des Felsenbeins separat rekonstruiert,

um durch Verringerung des primären Sichtfeldes auf 60 mm die Pixelgröße zu reduzieren.

Es ist sinnvoll, das primäre Sichtfeld möglichst genau an die zu interessierende Region (Region of interest; ROI) anzupassen, um so eine größtmögliche Bildauflösung zu erreichen. Auf diese Weise konnten unscharfe Bilder, die durch sekundäres elektronisches Zoomen zustande kommen, weitestgehend vermieden und eine hohe räumliche Auflösung gewährleistet werden.

Die Rekonstruktion erfolgte mit einem Inkrement von 0.3 mm (Voxelgröße 0,117 x 0,117 x 0,3 mm), einer Interpolation von 180° und einem hochauflösenden Software-Algorithmus zur kontrastierten Darstellung knöcherner Strukturen („Kernel U80u very sharp“).

II.3 MRT-Daten

II.3.1 Prinzip der Magnetresonanztomographie

Die Magnetresonanztomographie (HR-MRT) oder Kernspintomographie ist ein modernes Schnittbildverfahren, das sich die Prinzipien der so genannten kernmagnetischen Resonanz zunutze macht. Anders als beispielsweise bei der Computertomographie werden zur Erzeugung der Bilder keine Röntgenstrahlen eingesetzt, sondern starke Magnetfelder und Radiowellen.

Ein Atom besteht aus einer Hülle, gebildet von den Elektronen und aus einem Kern, der aus Protonen und Neutronen zusammengesetzt ist. Die Protonen drehen sich um eine Achse, d.h. sie besitzen einen (Kern)Spin. Da durch diesen Spin auch die elektrische Ladung der Protonen rotiert, resultiert daraus ein kleines begleitendes Magnetfeld. Dadurch richten sich diese Protonen in einem extern angelegten starken Magnetfeld anhand der Feldlinien des Magnetfeldes aus. Dies macht man sich bei der Magnetresonanztomographie zunutze.

Das Magnetresonanztomographie-Verfahren funktioniert im Wesentlichen folgendermaßen: Erster Schritt ist die Erzeugung eines starken, stabilen,

homogenen Magnetfeldes von 1 - 3 Tesla um den Körper (10.000 - 30.000mal stärker als das Magnetfeld der Erde). Dadurch wird eine stabile Ausrichtung der Protonen erreicht. Durch elektromagnetische Einstrahlung von Hochfrequenzenergie in Form eines Radiosignals werden die Wasserstoffprotonen in Schwingung versetzt und deren stabile Ausrichtung verändert. Dabei nehmen die Protonen Energie auf. Nach Abschaltung des Radioimpulses kehren die Wasserstoffprotonen wieder in ihre Ausgangsstellung zurück und geben dabei ihre Energie wieder ab. Diese abgegebene Energie ist durch Empfangsspulen als schwaches elektrisches Signal messbar. Durch eine ausgefeilte Anordnung dieser Empfangsspulen ist eine räumliche Zuordnung dieser Signale (Frequenz- und Phasenkodierung) möglich, so dass mit aufwändigen Rechenverfahren (sogenannte Fouriertransformation) Schnittbilder hergestellt werden können. Für spezielle Untersuchungen gibt es speziell geformte Empfangsspulen, zum Beispiel für die Untersuchung des Kopfes, der Wirbelsäule oder der (weiblichen) Brust (MR-Mammographie). Die Schnitorientierung der HR-MRT-Bilder ist beliebig variabel und erlaubt eine multiplanare Darstellung der Untersuchungsregion.

Die Signaldifferenzen aus den einzelnen Körpergeweben ergeben sich aus deren Protonendichte, aus der Kopplung der relevanten Protonen an ihre jeweilige chemische Umgebung (Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1) sowie aus der gegenseitigen Beeinflussung der Protonen (Spin-Spin-Relaxationszeit T_2). T_1 beschreibt, wie schnell sich das magnetische Moment des untersuchten Gewebes wieder längs des äußeren Magnetfeldes anordnet. T_2 drückt aus, wie schnell sich die Quermagnetisierung nach einem HF-Impuls wieder abbaut. Je kleiner eine solche Relaxationszeit ist, desto schneller wird der Ausgangszustand wieder erreicht und desto mehr Protonen stehen für die nächste Anregung wieder zur Verfügung. Gewebe mit kürzerer Relaxationszeit erzeugen ein stärkeres Signal als solche mit längerer Relaxationszeit. Daraus ergibt sich der Bildkontrast verschiedener Gewebe. Typische HR-MRT-Kontrastmittel verkürzen in Geweben, in denen sie sich anlagern, die Relaxationszeiten (bildrelevant ist die T_1 -Verkürzung).

II.3.2 Vorarbeiten

Zunächst wurde sowohl ein 1.5 Tesla MR-Scanner (MAGNETOM Sonata[®], Siemens AG, Erlangen, Deutschland) als auch ein 3.0 Tesla MR-Scanner (MAGNETOM Trio[®], Siemens AG, Erlangen) zur Datengewinnung verwendet. In einer im Vorfeld durchgeführten Studie [44] konnte im Vergleich jedoch festgestellt werden, dass mit dem 3.0 Tesla-Tomographen bei den Bilddaten ein um etwa 1,3 höheres Signal-Rausch-Verhältnis erreicht wurde, obwohl aufgrund der Grenzwerte in der spezifischen Absorptionsrate SAR deutlich verminderte Anregewinkel eingestellt werden mussten ($\alpha=42^\circ$ bei 3.0 Tesla anstatt 70° bei 1.5 Tesla) [44]. Somit wurden die Datensätze des 1.5 Tesla-Gerätes verworfen und zur HR-MRT-Datengewinnung letztendlich nur der 3.0 Tesla MR-Scanner eingesetzt.

II.3.3 Datenakquisition

Die hochauflösenden Magnetresonanztomographie-Untersuchungen wurden mit einem 3.0 Tesla MR-Scanner (MAGNETOM Trio[®], Siemens AG, Erlangen) unter Verwendung einer Standardkopfspule durchgeführt. Um eine möglichst hohe räumliche Auflösung zu erreichen, wurde jedes Innenohr zunächst separat im HR-MRT mit einer dreidimensionalen 3D-CISS (Constructive Interference in Steady State) Gradienten-Echo-Sequenz untersucht. Diese 3D-CISS-Sequenz (3.0 Tesla) setzte sich aus folgenden Parametern zusammen: Wiederholungszeit (TR) = 8.97 ms, Echozeit (TE) = 4.64 ms, Anregewinkel $\alpha = 42^\circ$, Gesamtmesszeit (TA) = 7 min 37 s. Die räumliche Auflösung mit einer Voxelgröße von 0.39 x 0.39 x 0.4 mm erreichte man durch selektive Anregung des axialen Schichtblocks (Stärke 25.6 mm, 64 Schichten) und mit einer Matrix von 256 x 256 Pixeln bei einem 100 x 100 mm großen „Field-of-View“ (FOV) [7]. Um Einfaltungen auf die Region des Innenohrs zu vermeiden, wurde die Phasenkodierrichtung von links nach rechts mit einem Phasenoversampling von 25% gewählt. Die Parameter beim zunächst ebenfalls verwendeten 1.5 Tesla-MR-Scanner unterschieden sich aufgrund des Limits der spezifischen Absorptionsraten (SAR) nur im Anregewinkel, der hier $\alpha = 70^\circ$ betrug.

Zusätzlich zu den 3D-Aufnahmen wurden in schichtselektiver Technik weitere Volumen bestehend aus jeweils 20 axialen T2- und sowohl nativen als auch kontrastmittelverstärkten T1-gewichteten Bildern mit Turbo-Spin-Echo(TSE)-Sequenzen angefertigt. Die Protokollparameter betragen für die T2-Gewichtung TR = 4.000 ms und TE = 100 ms, für die T1-Gewichtung TR = 500 ms und TE = 15 ms. Das FOV dieser Aufnahmen umfasste bei den TSE-Sequenzen den gesamten Kopfquerschnitt, also beide Innenohren in einer Ebene. Die Schichtdicke der Turbo-Spin-Echo-Sequenzen betrug 2.0mm, die Pixelauflösung innerhalb einer Schicht 0.9 x 0.4 mm.

Bei kontrastverstärkten Aufnahmen wurde jeweils vor der Untersuchung intravenös Gadolinium - DTPA mit einer Konzentration von 0.1 mmol/kg Körpergewicht appliziert.

II.4 Grafikworkstation

II.4.1 Hardware

Zur grafischen Verarbeitung wurde eine spezielle Grafikworkstation verwendet (EasyVision[®], Philips Medical Systems), die mit einem Dualprozessor mit einer Taktung von jeweils 400MHz und einer speziellen hardwarebasierten Grafikkbeschleunigung bestückt war. Der Hauptspeicher umfasste 1024 MB RAM. Mit ausreichend großen Datenvolumen konnte man jedoch trotz dieses groß dimensionierten Hauptspeichers an die Grenzen des Systems kommen, was zum Beispiel bei Arbeiten mit sehr hohen Auflösungen zum Absturz des Systems und Datenverlusten führte. Im Rahmen unserer Studie kam dies jedoch selten vor, da die Bildgebung des Mittel- und Innenohrs nur ein relativ kleines „Region of interest“ (ROI) umfasst und keine übermäßig großen Datenmengen anfielen. Zur umfassenden Nutzung in allen Bereichen wäre aber ein größerer Hauptspeicher wünschenswert.

Die Workstation basierte auf einem SUN[®]-Betriebssystem, das direkt an das klinikinterne digitale Netzwerk angeschlossen war. Da die Aufnahmen aus dem Magnetresonanztomographen MAGNETOM Trio[®] und dem

Computertomographen SENSATION[®] automatisch nach der Untersuchung digital gespeichert wurden, funktionierte der Datentransfer der Aufnahmen via Netzwerk zu der EasyVision[®]-Grafikworkstation schnell und komfortabel.

II.4.2 Software

Wir verwendeten EasyVision[®] 5.1, eine auf dreidimensionale Visualisierung im medizinischen Bereich spezialisierte Software von Philips (Philips Medical Systems).

Diese Software ermöglichte es, die speziellen Datenvolumen- und Dateiformate von MAGNETOM Trio[®] und SENSATION[®] automatisch einzulesen und softwareintern zu verwalten und zu bearbeiten, so dass keine zeitaufwändigen Formatkonvertierungsvorgänge notwendig waren. Die erfassten Volumendatensätze konnten digital in einem EasyVision[®]-Workstation-eigenen Format gespeichert werden. Dadurch wurde der Austausch zwischen verschiedenen Workstations gewährleistet.

Das Programm selbst bestand aus mehreren verschiedenen Modulen, denen jeweils spezifische Aufgaben zugeordnet waren. Es beinhaltete ein Segmentations-, ein Darstellungsmodul und ein Image Fusion- oder Registrationsmodul. Im Segmentationsmodul wurde die eigentliche Segmentation durchgeführt (siehe Kapitel 2.5.2). Im Darstellungsmodus konnten die dreidimensionalen Objekte in korrekter anatomischer Lage zueinander betrachtet und im virtuellen Raum gedreht und skaliert werden (siehe Kapitel 2.5.6). Das Registrationsmodul erfüllte die Aufgabe des Image Fusion (siehe Kapitel 2.6).

Zur Optimierung der Modellberechnung und -darstellung stand in jedem Modul eine Vielzahl von Parametereinstellungen zur Verfügung. Der Übersichtlichkeit wegen wurde deshalb ein Parameterformular erstellt, in dem alle wichtigen und für diese Studie optimalen Einstellungen für Segmentation, Oberflächenrendering, Farbkodierung und Transparenz dokumentiert wurden (siehe Kapitel Ergebnisse, Tabelle 3-5). Dies führte zu einer Zeitersparnis und erleichterte die Erstellung der verschiedenen dreidimensionalen Objekte.

II.5 Dreidimensionale (3D) Rekonstruktion

II.5.1 Allgemein

Die Übertragung der HR-CT- und HR-MRT-Datensätze auf die spezielle Hochleistungsgrafikworkstation („EasyVision® 5.1“; Philips Medical Systems) erfolgte via Netzwerk.

Zunächst wurde festgelegt, welche Strukturen des Mittel- und Innenohrbereichs anhand der beiden Bildgebungsverfahren rekonstruiert und in die Studie miteinbezogen werden sollten. Die pro Patient und Ohr rekonstruierten Strukturen und die Verteilung auf CT- und MRT-Datensätze sind in Tabelle 1 zusammengefasst:

Computer-Tomographie	Magnetresonanztomographie
1. Malleus	1. Ductus semicirculares
2. Incus	2. Utriculus
3. Stapes	3. Cochlea
4. Ligamente von Malleus und Incus	4. Basilarmembran
5. Trommelfell	5. Nervus vestibulocochlearis
6. Musculus stapedius	6. Extratemporaler Anteil des N. facialis
7. Intratemporaler Anteil des N. facialis	facialis

Tab. 1: Rekonstruktionsverteilung der Innen- und Mittelohrstrukturen auf CT und MRT

Die Auflösung der HR-CT-Aufnahmen bestand aus einer Matrix von 512x512, die der HR-MRT-Aufnahmen aus einer 256x256 Matrix. Dieser Unterschied in den Auflösungen machte sich besonders an den vollständig bearbeiteten Oberflächenmodellbildern bemerkbar. Aufgrund der geringeren Auflösung stellten sich hier aus einem Magnetresonanzdatenvolumen segmentierte Objekte gerasterter dar als Objekte aus dem Computertomographen. Dies zeigte sich insbesondere an der Rekonstruktion des Nervus facialis, da dieser teils aus HR-CT und teils aus HR-MRT-Daten erstellt wurde.

Der HR-CT- oder HR-MRT-Akquisition folgten die digitalen Bearbeitungsschritte, die bis zum komplett bearbeiteten dreidimensionalen

Modell die Segmentierung, die Registrierung (Fusion) sowie die nachfolgende Bearbeitung zum Beispiel durch Transparenzeinstellungen beinhalteten.

Die Segmentation erfolgte entweder vollautomatisch vom Programm, automatisch mit anschließender manueller Bearbeitung oder komplett manuell (siehe Kapitel 3.5.2). Es war notwendig, für jede Struktur einen individuell angepassten Segmentationsablauf zu entwickeln (siehe Tabelle 2). Nach erfolgreicher Bearbeitung errechnete das Programm aus den Segmentationsdaten das fertige dreidimensionale Oberflächenmodell (siehe Kapitel II.5.3 und II.5.6). Dieses konnte im virtuellen Raum frei gedreht, bewegt und gezoomt werden. Je nach Anzahl, Komplexität und Auflösung der gleichzeitig dargestellten Strukturen geschah dies in Echtzeit oder mit einer Latenz, die sich zwischen Millisekunden und einigen Minuten bewegen konnte.

Das Image Fusion (bei EasyVision[®] „Registration“ genannt, siehe Kapitel II.6) ermöglichte schließlich die farbkodierte Darstellung beliebig vieler, aus verschiedenen Volumen- und Bildgebungsverfahren segmentierter Objekte in *einem* gemeinsamen virtuellen Raum in anatomisch korrekter Lage zueinander (siehe Kapitel II.5.4).

II.5.2 Segmentation

Die anatomischen Strukturen des Mittelohrs (Malleus und Incus mit den zugehörigen Ligamenten, Stapes, Trommelfell, Muskulus Stapedius, intratemporaler Teil des Nervus Facialis) wurden sämtlich manuell anhand der HR-CT-Daten segmentiert. Die Segmentation der anatomischen Strukturen des Innenohrs (superiorer, lateraler und posteriorer Ductus Semicircularis, Vestibularorgan, Cochlea mit der Basilarmembran, extratemporaler Anteil des Nervus Facialis und Nervus Vestibulocochlearis) erfolgte manuell anhand der HR-MRT-Daten.

Eine Segmentation beschreibt das Markieren von Voxeln in einem Datenvolumen, die einer bestimmten Struktur zugehörig sind. Ein Voxel ist die dreidimensionale Form eines Pixels, also ein Bildpunkt in einem dreidimensionalen Raum, zum Beispiel in einem Datenvolumen. Anhand

dieser markierten Voxel war es dem Programm möglich, ein dreidimensionales Modell dieser Struktur zu erstellen, und eine Segmentation bewirkt, dass das ROI praktisch voxelgenau an die zu interessierende Struktur angepasst wird.

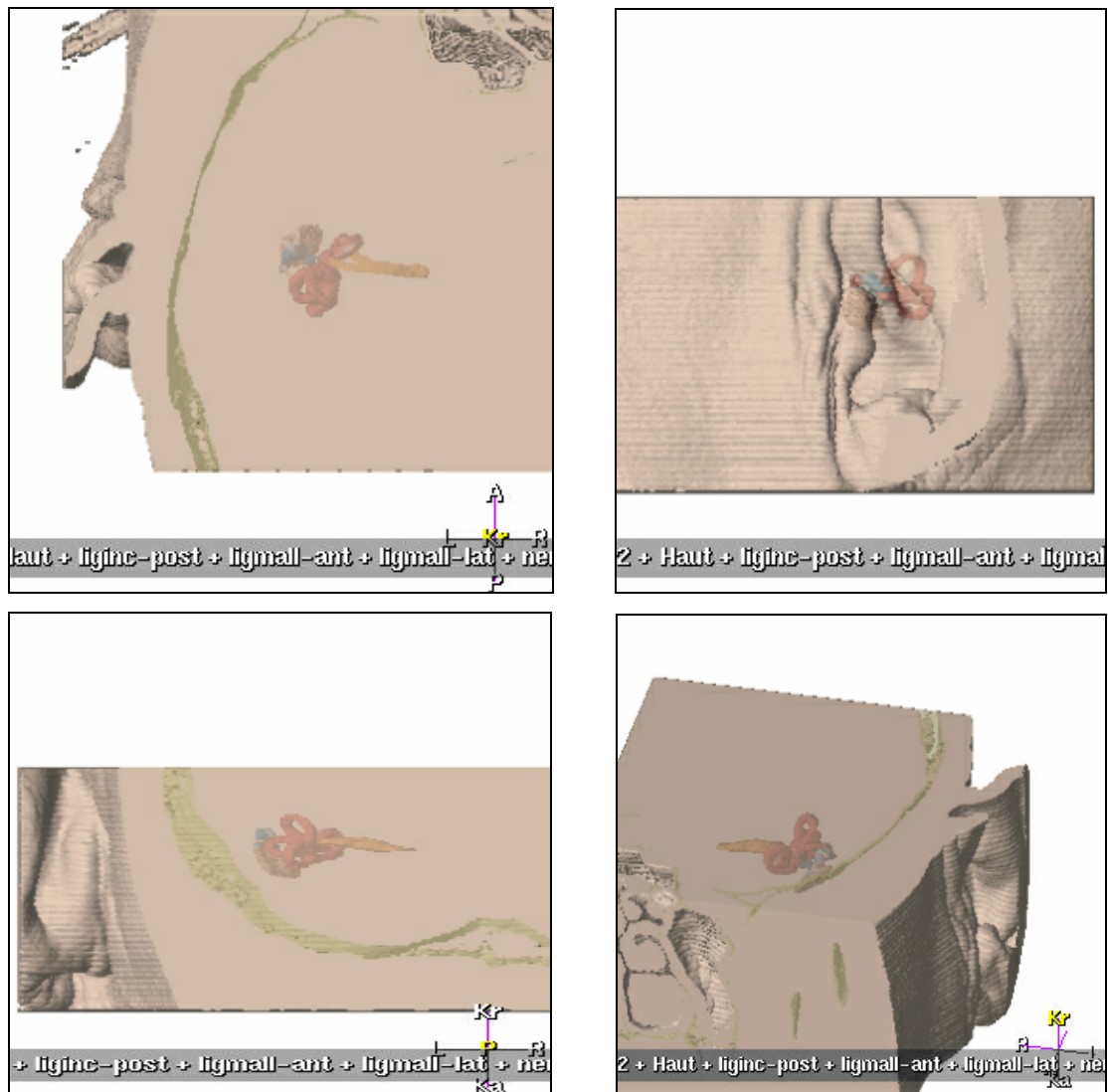


Abb. 1: Blick auf die Lage der Innen- und Mittelohrobjekte im dreidimensionalen Datenvolumen

Wie bereits angeführt (s.o.), gibt es drei verschiedene Möglichkeiten, eine Segmentation durchzuführen:

- komplett automatisch (schwelenwert-basiert)

- automatisch (schwollenwert-basiert) mit anschließender manueller Bearbeitung
- komplett manuell

Zur automatischen Segmentation benötigte die EasyVision[®]-Workstation nur ein vom Untersucher im Threshold-Fenster (siehe Abb. 2) definiertes Kontrast-Schwollenwertintervall. Dieser Kontrast-Schwollenwert („threshold“) sollte dem Dichtewert der zu segmentierenden Struktur entsprechen. Spezielle Werkzeuge im Segmentationsmodul der EasyVision[®]-Workstation erleichterten die Auswahl dieses Wertes.

Die Voxel, deren Dichte diesem definierten Schwollenwert/Farbwert entsprachen oder innerhalb dieses Schwollenwertintervalls lagen (im Programm zwischen den unteren (entspricht „lower“) und den oberen (entspricht „upper“) Werten; siehe Abb.2), wurden farbig gekennzeichnet und dadurch automatisch als zum Objekt zugehörig markiert. Dadurch grenzte die EasyVision[®]-Workstation die zu segmentierende Fläche vom Rest des Schichtbildes visuell ab (siehe Abb. 3), und man konnte schon vor der eigentlichen Erstellung des 3D-Objektes die Richtigkeit der Einstellungen überprüfen. Das Programm bezog alle angrenzenden Voxel (sowohl zweidimensional im selben Schichtbild als auch dreidimensional in den angrenzenden Schichtbildern), die denselben Dichtewert hatten, in die Segmentation mit ein und markierte sie; es erstellte also Schicht für Schicht automatisch den zu segmentierenden Bereich.

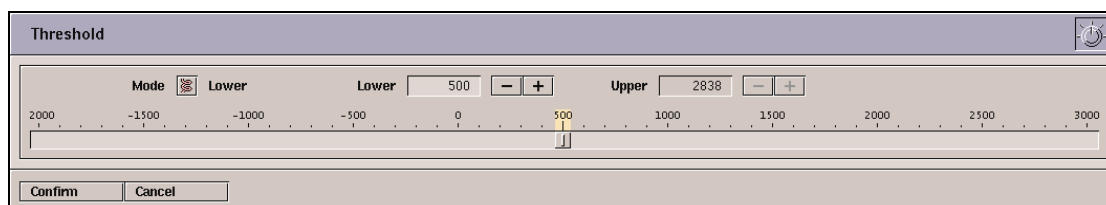


Abb. 2: Thresholdeinstellung mit Bereichsparameter „Lower“ und „Upper“

Diese auf diesem Wege gekennzeichneten Voxel benutzte das Programm zur Definition der gewünschten anatomischen Struktur und wurden somit letztlich

zur Berechnung des 3D-Objektes verwendet (siehe Abb. 3). Im Idealfall definierten alle markierten Voxel genau die zu segmentierende Struktur.

Da die verschiedenen Strukturen des Mittel- und Innenohrs grundsätzlich unterschiedliche Dichtewerte besitzen, musste für jede Struktur ein individuelles Schwellenwert-Intervall definiert werden. Diese individuellen Schwellenwert-Intervalle können Tabelle 3 entnommen werden.

In der Praxis erwies sich die komplett automatische Segmentation jedoch als alleinige Segmentationsmethode als nicht geeignet, da stets eine manuelle Nachbearbeitung notwendig war. Der Grund hierfür lag darin, dass die Pixelfarbwertbereiche, die zur Segmentation für eine Struktur gewählt wurden, meist nicht nur bei eben der gewünschten Struktur auftraten, sondern auch an verschiedenen anderen Stellen im Datenvolumen. Diese wurden im vollautomatischen Modus mitsegmentiert und mussten dann nachträglich entweder manuell oder in speziellen Fällen anhand der Funktion „Speck removal“ entfernt werden. Die Funktion „Speck Removal“ erlaubte es, vereinzelte Voxelpartikel frei definierbarer Größe, die sich frei im Datenvolumen befanden und offensichtlich keine Verbindung zu einem Objekt hatten, automatisch von der Berechnung des Objektes auszuschließen. Handelte es sich hierbei jedoch nicht nur um einzelne Voxelpartikel, sondern um ganze Flächen, die nicht zur zu segmentierenden Struktur gehörten, wurden sogenannte „Saatpixel“ verwandt. Ein „Saatpixel“ wird mithilfe der Maus innerhalb einer Fläche gesetzt, und diese wird somit vom Programm zur Erstellung des dreidimensionalen Objektes ausgeschlossen.

Der Automationsmodus konnte lediglich bei dem Felsenbein und den Gehörknöchelchen (Malleus, Incus und Stapes) sinnvoll angewendet werden. Diese wurden aus dem HR-CT-Volumen segmentiert, da knöcherne Strukturen im CT einen sehr deutlich abgrenzbaren Dichtewert besitzen. HR-MRT Aufnahmen beinhalten dagegen oft starkes Rauschen, was eine voxelgenaue, exakte Abgrenzung der Strukturen für ein vollautomatisiertes Segmentationsverfahren unmöglich macht. Und das im Vergleich zu HR-CT geringere Auflösungsvermögen der Schichtbilder in HR-MRT-Datensätzen

machte eine manuelle Nachbearbeitung der restlichen zu extrahierenden Strukturen ebenfalls unabdingbar.

Hierzu waren bei der EasyVision®-Workstation umfangreiche manuelle Nachbearbeitungsmöglichkeiten integriert. So konnte die Voxelfläche einer axialen Schicht, die die innerhalb des Schwellenwertes befindlichen Voxel darstellte, in Größe und Form angepasst und so eventuelle Ungenauigkeiten der vollautomatischen Segmentation des Computers ausgeglichen werden. Da aber der enorme Aufwand der manuellen Nachbearbeitung die Anwendung der automatisierten Segmentation in den meisten Fällen nicht gerechtfertigt hätte, war bei den restlichen Objekten eine komplett manuelle Arbeitsweise notwendig.

Automatische Segmentation mit manueller Bearbeitung	Komplett manuelle Segmentation
Malleus	Membrana tympani
Incus	Ligamenti
Stapes	Musculus stapedius
Felsenbeinknochen	Vestibularorgan
	Cochlea
	Basilarmembran
	Nervus facialis
	N. vestibulocochlearis
	Kleinhirn

Tab.2: Geeignete Segmentationsverfahren für die verschiedenen Strukturen

Der manuelle Modus erforderte eine axiale Schicht-für-Schicht-Bearbeitung. Die das gewünschte Objekt definierenden Begrenzungslinien wurden hier per Hand am Monitor gezeichnet und nicht, wie im automatischen Segmentationsmodus, vom Computer erstellt. Dazu setzte man auf einer axialen Schicht an markanten, die Struktur abgrenzenden Stellen so genannte Orientierungspunkte, die vom Programm durch eine Linie verbunden wurden (siehe Abb. 4). Zum genaueren Setzen dieser Punkte erlaubte das Computerprogramm eine stufenlose Vergrößerung spezifischer Regionen der axialen Bilder. Bei extremen Zoom-Faktoren verliert die Auflösung jedoch an Qualität. Demzufolge wurde bei extremem Zoomen auch

die Abgrenzbarkeit der Strukturen erschwert. Gerade bei besonders kleinen Strukturen, wie zum Beispiel der Basilarmembran, war ein Zoomen aber hilfreich und notwendig.

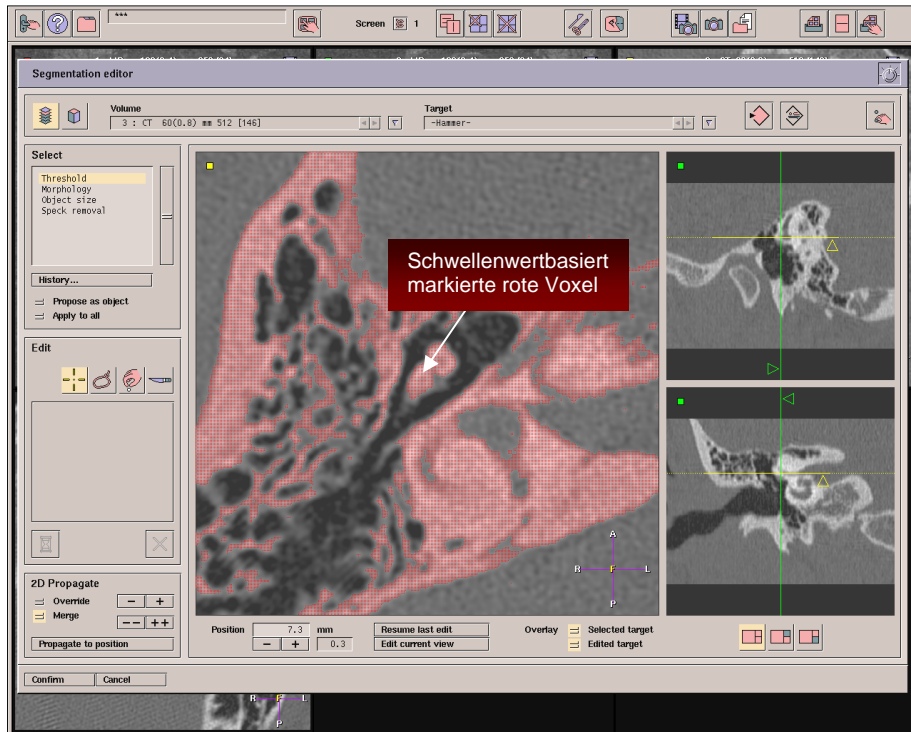


Abb. 3:
Automatische
Schwellenwertsegmen-
tation am
Beispiel des
Malleus

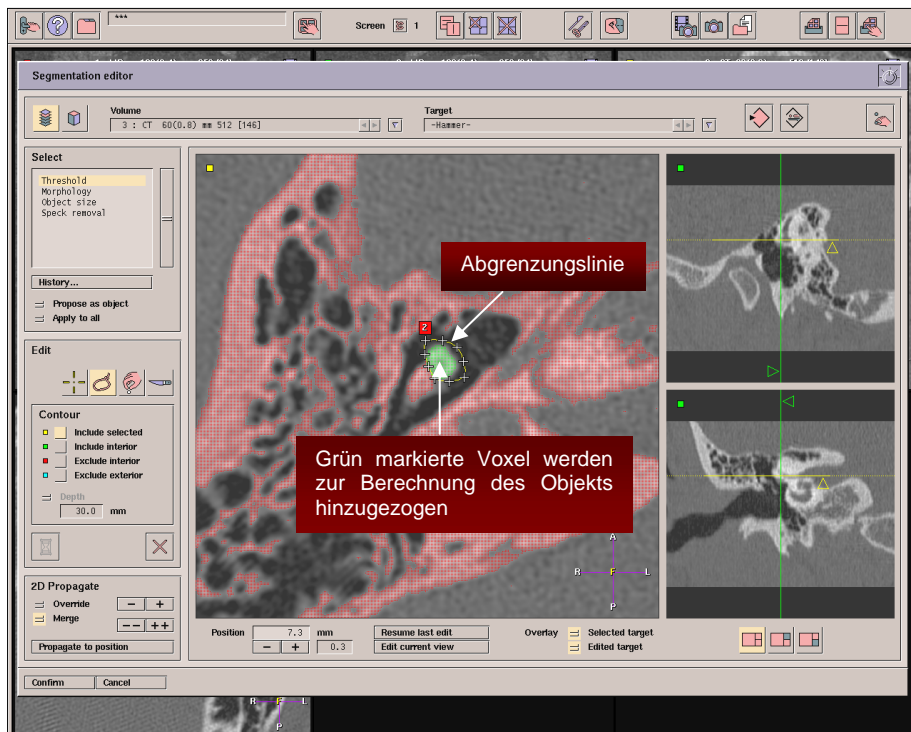


Abb. 4:
Anschließend
manuelle
Schicht-für-
Schicht-Seg-
mentation

Aus diesen Orientierungspunkten entstand so nach und nach eine Abgrenzungslinie um die gesamte zu segmentierende Struktur. Diese Linie wurde durch spezielle Algorithmen vom Programm stets „geglättet“ und gerundet abgebildet, um die Oberfläche des dreidimensionalen Objektes später möglichst glatt und realistisch darstellen zu können.

Die Pixel, die diese und weitere in anderen axialen Schichten erstellten Linien beinhalteten, benutzte das Programm (ähnlich dem automatischen Modus) zur Definition des dreidimensionalen Objektes. Nachträgliche Veränderungen konnten durch spezielle Bearbeitungstools wie „Cut“ (Schneiden), „Copy“ (Kopieren) und „Paste“ (Zusammenfügen) realisiert werden, die unter anderem das Entfernen und Hinzufügen von Orientierungspunkten ermöglichten. Ein Vergrößern oder Verkleinern der Fläche war durch einfaches Verschieben dieser Punkte mit der Maus möglich.

Eine Preview-Funktion ermöglichte in einem kleinen separaten Fenster eine Vorschau auf das dreidimensionale Objekt. Dieses Objekt wurde zwar weder hochaufgelöst, schattiert noch farbkodiert dargestellt, war aber orientierend eine Hilfestellung.

II.5.3 Oberflächenrendering

Nach der schichtweisen Definition der Struktur folgte die eigentliche Berechnung des schattierten Objektes, wobei im „Generate surface“-Fenster verschiedene Einstellungsmöglichkeiten zu Verfügung standen (siehe Abb.5). Diese Parametereinstellungen variierten von Struktur zu Struktur (siehe Tab.3).

Die Grundeinstellungen umfassten:

- **Voxel thickness:** 1, 3, 5

Dieser Parameter beeinflusst die Dicke jedes einzelnen Voxels, welches das Programm berechnet. Dickere Voxel können bei der Berechnung des Objektes die Oberfläche zusätzlich glätten.

- **Resolution:** standard, medium, high
Dieser Parameter beschreibt die Auflösung, in der das Objekt berechnet werden soll.
- **Position:** in, out
Der Parameter „Position“ gibt dem Programm vor, ob das berechnete Objekt die Umrisslinie beinhalten soll oder nicht. Wichtig ist dies bei sehr kleinen Objekten, die nur ein oder zwei axiale Schichten dick sind (zum Beispiel Ligamenti oder Stapes).
- **Gradient:** positive, negative
Ein positiver Gradient wird verwendet, um von helleren Strukturen, die von dunklerem Gewebe umgeben sind (zum Beispiel im HR-CT Knochen in weichem Gewebe), Oberflächen generieren zu können. Genau umgekehrt verhält es sich bei negativen Gradienten.

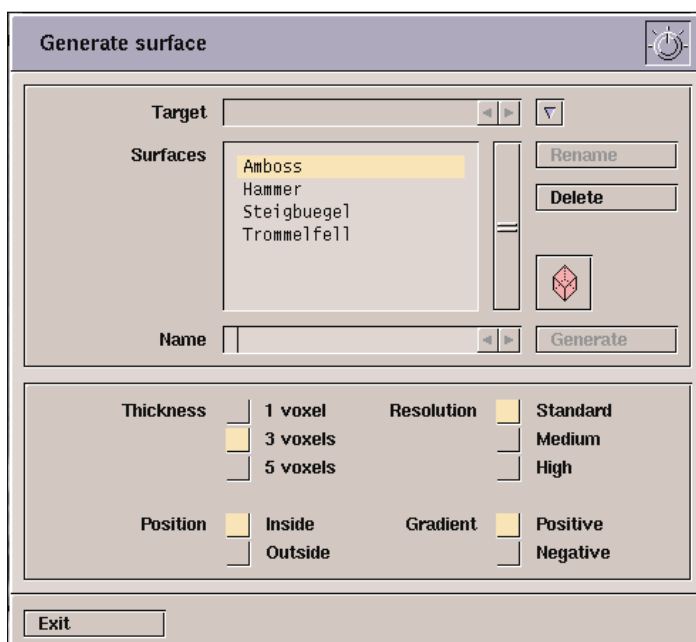


Abb. 5: Fenster zur Oberflächenberechnung

Grundsätzlich beeinflusste die Größe oder das Volumen eines Objektes die zu wählende Berechnungsauflösung. Sie sollte bei kleineren Strukturen höher gewählt werden und umgekehrt. Bei besonders dünnen Strukturen, wie z.B. Ligamenti von Malleus und Incus, die nur auf einer oder zwei Schichten des Volumens zu erkennen sind, hat sich die folgende Einstellung bewährt:

Voxel thickness: 1

Resolution: high

Position: out

Gradient: positive

Bei Vestibulum und Cochlea bietet es sich hingegen an, eine eher niedrige Auflösung („standard“) und eine Voxeldicke von 3, beim Kleinhirn sogar von 5 zu wählen, da diese verhältnismäßig große Strukturen im Innenohr darstellen. Nach der Parametereinstellung wurde das dreidimensionale Modell automatisch mithilfe von „Shaded-Surface“-/ Renderingalgorithmen (Renderingalgorithmen zur Berechnung von schattierten Oberflächenmodellen) berechnet. Diese Modelle kann man sich wie ein Drahtgittermodell vorstellen, über das eine Textur gelegt wird. Bislang sind in diesem Programm nur einfarbige Texturen möglich. Wünschenswert wären jedoch mehrfarbige Texturen, da sie Strukturen wie Poren auf der Haut oder andere spezielle Oberflächenstrukturen beinhalten könnten und dadurch eine noch realistischere Darstellung ermöglichen würden. Nach der Berechnung war das Objekt sofort im Darstellungsmodus zur dreidimensionalen Ansicht verfügbar (siehe Kapitel III.5.6).

Objekname	Threshold	Lower	Upper	Thick ness	Resolution	Position	Gradient
Malleus	lower	1310	-	3	high	in	pos.
Incus	lower	1310	-	3	high	in	pos.
Stapes	lower	1310	-	1	high	out	pos.
Membrana tympani	manuel	-	-	1 / 3	high	in	pos.
Ligamenti	manuel	-	-	1	high	out	pos.
Musculus stapedius	manuel	-	-	1	high	out	pos.
Felsenbeinknochen	lower	500	-	5	low	in	pos.
Intratemp. Facialis	manuel	-	-	1	high	in	neg.
Extratemp. Facialis	manuel	-	-	1	high	in	neg.
Vestibularorgan	manuel	-	-	3	med	in	pos.
Cochlea	manuel	-	-	3	med	in	pos.
Basilarmembran	manuel	-	-	1	high	in	neg.
N.vestibulocochlearis	manuel	-	-	1	high	in	pos.
Kleinhirn	manuel	-	-	5	low	in	neg.

Tab. 3: Segmentations- und Renderingparameter

II.5.4 Farbkodierung

Jedem einzelnen dreidimensionalen Objekt des akustischen und vestibulären Systems konnte nach erfolgreichem Rendern ein frei definierbarer Farbton zugeordnet werden.

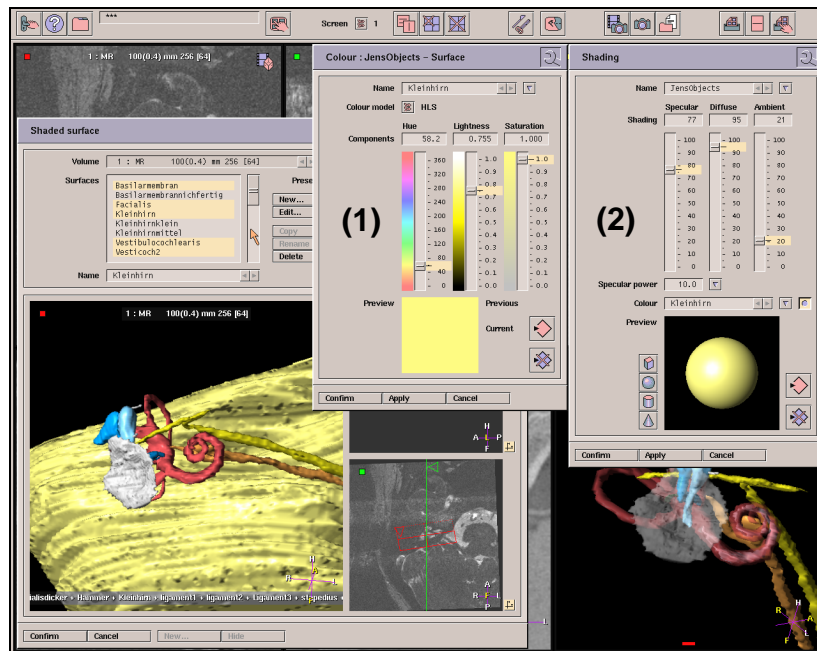


Abb. 6: Fenster mit Einstellungsmöglichkeiten für:

- (1) Farbe
- Farbton (Hue)
 - Helligkeit (Lightness)
 - Sättigung (Saturation)
- (2) Schattierung
- Spiegelung (Specular)
 - Lichtzerstreuung (Diffuse)
 - Umgebungslicht (Ambient).

Außerdem bestand die Möglichkeit, individuell für jedes Objekt Parameter zu Schattierung, Lichtquellenrichtung, -farbe und -intensität, Spiegelungen und Transparenz (siehe Kapitel III.5.5) einzustellen.

Die jeweilige Objektfarbzuordnung kann man Tabelle 4 entnehmen.

Farbname	Specular	Diffuse	Ambient	Farbe
Malleus	77	95	21	hellblau
Incus	77	95	21	blau
Stapes	77	95	21	dunkelblau
Membrana tympani	77	95	21	grau (transparent)
Felsenbeinknochen	64	64	20	weiss
Musculus stapedius	77	95	21	grün
Ligamenti	77	95	21	grau
Vestibularorgan	77	95	21	rot (transparent)
Cochlea	77	95	21	rot (transparent)
Basilarmembran	77	95	21	weiss
Facialis	77	95	21	gelb
Nervus	77	95	21	orange
Kleinhirn	77	95	21	gelb (transparent)

Tab. 4: Farbkodierungsparameter

II.5.5 Transparenzeinstellungen

Für jede Struktur konnte bei Bedarf ein spezifischer stufenlos einstellbarer Transparenzgrad bestimmt werden. Eine transparente Darstellung war wichtig bei Objekten, die sich innerhalb einer anderen Struktur befanden. Um beispielsweise die Basilarmembran innerhalb der Cochlea sichtbar zu machen ist es notwendig, zumindest den cochleären Anteil des Innenohrs transparent darzustellen. Bei Gesamtaufnahmen auf den kompletten Datensatz ermöglicht eine transparente Darstellung des Felsenbeins die Sicht auf das Innen- und Mittelohr (siehe Abb. 12). Dies könnte zur Planung von Operationen von Nutzen sein, um sich bereits präoperativ ein genaues Bild der Lage des Gehör- und/oder Vestibularorgans im Felsenbein machen zu können.

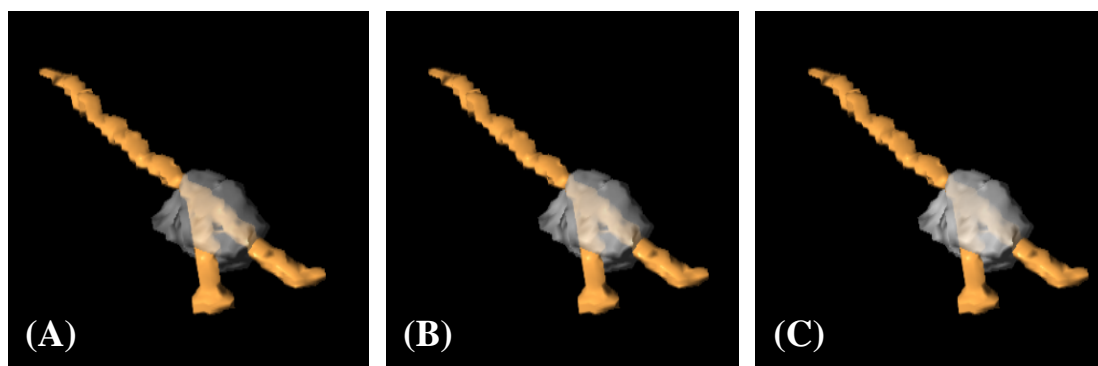


Abb. 7: Der Effekt einer leichten Veränderung der Transparenzeinstellung am Beispiel des AKN (Abnahme der Transparenz des AKN von (A) nach (C))

Da jedes Objekt separat um jede mögliche Achse im Raum gedreht und in Größe stufenlos skaliert werden konnte, war es somit möglich, im Darstellungsmodus (siehe Kapitel II.5.6) alle segmentierten Objekte in Bezug zu den umgebenden Strukturen von jeder Seite im Detail zu betrachten; und zwar auch dann, wenn manche Objekte von anderen Strukturen ganz oder teilweise verdeckt wurden.

Die in dieser Studie transparent dargestellten Strukturen und deren Transparenzgrad können der Tabelle 5 entnommen werden.

Einstellungen für transparent dargestellte Objekte	
Membrana tympani	0,50
Vestibularorgan	0,27
Cochlea	0,27
Cerebellum	0,40
Felsenbein	0,65
Akustikusneurinom	0,35

Tab. 5: Transparenzparameter

II.5.6 Darstellungsmodus

Die Ansicht der bearbeiteten dreidimensionalen Objekte erfolgte im Darstellungsmodus der EasyVision[®]-Workstation. Hier wurden in einer Liste alle segmentierten und anschließend oberflächengerenderten Objekte angezeigt. Durch einfaches Anklicken wurden die so gewählten Strukturen anschließend in einem virtuellen dreidimensionalen Raum visualisiert. Dieses Modul ermöglichte letztendlich auch die stufenlose Skalierung sowie die freie Drehung und Bewegung der Objekte im Raum. Wurden bereits mehrere Strukturen eines Bilddatenvolumens segmentiert und gerendert, konnten diese gleichzeitig in beliebiger Kombination angewählt und dann im selben virtuellen Raum in korrekter anatomischer Beziehung zueinander dargestellt werden.

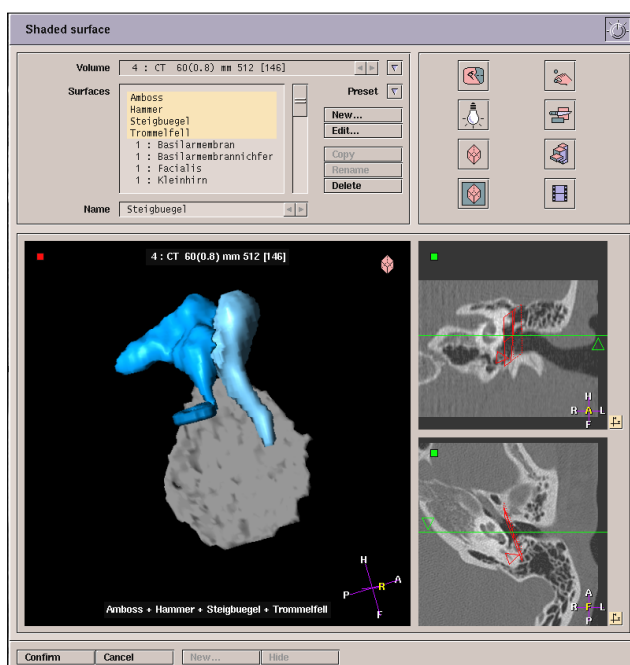


Abb. 8: Darstellungsmodus mit Objekten des Mittelohrs (hier eine Dislokation des Malleus an der Membrana tympani)

II.6 Bildfusion / Registration

Aus unterschiedlichen Datenvolumen segmentierte Objekte können nicht automatisch in einem Bild in anatomisch korrekter Beziehung zueinander dargestellt werden. Der Grund hierfür liegt darin, dass es sich um zwei Datenvolumina handelte, die zwar vom selben Patienten stammen, aber zeitlich und örtlich getrennt voneinander aufgenommen wurden. Ein Computerprogramm kann nicht automatisch erkennen, wie sich verschiedene Datenvolumen im Körper anatomisch zueinander verhalten. Um dies zu ermöglichen, stellte die EasyVision[®]-Workstation jedoch ein Registrierungsmodul bereit, das die Fusion oder auch Registration der beiden unterschiedlichen Datensätze realisierte.

Zur Bildfusion oder Registration war es notwendig, als Anhaltspunkt zur Berechnung sowohl im HR-CT- als auch im HR-MRT-Volumen sogenannte „landmarks“ zu setzen. Diese „landmarks“ sind Punkte, die exakt entsprechende anatomische Positionen in den beiden Datensätzen darstellen. Mithilfe dieser im dreidimensionalen Raum verteilten Punkte berechnete das Programm durch einen speziellen Fusionsalgorithmus die Lage der Datensätze zueinander und die zur Fusion notwendige Skalierung, um sie dann „ineinander gefügt“, also fusioniert, anzuzeigen. Folglich bewirkte dieser Fusionsalgorithmus die Verdrehung der Datenvolumina gegeneinander im Raum, bis sie anatomisch gesehen identisch waren.

Als Mindestanzahl verlangte die Workstation fünf „landmarks“. In der Praxis waren jedoch häufig wenigstens sieben erforderlich, da sonst die Skalierung eines der beiden Datensätze zu extrem gewesen wäre. Denn das Programm ließ nur dann ein Zusammenfügen der beiden Datensätze zu, wenn es zur Fusion eine Skalierung der Datensätze von höchstens 3% durchführen musste. Dies war notwendig, um die Sicherstellung einer realitätsgetreuen Abbildung der anatomischen Beziehungen der Strukturen zueinander zu gewährleisten und so Fehler in der Interpretation und Fehldiagnosen zu vermeiden. Erlaubte das Programm bei einem solchen Fall die Registrierung

nicht, musste die Positionierung der „landmarks“ korrigiert und angepasst werden.

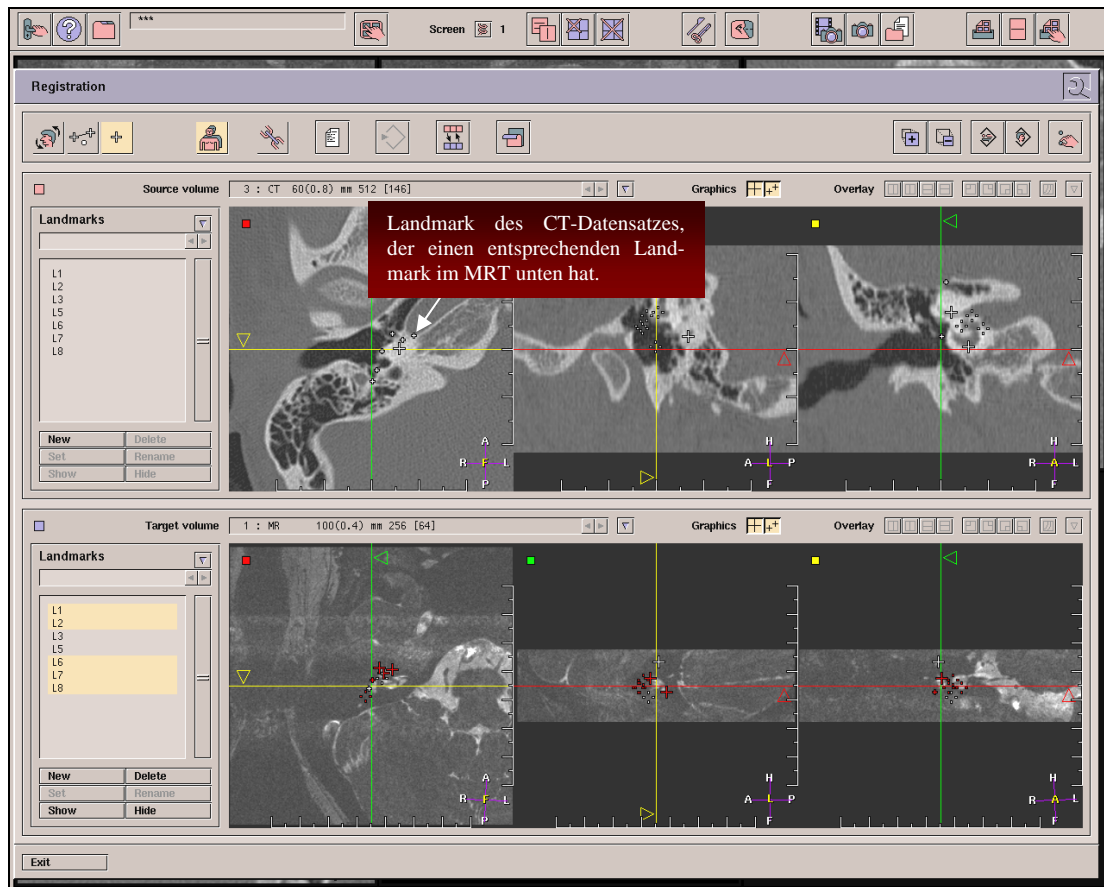


Abb. 9: Bildfusionsscreen mit den zu fusionierenden CT (oben)- und MRT (unten)-Datensätzen

Nach erfolgreicher Fusion war es schließlich möglich, alle segmentierten Strukturen aus beiden Datensätzen (HR-CT und HR-MRT) in einem virtuellen dreidimensionalen Raum im Darstellungsmodus in anatomisch korrekter Beziehung zueinander anzuzeigen und zusammen frei im Raum zu drehen, zu skalieren und zu bewegen (siehe Abb.11).

Nach der Registrierung standen im Programm einige weitere Werkzeuge bereit, die beispielsweise die Fusion der zu registrierenden Datensätze auf zweidimensionaler Ebene ermöglichten. So wurde sofort überprüfbar, ob die Registrierung das gewünschte Ergebnis brachte (siehe Abb.10).

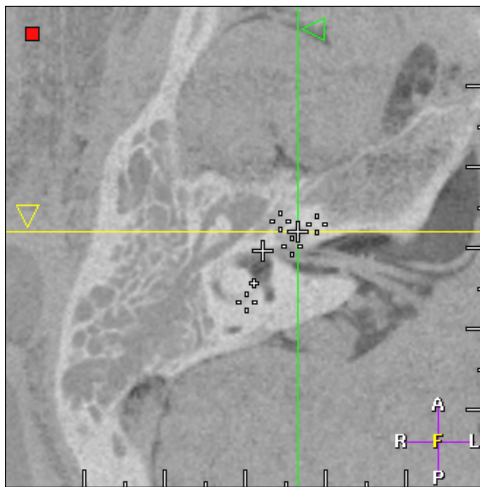


Abb. 10: Fusion der CT- und MRT-Datensätze, dargestellt anhand einer nahezu identischen axialen Schicht

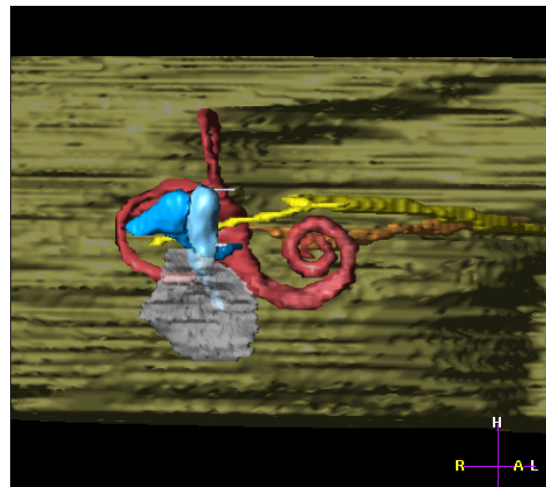


Abb. 11: Dreidimensionale Darstellung der fusionierten CT- und MRT-Objekte

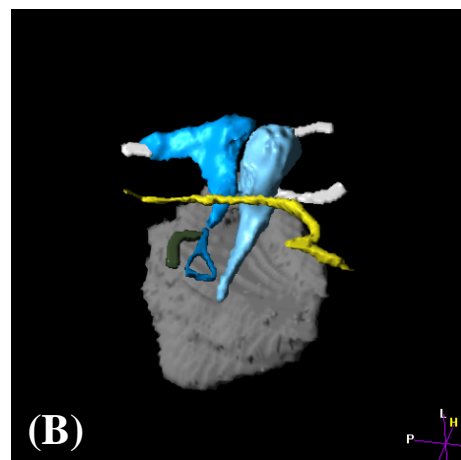
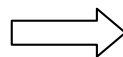
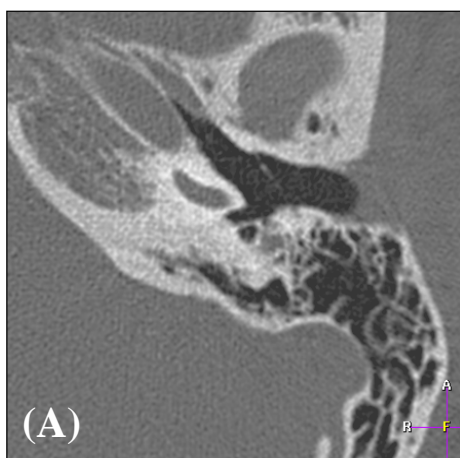
II.6.1 Beispiel

Im Folgenden soll anhand eines Beispiels der Nutzen einer Fusion von HR-CT- und HR-MRT-Datensätzen verdeutlicht werden:

Intrakanalikuläres Akustikusneurinom einer 63 Jahre alten Frau.

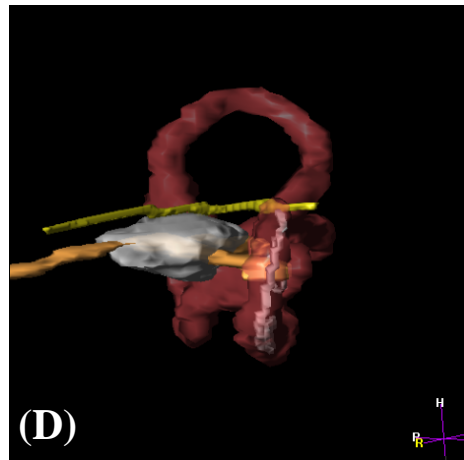
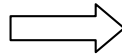
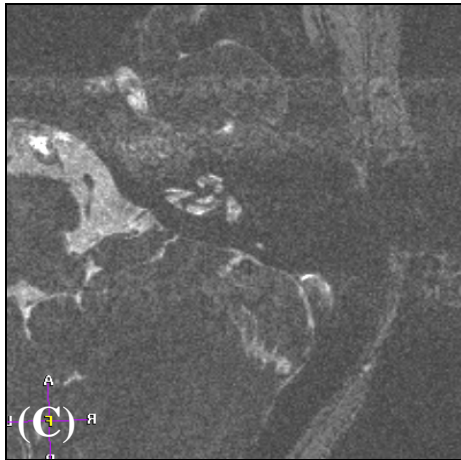
Es handelt sich hierbei um einen gutartigen Tumor, der sich –wie im vorliegenden Fall auch– am häufigsten am vestibulären Ast des achten Hirnnervs manifestiert (einer der drei Äste des Nervus vestibulocochlearis).

Computertomographie:



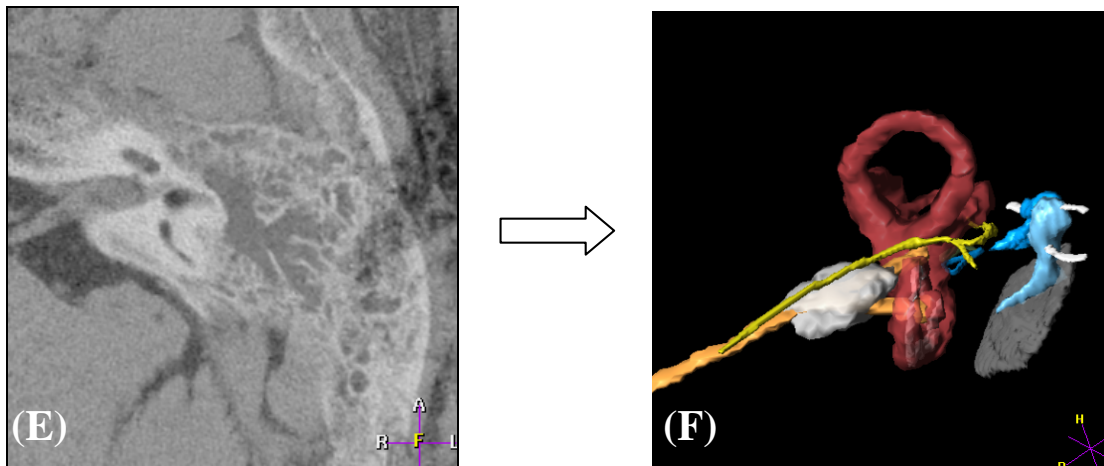
- (A) Axiales HR-CT-Bild des Felsenbeins auf Ebene des Malleus und des Incus mit einem 16-zeiligen Computertomographen.
- (B) Seitliche Ansicht der dreidimensionalen farbkodierten schattierten Oberflächenrekonstruktion der Strukturen des Mittelohrs [Malleus (blau) und Incus (dunkelblau) mit den zugehörigen ligamentären Strukturen (weiß), dem Stapes (hellblau), der Membrana tympani (grau), dem intratemporalen Anteil des Nervus facialis (gelb) und dem Musculus stapedius (braun)].

Magnetresonanztomographie:



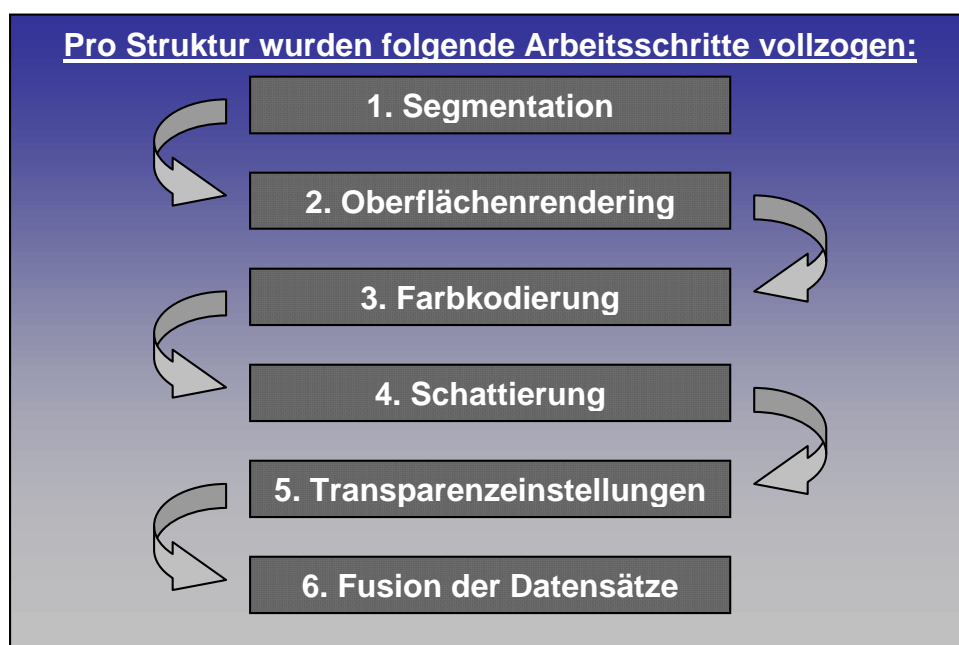
- (C) Axiales HR-MRT-Bild des Felsenbeins in Höhe der Cochlea, aufgenommen mit einer 3D-CISS-Sequenz in einem 3.0-Tesla Magnetresonanztomographen.
- (D) Seitliche Ansicht der dreidimensionalen farbkodierten schattierten Oberflächenrekonstruktion der Innenohrstrukturen [vestibulo-cochleärer Apparat (Canales semicirculares, Vestibulum und Schnecke (rot) mit der Basilarmembran (blau)) und nervale Strukturen (extratemporaler Anteil des Nervus facialis (gelb) und des Nervus vestibulocochlearis (orange))] mit AKN.

Fusion von HR-CT-Daten und HR-MRT-Daten:



- (E) Axiales Fusionsbild einer HR-CT-Aufnahme zusammen mit einer HR-MRT-Aufnahme, das mithilfe des speziellen Bildfusionsverfahrens angefertigt wurde.
- (F) Dreidimensionales Fusionsbild der farbkodierten und schattierten Oberflächenrekonstruktion des Gehör- und Gleichgewichtsorgans.

II.7 Der komplette Arbeitsablauf



Nach erfolgreicher Fusion visualisierte der Darstellungsmodus die registrierten dreidimensionalen Objekte wie in Abbildung 12.

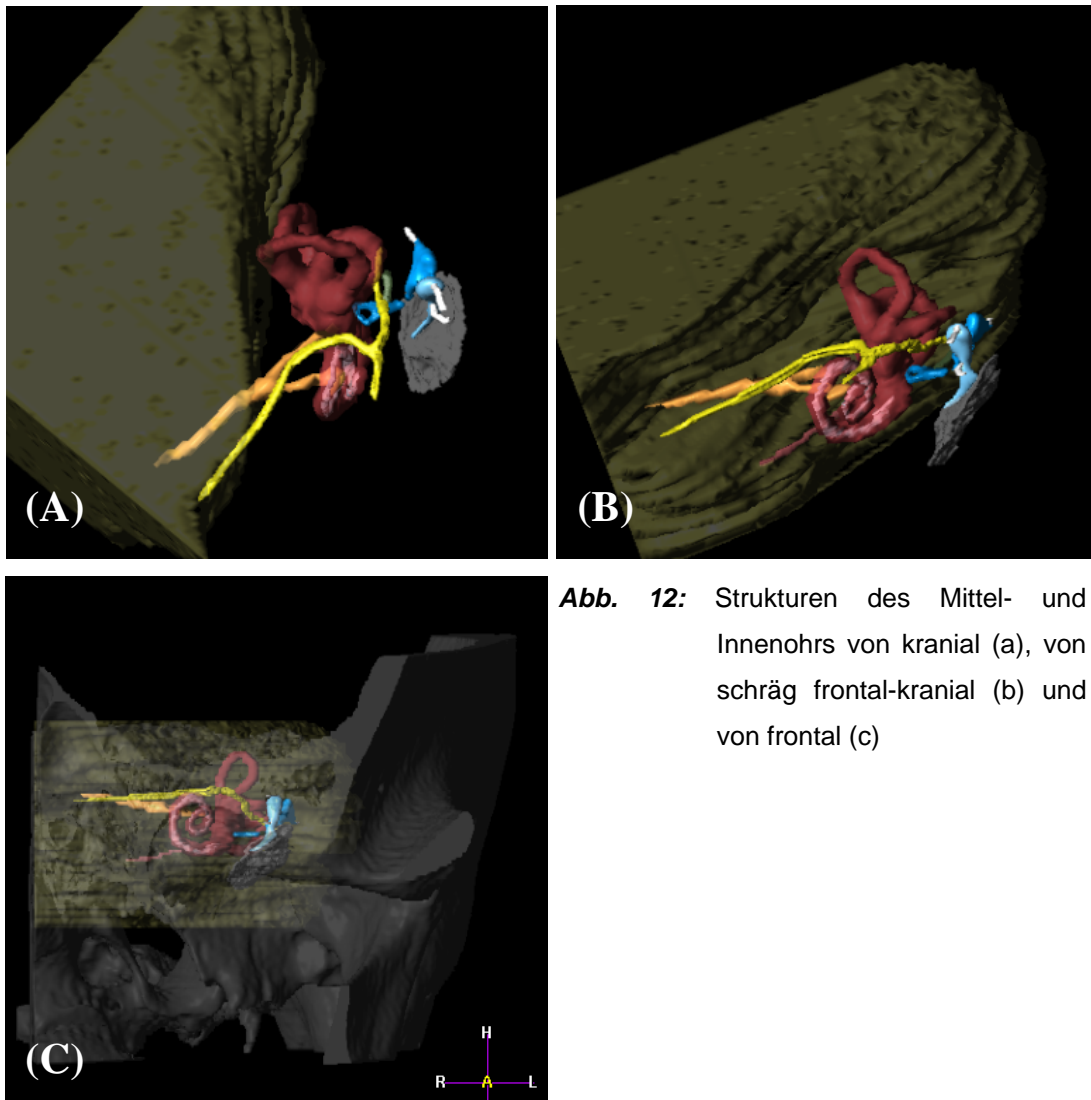


Abb. 12: Strukturen des Mittel- und Innenohrs von kranial (a), von schräg frontal-kranial (b) und von frontal (c)

II.8 Weitere Be- und Verarbeitungsmöglichkeiten

Auch nach der Segmentation aller gewünschten Strukturen und Registration beider Datensätze blieb noch weiterhin die Möglichkeit bestehen, nachträglich Änderungen in der Farbkodierungsverteilung oder in Transparenzeinstellungen vorzunehmen und zu speichern.

Von den gerenderten dreidimensionalen Innen- und Mittelohrmodellen konnten mithilfe einer „Snapshotfunktion“ in jeder beliebigen Position und Lage Photos erstellt werden. Diese Bilder waren universell einsetzbar, da sie einfach entweder via Netzwerk zu jedem beliebigen angeschlossenen Computer (oder Arbeitsplatz) verschickt oder aber mit einem CD-Rekorder auf CD gebrannt werden konnten. Zur Speicherung standen verschiedene Bilddateiformate zur Auswahl. Darunter befanden sich auch die Bildformate *.tif, *.gif und *.jpg, sodass der Export auf eine PC- oder Macintosh-Plattform problemlos möglich war.

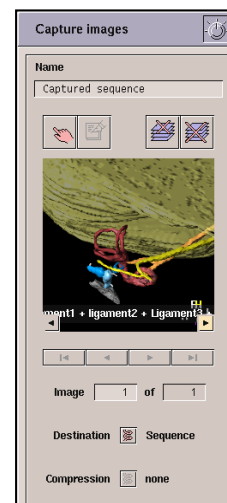


Abb. 13: Snapshot-Funktion

Eine andere interessante Möglichkeit zur visuellen Präsentation der dreidimensionalen Objekte bestand im Erstellen von Animationen, die im einfachsten Fall die Strukturen drehend darstellten. Komplexere Animationen waren aber auch möglich. Analog zum Datenaustausch von Bildern konnten

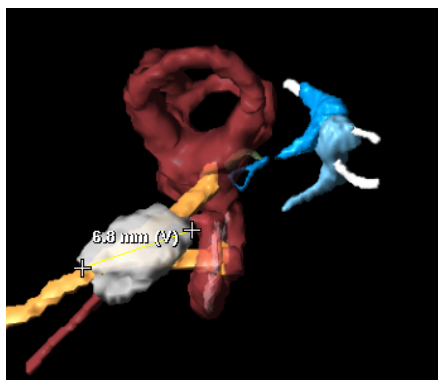


Abb. 14: „Measure“- Funktion: Nach einfachem Setzen zweier Punkte wird die reale Entfernung dazwischen angezeigt.

diese Animationen auch im Netzwerk verschickt oder aber auf ein Speichermedium gebrannt werden. Gespeichert wurden Animationen im *.mpeg Format, welches universell lesbar ist. Die Auflösung in diesem Format ist allerdings nur sehr gering. Aus diesem Grund wäre eine zusätzliche Speichermöglichkeit im *.avi Format wünschenswert, da im Gegensatz zum Mpeg-Format keine Komprimierung der Daten

stattfindet. Das hat zwar zur Folge, dass die Animationsdateien wesentlich mehr Speicherplatz benötigen; es sind in diesem Format jedoch auch wesentlich höhere Auflösungen und somit eine detailliertere Darstellung möglich.

Die Vermessung von Objekten realisierte die „Measure“-Funktion (siehe Abb. 14). Hierzu erschien im „Measure“-Fenster der reale und naturgetreue Abstand zweier frei wählbarer Punkte im Darstellungsmodus. Diese Funktion

erlaubte sowohl Messungen in zwei als auch in drei Dimensionen, sodaß auch Volumenmessungen jedes einzelnen Objektes vorgenommen werden konnten.

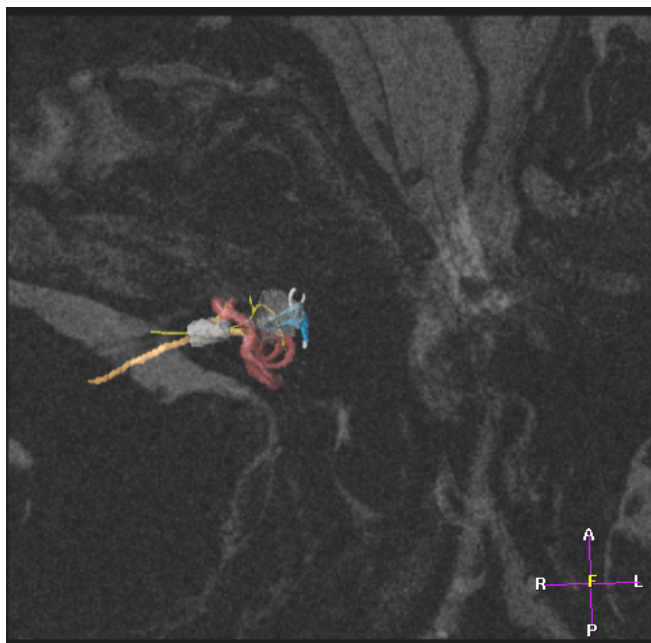


Abb. 15: Kombinierte Darstellung aus 3D-Objektdarstellung und axialer Schicht

Alle in der Workstation zur Verfügung stehenden Visualisierungsformen wie axiale und dreidimensionale fusionierte Darstellung konnten beliebig miteinander kombiniert werden. Als Beispiel sei ein dreidimensionales Modell angeführt, das in eine axiale Schicht eingebettet ist (siehe Abb. 15). Solche Darstellungsoptionen könnten eine weitere Vereinfachung bei der Diagnosefindung darstellen, denn eine dreidimensionale Darstellung des Mittel- und Innenohrs in für Ärzte gewohnter axialer Schichtumgebung könnte in der Praxis die Bildbeurteilung erheblich erleichtern.

II.9 Auswertung der Bildqualität

Die Auswertung der bei den Untersuchungen akquirierten Daten und deren Nachbearbeitungen wurde von zwei erfahrenen Radiologen durchgeführt. Sie erfolgte für jede Untersuchung im Consensusverfahren anhand einer Vier-Stufen-Skala (0=nicht sichtbar/erkennbar, +=unzureichend, ++=durchschnittlich, +++=optimal).

Die Bilder des Mittel- und Innenohrs wurden qualitativ auf Abgrenzbarkeit und Klarheit der Darstellung der verschiedenen Strukturen in axialen 2D-Computertomographie-Bildern, axialen 2D-Magnetresonanztomographie-Bildern, fusionierten axialen 2D-Bildern von HR-CT/HR-MRT und der fusionierten, farbkodierten und schattierten 3D-Oberflächendarstellung aus HR-CT/HR-MRT bewertet (siehe Kapitel Ergebnisse, Tabelle 6).

Weiterhin wurde im Vergleich in fusionierten axialen Bildern und der fusionierten farbkodierten und schattierten 3D-Oberflächendarstellung die Qualität der Darstellung in Bezug auf die räumliche Übersichtlichkeit beurteilt (siehe Kapitel Ergebnisse, Tabelle 7).

III. ERGEBNISSE

Insgesamt wurden 10 Patienten konsekutiv untersucht. Das Hauptaugenmerk lag auf dem Fusionsverfahren und einer Bildqualitätseinschätzung in Bezug auf die Anatomie der Strukturen des Mittel- und Innenohrs mit HR-CT- und HR-MRT-Volumendatensätzen. Die dünnen axialen HR-CT- und HR-MRT-Schichtscans lieferten qualitativ hochwertige Bilder vom Mittel- und Innenohr und ermöglichten eine realistische dreidimensionale Rekonstruktion. Aufgrund der relativ kurzen Abtastzeiträume traten Artefakte, die aus Bewegungen der Patienten resultieren, nicht oder nur in sehr geringem Maße auf. Anhand der HR-CT-Datensätze wurden die anatomischen Strukturen des Mittelohrs (Malleus und Incus mit ihren zugehörigen ligamentären Strukturen, Stapes, Trommelfell, Muskulus stapedius und intratemporaler Anteil des Nervus Facialis) segmentiert und separat farbig kodiert. Analog wurden aus HR-MRT-Datensätzen die anatomischen Strukturen des Innenohrs (Superiorer, lateraler und posteriorer ductus semicircularis, Vestibularorgan, Cochlea mit der Basilmembran, extratemporaler Teil des Nervus Facialis und Nervus Vestibulocochlearis) segmentiert und farbkodiert dargestellt.

Bei einem Patienten konnte mithilfe der dreidimensionalen digitalen Bearbeitung einer HR-CT-Aufnahme eine Dislokation der Gehörknöchelchen

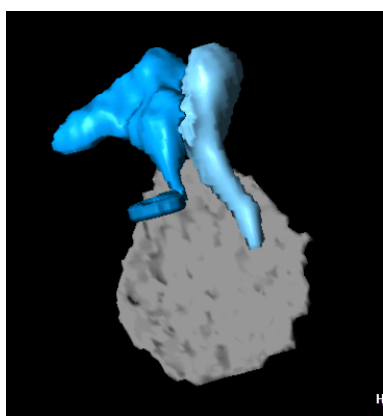


Abb. 16: Dislokation des Malleus an der Membrana

(siehe Abb. 16) diagnostiziert werden, bei einem anderen Patienten im HR-MRT ein Akustikusneurinom des internen Gehörkanals.

Der geschwindigkeitsbegrenzende Schritt des gesamten Bearbeitungsablaufs bestand in der Segmentation der einzelnen Objekte, wobei die Segmentation der Cochlea mit dem angrenzenden Vestibularorgan deutlich die meiste Zeit in Anspruch nahm. Dies lag unter

anderem einerseits an der relativen Größe des Organs im Gegensatz zu den anderen Strukturen, andererseits an dem komplizierten morphologischen

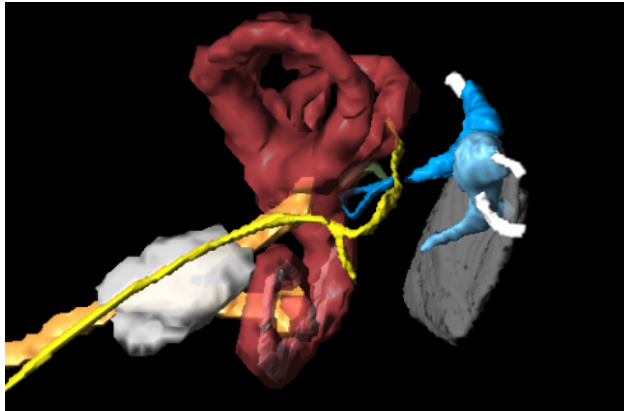


Abb. 17: Akustikusneurinom (weiß) am Nervus Vestibulocochlearis

Aufbau. Bei Segmentation und Rendering in höchster Qualität wurden bis zu 25 ± 5 Minuten für eine komplette farbkodierte und schattierte Oberflächendarstellung der Strukturen des Mittel- und Innenohrs benötigt. Anschließend folgte die Fusionierung der segmentierten und farbkodierten Objekte aus

HR-CT und HR-MRT mithilfe eines speziellen Registrationsalgorithmus. Dieser Algorithmus beanspruchte zur Bildfusion der axialen Quellbilder und damit der schattierten gerenderten Modelle nur kurze Zeit (einige Sekunden), da das Programm die Berechnung nach Eingabe geeigneter „landmarks“ (siehe Kapitel II.6) automatisch durchführte.

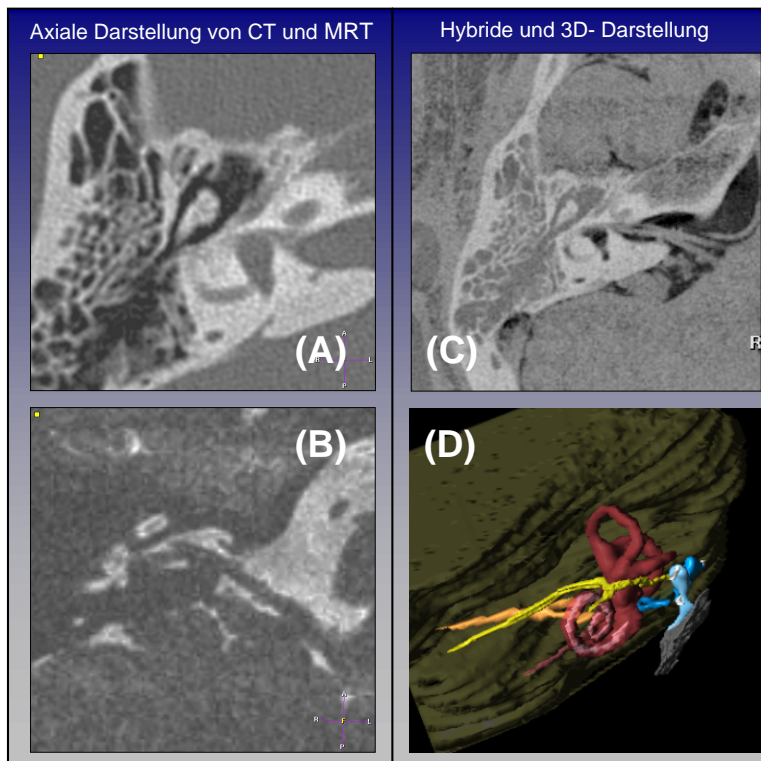


Abb. 18: Hybride/3D-Darstellung im Vergleich zu herkömmlichen axialen Darstellungsverfahren
(A) Axiale Darstellung von CT
(B) Axiale Darstellung von MRT
(C) Fusionierte axiale Darstellung von CT und MRT
(D) Fusionierte 3D-Darstellung von CT und MRT

Der Oberflächenrenderingalgorithmus der Philips EasyVision[®]5.1-Workstation verbunden mit dem Fusionsverfahren konnte bei Verwendung

geeigneter Parameter die Strukturen des Mittel- und Innenohrs als schattierte und farbkodierte Objekte in einer realistischen und korrekten topographischen Lage zueinander darstellen.

Die ermittelten optimalen Parametereinstellungen zur standardisierten Rekonstruktion und Visualisierung der einzelnen Strukturen des Mittel- und Innenohrs mit einer Philips EasyVision[®]5.1-Workstation sind:

Objektname	Threshold	Lower	Upper	Thickness	Resolution	Position	Gradient
Malleus	lower	1310	-	3	high	in	pos.
Incus	lower	1310	-	3	high	in	pos.
Stapes	lower	1310	-	1	high	out	pos.
Membrana tympani	manuell	-	-	1/3	high	in	pos.
Ligamenti	manuell	-	-	1	high	out	pos.
Musculus stapedius	manuell	-	-	1	high	out	pos.
Felsenbeinknochen	lower	500	-	5	low	in	pos.
Intratemp. Facialis	manuell	-	-	1	high	in	neg.
Extratemp. Facialis	manuell	-	-	1	high	in	neg.
Vestibularorgan	manuell	-	-	3	med	in	pos.
Cochlea	manuell	-	-	3	med	in	pos.
Basilarmembran	manuell	-	-	1	high	in	neg.
N. vestibulocochlearis	manuell	-	-	1	high	in	pos.
Kleinhirn	manuell	-	-	5	low	in	neg.

Tab. 3: Segmentations- und Renderingparameter

Farbename	Specular	Diffuse	Ambient	Farbe
Malleus	77	95	21	hellblau
Incus	77	95	21	blau
Stapes	77	95	21	dunkelblau
Membrana tympani	77	95	21	grau (transparent)
Felsenbeinknochen	64	64	20	weiss
Musculus stapedius	77	95	21	grün
Ligamenti	77	95	21	grau
Vestibularorgan und	77	95	21	rot (transparent)
Facialis	77	95	21	rot (transparent)
Cochlea	77	95	21	weiss
Basilarmembran	77	95	21	gelb
Nervus vestibulocochlearis	77	95	21	orange
Kleinhirn	77	95	21	gelb (transparent)

Tab. 4: Farbkodierungsparameter

Einstellungen für transparent dargestellte Objekte	
Membrana tympani	0,50
Vestibularorgan	0,27
Cochlea	0,27
Cerebellum	0,40
Felsenbein	0,65
Akustikusneurinom	0,35

Tab. 5: *Transparenzparameter*

Im Vergleich zu herkömmlichen zweidimensionalen Visualisierungsarten konnte in dieser Studie gezeigt werden, dass mithilfe der computerunterstützten dreidimensionalen Rekonstruktion und Fusionierung bei Verwendung oben genannter Parametereinstellungen eine wesentlich verbesserte und detailliertere Darstellung der Strukturen des Mittel- und Innenohrs realisierbar ist (siehe Tab. 6, Seite 44). Außerdem ermöglicht eine dreidimensionale Darstellung eine wesentlich bessere räumliche Orientierung im Bereich des Felsenbeins (siehe Tab. 7, Seite 45).

	Axiale CT-Aufnahmen	Axiale MRT-Aufnahmen	Fusioniertes axiales CT/MRT
Mittelohrstrukturen			
Malleus	+++	0	+++
Incus	+++	0	+++
Stapes	+++	0	+++
Innenohrstrukturen			
Canalis semicircularis superior	+++	++	+++
Canalis semicircularis lateralis	+++	++	+++
Canalis semicircularis posterior	+++	++	+++
Vestibulum	+++	+++	+++
Cochlea	+++	+++	+++
Basilarmembran	0	+++	+++
Nervus facialis			
Intratemporaler Anteil	0	+++	+++
Extratemporaler Anteil	++	0	++
Nervus vestibulocochlearis	0	+++	+++

Tab. 6: Qualitative Beurteilung der Abgrenzbarkeit und Darstellung der Mittel- und Innenohrstrukturen (n=20) in axialen 2D-Bildern aus CT und MRT im Vergleich zu fusionierten axialen 2D-Bildern von CT/MRT

(0=nicht sichtbar/erkennbar, +=unzureichend, ++=durchschnittlich, +++=optimal)

	Axiales fusioniertes CT/MRT -Darstellungsqualität-	Fusioniertes 3D-CT/MRT -Darstellungsqualität-	Axiales fusioniertes CT/MRT -räumliche Übersichtlichkeit-	Fusioniertes 3D-CT/MRT -räumliche Übersichtlichkeit-
Mittelohrstrukturen				
Malleus	+++	+++	++	+++
Incus	+++	+++	++	+++
Stapes	+++	+++	++	+++
Innenohrstrukturen				
Canalis semicircularis superior	+++	+++	++	+++
Canalis semicircularis lateralis	+++	+++	++	+++
Canalis semicircularis posterior	+++	+++	++	+++
Vestibulum	+++	+++	++	+++
Cochlea	+++	+++	++	+++
Basilarmembran	+++	+++	++	+++
Nervus facialis				
Intratemporaler Anteil	+++	+++	++	+++
Extratemporaler Anteil	++	+++	++	+++
Nervus vestibulocochlearis	+++	+++	++	+++

Tab. 7: Qualitativer Vergleich eines axialen fusionierten CT/MRT und eines fusionierten dreidimensionalen CT/MRT im Hinblick auf

Darstellungsqualität und räumliche Übersichtlichkeit der Mittel- und Innenohrstrukturen

(0=nicht sichtbar/erkennbar, +=unzureichend, ++=durchschnittlich, +++=optimal)

IV. DISKUSSION

Die Computertomographie (HR-CT) und die Magnetresonanztomographie (HR-MRT) sind die zwei bedeutendsten bildgebenden Verfahren zur Darstellung des Gehör- und Gleichgewichtsorgans und deren pathologischen Veränderungen. Beide Techniken haben hierbei spezifische Vor- und Nachteile. Die HR-CT ist im Bereich des Mittel- und Innenohrs die Methode der Wahl zur Darstellung kleiner knöcherner Strukturen [51] und deren diagnostischen Auswertung. Die HR-MRT ist dagegen besonders zur Darstellung und Beurteilung von Weichteilgeweben, flüssigkeitsgefüllten Räumen und Nerven des Mittel- und Innenohrs geeignet. Desweiteren ist mithilfe der HR-MRT bei Tumoren in aller Regel ein besseres Staging möglich.

Da sich die Größe der Strukturen des akustischen und vestibulären Systems meist im Submillimeterbereich befindet, ist es notwendig, Bilder mit möglichst hoher räumlicher Auflösung und HR-CT- und HR-MRT-Datensätze mit äußerst dünnen Einzelschichten herstellen zu können. Nur so ist ein qualitativ hochwertiges Rendering der komplizierten räumlichen Verhältnisse der Strukturen des Mittel- und Innenohrs realisierbar und eine detaillierte Darstellung möglich. Die in dieser Studie erzielten Schichtdicken von 0.4 mm bei HR-MRT und 0.3 mm bei HR-CT sind derzeit zwar nur durch hochmoderne und leistungsfähige Computertomographen und Magnetresonanztomographen zu realisieren, aber aufgrund der besseren Auflösung durchaus notwendig, um eine qualitativ hochwertige Bildnachbearbeitung wie zum Beispiel eine dreidimensionale Rekonstruktion durchführen zu können.

Das HR-CT ist die am besten geeignete Technik zur Beurteilung des äußeren Gehörganges und des Mittelohres. Außerdem hat das HR-CT den Vorteil, gleichzeitig indirekt das Innenohr mit Cochlea und Vestibulum zur Darstellung zu bringen [9]. Diese beiden Organe bestehen aber hauptsächlich aus Flüssigkeiten oder Weichteilen, was durch das HR-CT nur unzureichend

sichtbar gemacht werden kann. Es lässt sich nur die knöcherne Ummantelung im Felsenbein zeigen, die Cochlea und Vestibulum beinhaltet; eine direkte Darstellung dieses Organs mit der zugehörigen Basilarmembran ist durch dieses Verfahren allein nicht möglich. Das Trommelfell, das Tympanon sowie Entzündungen der angrenzenden Weichteile können wiederum im HR-CT optimal betrachtet werden. Diese sind dagegen im HR-MRT nur unzureichend zu beurteilen.

Der Hauptvorteil der Computertomographie gegenüber dem HR-MRT liegt jedoch in der ausgezeichneten Darstellung der knöchernen Architektur [21, 51]. Das HR-CT wird deshalb hauptsächlich zur Untersuchung der Gehörknöchelchen und der knöchernen Strukturen des Tympanons, des äußeren Gehörgangs und des Mittel- und des Innenohrs verwendet [9].

In diesem Zusammenhang können sowohl im Röntgenbild nicht abgrenzbare Frakturen oder Dislokationen der Gehörknöchelchenkette und des Felsenbeins als auch degenerative Veränderungen, Mikrokalzifikationen (zum Beispiel bei Tympanosklerose) und Ossifikationen (Neubildung von Knochenmaterial aus Weichteilgewebe) optimal voneinander abgegrenzt werden [51].

Folgende Pathologien im Bereich des Felsenbeins stellen spezielle Indikationen für eine Computertomographie dar:

- knöcherne Defekte des Cavum Tympani
- traumatische Frakturen des Felsenbeins und der Gehörknöchelchen
- degenerative Veränderungen der Gehörknöchelchen
- Dislokationen der Gehörknöchelchen
- andere angeborene oder erworbene knöcherne Dislokationen
- Kalkbildung oder Verknöcherung von Weichteilen (zum Beispiel Ligamenten) im Mittelohr
- Kalkbildung (Tympanosklerosis) an oder innerhalb der Membrana Tympani
- Ossifikation von Weichteilgewebe

- Pneumatisation des Mittelohrs und des Mastoids [58] (wichtig bei der Pathogenese z.B. einer chronischen Otitis Media)

Erkrankungen, deren Auftreten mit diesen pathologischen Veränderungen zusammenhängen, erfordern immer eine zusätzliche Abklärung durch eine Computertomographie. Zu diesen zählen unter Anderem Otosklerose, chronische Otitis Media, Cholesteatom, Otodystrophien oder Fisteln im Mittel- und Innenohrbereich wie z.B. Labyrinthfisteln [21]. Und bei Nervenleitungsstörungen oder Paralysen, die durch Mittelohrerkrankungen hervorgerufen wurden [51] und zu Herabsetzung bzw. Verlust des Hörvermögens führen können, ist das HR-CT die Methode der Wahl.

Diese Technik ist des Weiteren zur Darstellung angeborener oder erworbener Deformitäten geeignet, die die knöcherne Struktur des Felsenbeins betreffen. Hierzu zählen beispielsweise eine Keratosis obturans, ein Cholesteatom oder Tumore. Eine Keratosis obturans kann zu einer diffusen Verbreiterung des Gehörgangs mitsamt Mittel- und eventuell auch Innenohr führen. Ein Cholesteatom ist eine Verlagerung von Gehörgangsepithel in das Mittelohr mit konsekutiver knochenzerstörender Entzündung der Schleimhäute. Es führt somit oft ebenfalls zu einer lokalen Erodierung des Gehörgangs.

Und auch Metastasen oder andere aggressive Tumore können Zerstörungen in diesem Bereich verursachen [9]. In einem solchen Fall ist ein HR-CT auch bei der Klassifikation und Differenzierung der verschiedenen (maligner oder benigner) Tumore hilfreich. Deren Unterscheidung ist oft durch im HR-CT darstellbare Kalkbildungen möglich. Der Verdacht eines Chordoms beispielsweise kann durch den Nachweis feiner Kalkbildungen erhärtet werden, während ausgedehntere Kalkbildungen für das Vorliegen eines Chondrosarkoms sprechen. Kalkbildungen können aber auch im Rahmen von Hämangiomen oder Meningeomen vorkommen. Meningeome entstehen meist direkt am Felsenbein oder greifen auf das Felsenbein über, während Hämangiome des Felsenbeins bevorzugt direkt in der Paukenhöhle auftreten [31]. In beiden Fällen ist aber differenzialdiagnostisch betrachtet eine

zusätzliche Hyperostose (Hyperplasie von Knochensubstanz) zu erwarten, welche ebenfalls im HR-CT beurteilbar ist.

Eine weitere häufige Indikation einer Computertomographie-Untersuchung des Felsenbeins sind Schall- oder Knochenleitungsstörungen, die durch traumatische Felsenbeinverletzungen verursacht sind [9]. In solchen Fällen ist eine Computertomographie obligatorisch und stellt die sinnvollste Bildgebung dar, da hierbei einerseits gleichzeitig wichtige Informationen über eventuelle Begleitfrakturen im Mittelohrbereich gewonnen werden; andererseits lassen HR-CT-Aufnahmen auch die Beurteilung begleitender intrakranieller Blutungen zu und liefern zudem wichtige und notwendige Details zur Planung eventueller chirurgischer Eingriffe. Denn häufig sind solche Verletzungen nur durch eine chirurgische Intervention zu behandeln, da diese Region sehr schwer zugänglich ist [9].

Vor jedem chirurgischen Eingriff ist es von essentieller Bedeutung, den Zustand des Innen- und des Mittelohrs und mögliche Abnormalitäten in diesem Bereich abschätzen zu können. Dies liegt vor allem am Verlauf des Nervus facialis innerhalb des Felsenbeins, welcher ebenfalls gut am HR-CT beurteilt werden kann. Verlaufsanomalien dieses Nerven und andere Missbildungen müssen schon präoperativ erkannt werden, um bestmögliche Voraussetzungen zur Wiederherstellung der Hörfähigkeit zu schaffen [19, 50, 51].

Postoperativ können bei Nachuntersuchungen des Mittelohrs und des Mastoids mithilfe einer Computertomographie durch die Operation verursachte Fibrosierungen oder eine rezidivierende Otosklerose ausgeschlossen werden. Subluxationen eingesetzter Prothesen (zum Beispiel nach Tympanoplastik, Stapedektomie und anschließender Stapesplasik) und Inkusnekrosen oder -dislokationen stellen ebenfalls häufige Indikationen dar. Im HR-CT kann hier eine eventuelle Fehllage der Prothese (zum Beispiel mit Penetration in das Labyrinth) und eine Pneumatisation oder eine Ossifikation des Labyrinths erkannt werden.

Trotz sehr guter Visualisierung des Mittelohrs ist es jedoch auf hochauflösenden Computertomographie-Aufnahmen meist nicht möglich,

Flüssigkeiten oder Ergüsse, Granulationsgewebe, fibröses Gewebe, Mukosa oder auch einfach chirurgisches Verbandsmaterial voneinander abzugrenzen, da sich deren Dichteunterschiede im HR-CT nicht ausreichend darstellen lassen. Ob postoperativ Auffälligkeiten im CT-Bild auf Operationsnarben oder Tumorrezidive zurückzuführen sind ist also sehr schwer zu differenzieren. Die Abgrenzung von Neoplasmen und Flüssigkeit im Mittelohr oder im Mastoid gestaltet sich ebenfalls als schwierig [51].

Dies ist mit der Magnetresonanztomographie möglich, die als bildgebendes Verfahren der Wahl zur Darstellung von Pathologien im Kleinhirnbrückenwinkel und im inneren Gehörkanal (IAC) gilt. In den letzten Jahren entwickelte sich die Magnetresonanztomographie (HR-MRT) immer weiter, so dass sie sich inzwischen aufgrund der höheren Auflösung auch als Verfahren der Wahl zur Beurteilung von Innenohrmissbildungen und – pathologien [27] und teilweise sogar von Verletzungen des Felsenbeins in diesem Bereich [10] etabliert hat. Dies liegt vor Allem an der guten Abgrenzbarkeit von Weichteilstrukturen und Lymphe im HR-MRT. Außerdem besitzt sie einen hohen Stellenwert beim Staging und der Tumordiagnostik im Bereich der Felsenbeinspitze [6, 7, 51].

Eine Routinesequenz zur kompletten Untersuchung des Gehör- und Gleichgewichtsorgans mittels HR-MRT beinhaltet vier getrennte spezielle Einzelaufnahmen [9]:

1. eine sogenannte selektive dreidimensionale „Fourier-transformation-gradient-echo-Bildgebung“ (3DFT-CISS),
2. eine native T1-gewichtete Spinecho- oder Turbospinecho-Aufnahme des Felsenbeins,
3. eine mittels Kontrastmittel (Gadolinium (Gd)) verstärkte axiale und koronale T1-gewichtete Spinecho- oder Turbospinecho-Aufnahme des Felsenbeins,
4. eine T2-gewichtete Spinecho oder Turbospinecho-Aufnahme des Gehirns und des Gehirnstammes.

Die gezielte Darstellung bestimmter Strukturen ist durch geschickte Wahl der Parameter in MR-Sequenzen möglich (in dieser Studie verwandte Parameter: siehe Kapitel II.3.3). Zur MRT-Datenerfassung von flüssigkeitsgefüllten Strukturen und Weichteilgeweben des Innenohrs wird eine hochauflösende T2-gewichtete Sequenz verwendet, für gewöhnlich in Verbindung mit einem schnellen Spinecho (FSE) oder einer 3DFT-CISS-Sequenz [7, 17]. Einige Autoren bevorzugen die FSE-Technik, weil sie in manchen Studien durch eine kürzere Wiederholungszeit weniger Anfälligkeit auf Artefakte im Felsenbein zeigten [26, 40]. Zahlreiche andere Studien konnten aber belegen, dass die neuere 3DFT-CISS-Sequenz dem FSE bei Darstellung sehr kleiner Strukturen und pathologischer Veränderungen des Innenohrs, des Meatus acusticus internus und des Kleinhirnbrückenwinkels überlegen ist [7, 8, 10, 14, 24, 29]. Da in dieser Studie sehr kleine Strukturen möglichst optimal zur Darstellung gebracht werden sollten, wurde eine 3DFT-CISS-Sequenz verwandt.

Diese Sequenz ist stark T2-gewichtet und ermöglicht so eine gute Abgrenzbarkeit von Weichteilgeweben, wie zum Beispiel Fettgewebe, vaskulären oder nervalen Strukturen und auch Liquor. Zu den Strukturen des Mittel- und Innenohrs, die sich speziell mit einer 3DFT-CISS-Sequenz zuverlässig darstellen lassen, gehören der intratemporale Anteil des Nervus facialis [21] (vom Kleinhirnbrückenwinkel bis über den Meatus acusticus internus) und der Nervus vestibulocochlearis (speziell Verlauf des Nervus cochlearis vom Kleinhirnbrückenwinkel über Meatus acusticus internus teilweise bis hin zum Modiolus [18, 49]), die Perilymphe enthaltende Skala tympani und vestibuli innerhalb der knöchernen Schnecke, das Vestibulum mit dem Nervus utricularis, der Bogengangapparat mit Ampullen und die Endolymphe im Ductus und Sacculus endolymphaticus [7, 12].

Es ist wichtig, die 3DFT-CISS-Sequenzbilder mit möglichst geringen Interferenzen anzufertigen, um einen hohen Kontrast der sehr kleinen Strukturen zu erreichen. Nur so können Strukturen wie beispielsweise die Basilarmembran möglichst deutlich abgegrenzt und Pathologien diagnostiziert werden. Aus diesem Grund erstellten wir in dieser Studie diese Bilder vor der

Applikation des Kontrastmittels (Gadolinium), um Artefakte zu vermeiden, die durch das Gadolinium verursacht werden und die Beurteilbarkeit einschränken könnten [9].

Anhand von 3DFT-CISS-Sequenzen besteht die Möglichkeit, kongenitale Fehlbildungen oder auch Obliterationen im Bereich des Innenohrs, zum Beispiel durch Fibrosierungen, zu erkennen [7]. Diese werden als Regionen niedriger Signalintensität abgebildet, welche die normale intralabyrinthine Flüssigkeit verdrängen und sich somit kontrastiert darstellen. Meist werden sie durch Kompression oder Invasion durch einen knöchernen Tumor oder einen Weichteiltumor verursacht. Auch Aplasien, Hypoplasien oder Kompression des Nervus vestibulocochlearis, beispielsweise durch angrenzende und pathologisch veränderte Gefäße, werden durch diese Sequenz optimal dargestellt. In Verbindung mit einer dreidimensionalen Visualisierungsmethode hat sich diese Sequenz außerdem zur direkten Diagnose einer Aplasie des Crus communis anterior des Bogengangsapparats und deren Komplikationen bewährt [22].

Auf nativen T1-gewichteten Sequenzen lassen sich sehr gut Hyperintensitäten innerhalb des membranösen Labyrinths erkennen. Diese können durch dort vorhandenes Blut (durch Trauma, Labyrinthitis oder Granulome), Fett (Lipome) oder erhöhten Proteingehalt (Schwannome) verursacht werden. Eine Differenzierung eines Schwannoms von einer Neuritis ist ebenfalls möglich, da im Falle einer Neuritis im Vergleich zu einem Schwannom auf T1-gewichteten Aufnahmen eine stärkere Zunahme der Signalintensität zu beobachten ist.

Zusätzlich zu nativen T1-gewichteten Sequenzen wurden auch Aufnahmen mit Kontrastmittel angefertigt. Hier wurde als signalverstärkende Substanz Gadoliniumkontrastmittel (Gd-DTPA) verwendet.

T1-gewichtete MRT-Aufnahmen sind besonders bei kleinen Tumoren geeignet, die sich im Kleinhirnbrückenwinkel und im inneren Gehörgang befinden [13, 41, 51]. Aber auch andere Tumore lassen sich auf T1-gewichteten Aufnahmen zuverlässig beurteilen [9, 30]. Zu diesen gehören speziell Meningeome, Schwannome, Lymphome, Gliome, Melanome,

Epidermoide, Arachnoidalzysten und auch Metastasen anderer maligner Prozesse. Differenzialdiagnostisch gilt es hier zu beachten, dass sich speziell Tumore im Bereich des Kleinhirns und des Pons, Meningeome, Epidermoide wie auch Arachnoidalzysten und bestimmte Schwannome oft in der hinteren Schädelgrube befinden können, also das Gehör nicht zwingend beeinflussen müssen.

Als häufigste Differenzialdiagnose zu Tumoren (speziell zu Schwannome, Metastasen und Lymphome) kommen bei einer intralabyrinthinen Kontrastmittelanreicherung entzündliche Geschehen in Betracht, wie beispielsweise eine Labyrinthitis [33]. Diese meist akute entzündliche Veränderung des Labyrinths manifestiert sich häufig im Bereich der Cochlea und ist dann sehr gut in T1-gewichteten MRT-Aufnahmen darstellbar [6]. Bei Meningitiden, epiduralen Abszessen, Thrombosen des Sinus Sigmoidus, Gehirnabszessen und bis intrazerebral reichenden Cholesteatomen deuten abnormal starke Kontrastmittelanreicherungen in den Meningen und dem Cortex cerebri auf eine intrakranielle Ausdehnung hin [9, 36].

Die oben bereits erwähnten Schwannome (hauptsächlich das Akustikusneurinom, AKN; siehe Kapitel II.6.1) sind benigne Tumore, die von den Zellen der Schwann-Scheide sensibler Nervenfasern ausgehen. Sie werden am besten mit Gadolinium-Kontrastmittel in Verbindung mit einer Gradienten-Echo-MRT-Aufnahme dargestellt [39]. Obwohl die meisten Schwannome sich nach einer Kontrastmittelgabe stark anreichernd darstellen, gibt es selten auch nicht anreichernde Schwannome [9]. Im Falle des Akustikusneurinoms ist eine Beteiligung und Beeinträchtigung des Hörvermögens sehr häufig, besonders in fortgeschrittenen Stadien. Wenn in diesem Zusammenhang ein Verdacht auf Gefäßkompressionen oder Verletzungen von vaskulären Strukturen durch ein AKN besteht, sollte anschließend zusätzlich eine Angiographie durchgeführt werden.

Gefäßveränderungen (vertebrobasilare Dolichoektasien, Thrombosen des Sinus Sigmoidus, Gefäßschleifen [2], Aneurysmen, Hämangiome) verursachen oft ähnliche Symptome wie das Akustikusneurinom. Diese

können jedoch durch eine Angiographie (s.o.) gut differenziert und gesichert werden.

Weiter lassen sich mithilfe kontrastmittelverstärkter T1-gewichteter MR-Aufnahmen traumatische Geschehen wie ausgedehntere Verletzungen der hinteren Schädelgrube (Fossa cranii posterior) oder des Felsenbeinbereichs gut beurteilen [9]. In diesem Zusammenhang kann eine schmale Anreicherung innerhalb der Cochlea oder des Vestibulums auf eine traumatisch bedingte perilymphatische Fistel [9] hindeuten. Verletzungen und Mitbeteiligungen des Nervus vestibulocochlearis [59] oder des Nervus facialis zeigen auf T1-gewichteten Bildern oft neben entsprechenden Symptomen wie Facialisparesen, Schwindel und Hörverlusten eine verdickte, ebenfalls stark anreichernde Region.

Anhand T2-gewichteter Spinecho-Aufnahmen des Gehirns und des Gehirnstammes werden hauptsächlich peritumorale Ödeme, Arachnoidalzysten und Ischämien im vertebrobasilaren Bereich dargestellt [9]. Eine weitere Indikation ist der Verdacht auf Entmarkungskrankheiten im Gehirn, im Gehirnstamm oder im Kleinhirn (Erkrankungen des ZNS mit herdförmiger Zerstörung der Marksubstanz, z.B. Multiple Sklerose, Creutzfeld-Jakob-Krankheit oder diffuse Hirnsklerose) und die Charakterisierung und Differenzierung von Tumoren. Außerdem werden sie bei Verletzungen des Nervus facialis auf nukleärer oder supranukleärer Ebene [7, 54] und auch zum Schwannom – Screening bei Erwachsenen eingesetzt [30].

Trotz dieser weitreichenden Indikationen lassen sich im HR-MRT keine Kalkablagerungen und knöcherne oder degenerative Veränderungen ausreichend detailliert darstellen und beurteilen. Auf MRT-Aufnahmen ist es folglich nicht möglich, Knochen und speziell Veränderungen an den Gehörknöchelchen im Mittelohr bildlich darzustellen. Außerdem ist das HR-MRT aufgrund der hohen Empfindlichkeit besonders anfällig auf Bewegungs- und Pulsationsartefakte, zum Beispiel durch die Carotis interna oder die Basilar- und Vertebralarterie. Auch nahe dem Innenohr gelegene

flüssigkeitsgefüllte Mastoidzellen, Narben oder ähnliche Signalveränderungen stören die Bildgebung [23].

Da sich ein HR-MRT und ein HR-CT folglich in bestimmten Situationen ergänzen, ist es manchmal unumgänglich, beide bildgebenden Verfahren in Kombination anzuwenden. Dies trifft beispielsweise auf die Differenzialdiagnose von rezidivierend auftretenden Schallempfindungsschwerhörigkeiten [23] und Innenohrdysplasien mit gleichzeitig bestehender Affektion des Mittelohrs zu. Hier ist die Beurteilung des kompletten akustischen und vestibulären Systems mit Mittel- und Innenohr notwendig und somit eine Kombination von HR-MRT und HR-CT-Aufnahmen sinnvoll.

Bei oben genannten Innenohrmissbildungen treten oft mehr oder weniger stark ausgeprägte knöcherne Obliterationen im Innenohrbereich auf. Bei diesen Obliterationen ist eine Differenzierung zwischen (meist kongenitalen) Dysplasien oder Aplasien und (meist erworbenen) postentzündlichen Obliterationen, wie sie zum Beispiel bei einer Labyrinthitis ossificans vorkommen, schwierig [1, 3, 9, 23]. Deren Unterscheidung ist besonders bei Patienten von Interesse, die ein Cochlea-Implantat erhalten sollen, genauso wie die Differenzierung zwischen fibrösen und verkalkten Obliterationen [10], der Flüssigkeitsnachweis in der Cochlea und der Zustand des Nervus cochlearis. Aufnahmen unterschiedlicher bildgebenden Modalitäten können hierbei hilfreich sein. Deshalb wird in der Klinik präoperativ eine Kombination aus einer 3D-CISS-Sequenz (HR-MRT) und einer HR-CT-Untersuchung des Innenohrs durchgeführt [10, 32].

In der Tumordiagnostik wird präoperativ zur Erfassung sowohl der Artigkeit als auch des Ausbreitungsgrades des Tumors meist ebenfalls eine Kombination aus beiden bildgebenden Verfahren benötigt. Das HR-CT liefert dem Untersucher hauptsächlich dann hilfreiche Informationen, wenn speziell sehr kleine Tumorverletzungen vorliegen und diese auf das Mittelohr begrenzt sind, da es sich besonders zur Darstellung feinsten knöcherner Veränderungen eignet. Das Ausmaß einer Kalkbildung ist ein weiteres wichtiges Unterscheidungskriterium (z.B. Chondrosarkom/Chordom, siehe

Seite 48), das ebenfalls im HR-CT sehr gut beurteilt werden kann. Aber oft kann hierbei eine intrakranielle Ausbreitung des Tumors nicht sicher ausgeschlossen werden. Dann muss zusätzlich ein HR-MRT hinzugezogen werden [9]. Denn ein wesentlicher Verwendungszweck von HR-MRT-Aufnahmen bei Patienten mit zerebraler Symptomatik und Verdacht auf einen Tumor ist die Erfassung dessen intrakraniellen Ausbreitung, da sich mit diesem Verfahren abhängig von der Gewichtung (T1 oder T2, s.o.) sehr gut intrakranielles Weichteil- und Gehirngewebe darstellen lässt. Allerdings sind Tumore in der HR-MRT häufig erst ab einer gewissen Größe zuverlässig sichtbar.

Eine umfassende Untersuchung des Nervus facialis verlangt wegen des komplizierten Verlaufs im Kleinhirnbrückenwinkel bis zur Aufteilung in die Nervenfasern, die die verschiedenen Gesichtsmuskeln versorgen, ebenfalls eine Kombination aus HR-MRT und HR-CT [45, 51].

Postoperativ zeigen Patienten mit Prothesen im Hörapparat (zum Beispiel nach Tympanoplastik, Stapedektomie und anschließender Stapesplasik) häufig Symptome wie rezidivierend und sporadisch auftretende Schallempfindungsschwerhörigkeit oder Schwindel. Für eine Abklärung ist dann ebenfalls eine Kombination beider bildgebender Verfahren notwendig, da neben Subluxationen oder einer Fehllage eingesetzter Prothesen (zum Beispiel mit Penetration in das Labyrinth), einer Pneumatisation oder einer Ossifikation des Labyrinths (im HR-CT beurteilbar) auch eine akute Labyrinthitis oder im Falle einer Kontrastmittelanreicherung eine Labyrinthfistel (im HR-MRT beurteilbar) dafür verantwortlich sein kann.

Betrachtet man nun die Anwendungsgebiete von HR-CT und HR-MRT, so ergeben sich eine große Menge von Pathologien, die durch eine verbesserte und vereinfachte dreidimensionalen Oberflächendarstellung leichter diagnostiziert werden können (siehe Tabelle 8).

Indikationen des CT im Bereich des Felsenbeins	Indikationen des MRT im Bereich des Felsenbeins	
<ul style="list-style-type: none"> • knöcherner Frakturen (auch bei intrakraniellen Blutungen) • Degenerative Veränderungen an knöchernen Strukturen und intraossäre Pathologien (z.B. Keratosis obturans) • knöcherner Defekte des Cavum Tympani • kleinste degenerative Veränderungen der Gehörknöchelchen • angeborene und erworbene Dislokationen der Gehörknöchelchen • Kalkbildung oder Ossifikation von Weichteilen im Mittelohr • Morphologischer Zustand der Membrana Tympani • Kalkbildung (Tympanosclerosis) an oder innerhalb der Membrana Tympani • chronische Infektionen wie Otitis Media • Pneumatisation des Mittelohrs und des Mastoids (wichtig bei der Pathogenese z.B. einer chronischen Otitis Media) • Otosklerose • Cholesteatom • Otodystrophie • Fisteln im Mittel- und Innenohrbereich wie z.B. Labyrinthfisteln • Tinnitus • Otalgie • Otorrhö • Facialisparese • lokale Destruktionen durch Tumore • Mikrokalzifikationen z.B. aufgrund von Hämangiomen, Meningeomen, Chondrosarkomen oder Chordomen • postoperative Untersuchungen (z.B. bei Subluxation eingesetzter Prothesen) 	3D-CISS, T2-Sequenz	<ul style="list-style-type: none"> • Obliterationen oder kongenitale Fehlbildungen im Bereich des Innenohrs • Charakterisierung von Tumoren oder Knochenverletzungen • Verletzungen des Nervus Facialis auf nukleärer oder supranukleärer Ebene • Dysplasie oder Kompression des N. vestibulocochlearis • Aplasien im Bereich des Bogengangapparats • Ausschluß einer Ischämie im vertebrobasilaren Bereich • Demyelinisierungen im Gehirn, im Gehirnstamm oder im Kleinhirn • Diagnose eines eventuellen peritumoralen Ödems • Diagnose von peritumoralen arachnoidal angeordneten Zysten
	T1-Sequenz (unverstärkt)	<ul style="list-style-type: none"> • Blut im membranösen Labyrinth (durch Trauma, Labyrinthitis, Cholesterin oder Granulome) • Fette im membranösen Labyrinth (durch Lipome) • erhöhtes Protein im membranösen Labyrinth (meist aufgrund eines Schwannoms) • Differenzierung zwischen Schwannom und Neuritis
	T1-Sequenz, (verstärkt)	<ul style="list-style-type: none"> • Labyrinthitis • Tumore (v.a. Schwannom, Metastasen, Lymphome, Meningeome) • perilymphatische Fistel • Verlaufsbeurteilung des N. facialis und des N. vestibulocochlearis • Intrazerebral lokalisierte Cholesteatome • Thrombosen des Sinus Sigmoides • Neuritiden • Meningitiden • epidurale Abszesse und Gehirnabszesse • Verletzungen der hinteren Schädelgrube

Tab. 8: Indikationen des CT und des MRT im Vergleich

Denn die Strukturen des Mittel- und Innenohrs sind dreidimensional angeordnet. Folglich ist für eine vollständige Auswertung die Datenerfassung in mehr als nur einer Ebene notwendig, da keine Ebene für sich gesehen die komplette Untersuchung aller dieser Strukturen erlaubt [51]. Die axiale Ebene bietet dem Untersucher zwar einen guten Vergleich mit dem kontralateralen Felsenbein und erlaubt dem Patienten außerdem, während der gesamten Untersuchung in derselben Position liegen bleiben zu können. Jedoch müssen zum direkten Vergleich beide Felsenbeine auf einer axialen Schicht zu sehen sein, was besonders bei so kleinen Objekten wie den Mittel- und Innenohrstrukturen von Nachteil ist, da zugunsten des groß dimensionierten Field-of-view die Auflösung herabgesetzt werden muss. Somit ist die Darstellung in axialen Schichten allein nicht detailliert genug möglich, um die Anatomie vergleichend zu betrachten, und eventuelle pathologische Befunde und Anomalien erschweren die Interpretation noch zusätzlich. Durch eine digitale Bilddatenverarbeitung kann hierbei die Auflösung und gleichzeitig die Übersichtlichkeit erhöht werden, indem man das FOV möglichst genau an die ROI anpasst und die zu vergleichenden Regionen nacheinander aufnimmt. Mit einer anschließenden Fusionierung von beiden Aufnahmen in korrekter anatomischer Beziehung zueinander ist das Ergebnis eine übersichtlichere und hochauflösende Darstellung, die die Beurteilung durch den Arzt erheblich vereinfacht.

Es werden verschiedene Techniken zur digitalen Bilddatenverarbeitung angewandt, um die Beurteilung des Mittel- und Innenohrs zu vereinfachen. Eine dieser Techniken ist beispielsweise die von einer 3D-CISS-Sequenz abgeleitete Maximum Intensity Projection (MIP). Sie reduziert die komplexen dreidimensionalen Strukturen des Innenohrs durch Projektion der Einzelschichten auf ein einziges zweidimensionales Bild und produziert so eine pseudodreidimensionale Ansicht des Innenohrs und deren Missbildungen. Hierbei ist der Blickwinkel jedoch starr festgelegt, und es besteht keine Möglichkeit, das Objekt zu drehen oder zu skalieren. Auch können mithilfe dieser Technik keinerlei Informationen über die Tiefe des Objekts oder des dreidimensionalen Volumens abgeleitet werden [10]. Bei

einer MIP gehen also diagnostisch wichtige Details verloren. Dies ist bei einer virtuellen dreidimensionalen Darstellung anders, da die segmentierten Objekte im virtuellen Raum gedreht, skaliert und deren Morphologie so von allen Seiten betrachtet werden kann.

Es gibt zwei grundlegend unterschiedliche Methoden, virtuelle 3D-Bilder und dreidimensionale Modelle zu generieren, die auch die Grundlage der virtuellen dreidimensionalen Endoskopie bilden, nämlich das Oberflächen- und das Volumenrendering [48, 57]. Beim Oberflächenrendering werden nur diejenigen Bildinformationen des Volumendatensatzes verarbeitet, die vorher definierte und segmentierte Strukturen innerhalb des „Regions of interest“ (ROI) beinhalten. Diese Methode erfordert zur Erstellung von Oberflächenmodellen die manuelle Durchführung der Segmentation, also eine manuelle Definition des ROI. Das Volumenrendering hingegen benutzt sämtliche Bildinformationen des HR-CT-Volumen-Datensatzes. Der ROI beinhaltet also den gesamten Datensatz, die manuelle Segmentation (und Definition des ROI) entfällt. Das Volumenrendering ist somit zwar durch den größeren Datenaufwand für die Workstation weitaus rechenintensiver als das Oberflächenrendering [57]. Da jedoch keine manuelle Segmentation benötigt wird, ist das automatisierte Volumenrendering die schneller durchzuführende Methode. Für die Nachbearbeitung von HR-MRT-Daten des Innenohrs mithilfe einer standardisierten automatischen bilateralen Virtual Reality (VR)-Technik werden hierbei weniger als 10 Minuten benötigt. Trotzdem bietet in dieser Studie das Oberflächenrendering für die Darstellung so kleiner Strukturen wie zum Beispiel der Basilarmembran entscheidende Vorteile. Denn der Nachteil an der automatisierten Form des Volumenrendering ist, dass sie nicht genau genug arbeitet und somit allenfalls zur Segmentation größerer Strukturen –wie zum Beispiel eines kompletten Organs im Abdomen oder Skelettteilen– in ausreichend detailliertem Maße geeignet erscheint. Bei sehr kleinen Strukturen, die im digitalisierten Bild nur aus wenigen Voxeln bestehen (wie beispielsweise der Basilarmembran oder dem Tympanon), fallen einzelne nicht zum Objekt gehörige Voxel mehr ins Gewicht als bei sehr großen Strukturen und erscheinen in der dreidimensionalen Darstellung

deshalb als störende Artefakte. Diese Artefakte können anschließend zwar durch eine manuelle Nachbearbeitungsphase beseitigt werden. Diese Nachbearbeitung würde jedoch mehr Zeit in Anspruch nehmen als der eigentliche automatisierte Volumenrenderingprozess und somit den Aufwand nicht rechtfertigen. Folglich sind die hier dargestellten Bilder in dieser Qualität mit den derzeitigen technischen Gegebenheiten nur mithilfe manueller Segmentation möglich und durch automatisierte Segmentationsroutinen noch nicht zu realisieren.

Eine realistische und umfassende Visualisierung der komplizierten anatomischen Verhältnisse speziell im Mittel-/Innenohrbereich erfordert zusätzlich eine Fusion/Registration von den Bilddatensätzen des HR-CT und des HR-MRT. Auch in diesem Bereich gibt es noch keine Automationsroutinen mit zufrieden stellenden Ergebnissen. Mit schnelleren Workstations und leistungsfähigeren Programmen könnte sich dies jedoch in Zukunft ändern, so dass ein manuelles Eingreifen bei gleichbleibender Qualität überflüssig werden würde.

Zusammenfassend liefert die dreidimensionale Datenverarbeitung mittels spezieller Bildfusionsverfahren Informationen in hoher Qualität, welche die Diagnostik erheblich vereinfachen kann. Aufnahmen verschiedener bildgebender Verfahren und verschiedener Regionen, die zu unterschiedlichen Zeiten aufgenommen wurden, können anschaulich am Computermonitor in *einem* einzigen Bild betrachtet und beurteilt werden. Es ist möglich, die dreidimensionalen Objekte frei im Raum zu bewegen, zu drehen und zu skalieren, was die Beurteilung der Strukturen im Innen- und Mittelohr und die Diagnostik von Erkrankungen in diesem Bereich erheblich vereinfacht. Eine Fusion von HR-CT-, und HR-MRT-Datensätzen verbunden mit einem computergestützten dreidimensionalen Oberflächenrendering stellt die optimale Visualisierungsmethode zur Diagnose von Erkrankungen im Bereich des Mittel- und Innenohrs dar, denn die komplizierten räumlichen Verhältnisse der Strukturen lassen sich so wesentlich besser einschätzen.

So ist es möglich, dass komplexe Befunde ohne Hilfestellung durch einen Radiologen (zum Beispiel auf Station oder im OP) nachvollzogen werden können [25].

Einige Indikationen und Verwendungsmöglichkeiten einer Fusion von HR-CT- und HR-MRT-Datensätzen im Bereich des Felsenbeins

- Differenzialdiagnose von Erkrankungen mit gleichzeitig bestehender Affektion des Mittel- und Innenohrs
- Tumordiagnostik und -staging (vor Allem Artigkeit, Ausbreitungsgrad des Tumors)
- Prä- und postoperative Versorgung von Cochlea-Implantat-Patienten
- Differenzierung zwischen Dysplasien/Aplasien im Felsenbeinbereich und postentzündlichen, fibrösen und verkalkten Obliterationen im Mittel- und Innenohr
- Beurteilung des Nervus cochlearis und des Nervus facialis
- Präoperative Beurteilung der anatomischen Verhältnisse und des Ausmaßes pathologischer morphologischer Veränderungen
- Hilfestellung für auf dem radiologischen Fachgebiet unerfahrene Ärzte, um auch komplexere Befunde nachvollziehen zu können
- Mittel- und Innenohrvisualisierung für Patienten (unter Anderem auch zur Erhöhung der Compliance)
- Mittel- und Innenohrvisualisierung für schulische Zwecke

Tab. 9: Indikationen und Verwendungsmöglichkeiten einer Fusion von HR-CT und HR-MRT

Zusätzlich gewährleistet die farbkodierte schattierte Oberflächendarstellung im Vergleich zu den axialen Quellbildern eine übersichtlichere Darstellung der Organe und eröffnet neue Möglichkeiten, die morphologischen Strukturen zu betrachten und zu analysieren. Leider ist die Farbkodierung und Schattierung nur einfarbig möglich. Sinnvoll wären aber mehrfarbige Texturen, da sie spezielle Oberflächenstrukturen wie beispielsweise Poren der Haut beinhalten könnten und dadurch eine noch realistischere Darstellung ermöglichen würden.

Der Nutzen für den operativen Alltag besteht darin, dass bereits präoperativ die anatomischen Verhältnisse und das Ausmaß eventueller pathologischer

morphologischer Veränderungen dreidimensional betrachtet und beurteilt werden können. Der Chirurg kann sich schon im Vorfeld in realistischer Weise mit den speziellen anatomischen Gegebenheiten vertraut machen. So können frühzeitig Risiken chirurgischer Zugänge erkannt und eventuelle Alternativen abgeschätzt werden.

Im optimalen Fall führt dies dazu, dass die erforderlichen Operationsfelder schon vor der Operation weiter eingegrenzt und so Eingriffe wesentlich geringeren Ausmaßes möglich werden können. In vielen Fällen werden immer noch mangels ausreichender Möglichkeiten, das Operationsgebiet präoperativ exakt genug einzugrenzen, zu ausgedehnte Eingriffe angesetzt. Als Beispiel sei hier das Cholesteatom angeführt.

Ein weiteres Anwendungsgebiet stellt sich in der Nachkontrolle des in den letzten Jahren immer häufiger eingesetzten Cochlea-Implantats dar [46]. Wenn bei einer intraoperativen Röntgenkontrolle die intracochleäre Lage der Stimulationselektrode nicht ausreichend beurteilbar ist, wird zur sofortigen postoperativen Abklärung geraten [52]. Diese Abklärung kann mithilfe der virtuellen 3D-Darstellung viel effektiver gestaltet werden, da sogar die Basilarmembran dreidimensional dargestellt werden kann.

Die Möglichkeit, die erstellten Bilder einfach im Netzwerk oder sogar im Internet zu verschicken, erleichtert es außerdem, die für die Diagnose wichtigen Dokumente anderen Stellen und Ärzten innerhalb von Sekunden zugänglich zu machen. Die Verwendung zu schulischen Zwecken wäre ebenfalls denkbar. Schülern und Studenten könnte dieser Stoff an einem konkreten Beispiel anschaulicher vermittelt und näher gebracht werden [47].

Und letztlich kann auch dem Patienten anhand einer dreidimensionalen Darstellungsform seines eigenen Mittel- und Innenohrs seine Erkrankung besser veranschaulicht und dadurch die Compliance erhöht werden [25].

Allerdings gilt dies nur für Pathologien des Ohres, die sich mithilfe dieser Methode visualisieren lassen. Denn trotz der immer detaillierteren Darstellungsmöglichkeiten der Strukturen des Gehör- und Gleichgewichtsorgans durch HR-CT und HR-MRT kann auf beiden Visualisierungsmethoden beispielsweise nicht zwischen Peri- und

Endolymphe unterschieden werden [21]. Einige Studien belegen aber, dass manche Störungen des Gehörs durch Veränderungen der Zusammensetzung von Endo- oder Perilymphe im Labyrinth verursacht und andere ausschließlich mikroskopisch darstellbar sind (zum Beispiel Haarzelldegenerationen, Veränderungen der Reissnerschen Membran oder eine Atrophie der Striae vasculares) [4, 38, 43]. Diese können nicht allein durch Aufnahmen von digitalisierten Bildern aus HR-CT- und HR-MRT-Untersuchungen diagnostiziert werden [19]. Zur Diagnose führen hier erst zusätzliche Untersuchungen, wie zum Beispiel laborchemische Untersuchungen der Bestandteile der Endo- und Perilymphe.

Es bleibt abzuwarten, welche Möglichkeiten sich durch die Weiterentwicklung herkömmlicher und Entwicklung neuer bildgebender Verfahren eröffnen. Die auf einer neuen Flachdetektor- und Rekonstruktionstechnik basierende Volumen-CT erlaubt heute schon isotrope Auflösungen von etwa 0,15 mm [15]. Eine noch größere Anzahl von axialen Schichten verbunden mit einer höheren Auflösung könnte eine noch detailliertere Visualisierung ermöglichen und so neue Indikationen schaffen.

Eine digitale dreidimensionale virtuelle Darstellung des Hör- und Gleichgewichtsapparats, verbunden mit einem digitalen Bildnachbearbeitungsverfahren, erleichtert jedoch auch heute schon die Beurteilung der Strukturen im Felsenbein und die Diagnostizierung morphologischer Veränderungen erheblich und wird für die Akzeptanz und den diagnostischen Wert der hochauflösenden Computertomographie und Magnetresonanztomographie in der klinischen HNO-Praxis förderlich sein.

V. ZUSAMMENFASSUNG

Die Computertomographie (HR-CT) und Magnetresonanztomographie (HR-MRT) sind etablierte und sich ergänzende bildgebende Techniken im Bereich des Gehör- und Gleichgewichtsorgans und deren pathologischen Veränderungen.

Ziel dieser Studie war es, die Möglichkeiten und Vorzüge einer visuellen dreidimensionalen Darstellung der Innen- und Mittelohrstrukturen (des akustischen und vestibulären Systems) in Verbindung mit einer fusionierten Darstellung aus HR-CT- und HR-MRT-Daten im Vergleich zu herkömmlichen axialen Schichtbildern aufzuzeigen.

Im Bereich des Mittel- und Innenohrs ist die hochauflösende Computertomographie (HR-CT) die Methode der Wahl zur Darstellung von Knochengewebe, während die hochauflösende Magnetresonanztomographie (HR-MRT) besonders zur Darstellung und Beurteilung von flüssigkeitsgefüllten und nervalen Strukturen oder Weichteilgeweben des Mittel- und Innenohrs und zum Tumorstaging geeignet ist.

Beide Techniken bieten die Möglichkeit, extrem dünne Schichtbilder (bis zu 0.4 mm bei HR-MRT und 0.3 mm bei HR-CT) in hoher Auflösung zu erstellen. Da sich die Größe der Strukturen des Gehör- und Gleichgewichtsorgans oft im Submillimeterbereich befindet, ist dies die Grundvoraussetzung für eine detaillierte und übersichtliche morphologische Darstellung des Mittel- und Innenohrbereichs. Die räumliche Auflösung kann durch ein genau angepasstes FOV noch wesentlich verbessert werden.

In Verbindung mit einer speziellen Rekonstruktions-Software zur dreidimensionalen Visualisierung (in dieser Studie EasyVision 5.1[®], Philips) können so auch kleinste Strukturen anschaulicher und mit höherem Detailreichtum dargestellt werden. Durch eine stufenlose Skalierungsfunktion ist es möglich, die dreidimensionalen Objekte bis zu einem gewissen Grad nahezu ohne Qualitätsverlust zu zoomen und noch mehr im Detail zu betrachten.

Die (Patho)Anatomie des gesamten akustischen und vestibulären Systems kann nur anhand von Datensätzen sowohl von HR-CT als auch von HR-MRT ausreichend beurteilt werden. Zur Diagnose von Erkrankungen und Pathologien in diesem Bereich stellt somit eine Fusion beider Datensätze, verbunden mit einem computergestützten dreidimensionalen Oberflächenrendering, die optimale Visualisierungsmethode dar. Die komplizierten räumlichen Verhältnisse der Strukturen des Mittel- und Innenohrs lassen sich so wesentlich besser einschätzen.

Durch eine hochauflösende dreidimensionale Fusion wird eine aufwändige vergleichende Analyse von axialen Quellbildern verschiedener bildgebender Verfahren überflüssig. Zusätzlich gewährleistet die farbkodierte schattierte Oberflächendarstellung im Vergleich zu den axialen Quellbildern eine übersichtlichere Darstellung der Organe und eröffnet neue Möglichkeiten, die morphologischen Strukturen zu betrachten und zu analysieren.

VI. L I T E R A T U R

1. Antonelli PJ, Varela AE, Mancuso AA. Diagnostic yield of high-resolution computed tomography for pediatric sensorineural hearing loss. *Laryngoscope* 1999; **109**: 1642-7.
2. Applebaum EL, Valvassori GE. Auditory and vestibular system findings in patients with vascular loops in the internal auditory canal. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 1984 Jul-Aug; **112**: 63-70.
3. Bamiou DE, Savy L, O'Mahoney C, Phelps P, Sirimanna T. Unilateral sensorineural hearing loss and its aetiology in childhood: The contribution of computerised tomography in aetiological diagnosis and management. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1999; **51(2)**: 91-9.
4. Bergstrom L. Pathology of congenital deafness. Present status and future priorities. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 1980; **89**: 31-42.
5. Boyer S, Ruel J, Puel JL, Chabbert C. A procedure to label inner ear afferent nerve endings for calcium imaging. *Brain Res Protoc* 2004 Jun; **13(2)**: 91-8.
6. Casselman JW, Kuhweide R, Ampe W, Meeus L, Steyaert L. Pathology of the membranous labyrinth: comparison of T1- and T2-weighted and gadolinium-enhanced spin-echo and 3DFT-CISS imaging. *AJNR Am J Neuroradiol* 1993; **14**: 59-69.
7. Casselman JW, Kuhweide R, Deimling M, Ampe W, Dehaene I, Meeus L. Constructive interference in steady state-3DFT MR imaging of the inner ear and cerebellopontine angle. *AJNR* 1993; **14(1)**: 47-57.
8. Casselman JW, Kuhweide R, Dehaene I, Ampe W, Devlies F. Magnetic resonance examination of the inner ear and cerebellopontine angle in patients with vertigo and/or abnormal findings at vestibular testing. *Acta Otolaryngol* 1994; **513** (Suppl.): 15-27.
9. Casselman JW. Temporal bone imaging. *Neuroimaging Clin North Am* 1996; **6(2)**: 265-89.
10. Casselman JW, Kuhweide R, Ampe W, D'Hont G, Offeciers EF, Faes WK, Pattyn G. Inner ear malformations in patients with sensorineural hearing loss: Detection with gradient-echo (3DFT-CISS) MRI. *Neuroradiology* 1996; **38(3)**: 278-86.

11. Duprez T, Menten R, Saint-Martin C, Deggouj N, Decat M, Cosnard G. Imaging of the middle-ear ossicles in humans: CT or MRI?. *Pediatr Radiol* 2002 Feb; **32(2)**: 102-3.
12. Eberhardt KEW, Rezk-Samala C, Tomandl B, Deimling M, Scola A, Schindler R, Dütsch M, Fellner FAC. Möglichkeiten der Visualisierung - anatomiegerechte Darstellung von Zielvolumina am Beispiel von 3D-CISS-Datensätzen. *Electromedica* 71 2003; **1**: 50-7.
13. Gentry LR, Jacoby CG, Turski PA, Houston LW, Strother CM, Sackett JF. Cerebellopontine angle-petromastoid mass Lesions: comparative study of diagnosis with MR imaging and CT. *Radiology* 1987; **162(2)**: 513-20.
14. Graf H, Schick F, Claussen CD, Seemann MD. MR visualization of the inner ear structures: comparison of 1.5 Tesla and 3 Tesla images. *Fortschr Röntgenstr* 2004; **176(1)**: 17-20.
15. Gupta R, Bartling S, Rodt T, Basu S, Ross B, Weber BP, Becker H, Pfoh A. Detection of Petrous Bone Pathology Using Ultra-High Resolution Volume CT *AJNR*, 2002; **187**.
16. Hans P, Grant AJ, Laitt RD, Ramsden RT, Kassner A, Jackson A. Comparison of three-dimensional visualization techniques for depicting the scala vestibuli and scala tympani of the cochlea by using high-resolution MR imaging. *AJNR* 1999; **20(7)**: 1197-206.
17. Harnsberger HR, Dahlen RT, Shelton C, Gray SD, Parkin JL. Advanced techniques in magnetic resonance imaging in the evaluation of the large endolymphatic duct and sac syndrome. *Laryngoscope* 1995; **105(10)**: 1037-42.
18. Held P, Fellner C, Fellner F, Seitz J, Strutz J. MRI of inner ear anatomy using 3D MP-RAGE and 3D-CISS sequences. *Br J Radiol* 1997; **70(833)**: 465-72.
19. Hill DL, Hawkes DJ, Gleeson MJ, et al. Accurate frameless registration of MR and CT images of the head: applications in planning surgery and radiation therapy. *Radiology* 1994; **191(2)**: 447-54.
20. Jackler RK, Parker DA. Radiographic differential diagnosis of petrous apex lesions. *Am J Otol* 1992; **13(6)**: 561-74.
21. Jäger L. Schnittbildgebung der Innen- und Mittelohranatomie. *Radiology* 2005; 69-79.

22. Kim HJ, Song JW, Chon KM, Goh EK. Common crus aplasia: Diagnosis by 3D volume rendering imaging using 3DFT-CISS-sequence. *Clin Radiol* 2004 Sep; **59(9)**: 830-4.
23. Klingebiel R, Bockmühl U, Werbs M, Freigang B, Vorwerk W, Thieme N, Lehmann R. Visualization of inner ear dysplasias in patients with sensorineural hearing loss. High-resolution MR imaging and volume-rendered reconstructions. *Acta Radiol.* 2001; **42(6)**: 574-81.
24. Klingebiel R, Thieme N, Werner J-F, Werbs M, Rogalla P, Kivelitz D, Kaschke O, Lehmann R. A post-processing protocol for three-dimensional visualization of the inner ear using the volume-rendering technique based on a standard magnetic resonance imaging protocol. *Acta Otolaryngol* 2001; **121(3)**: 384-6.
25. Klingebiel R, Freigang B, Bauknecht HC, Thieme N, Rogalla P, Werbs M, Kaschke O, Lehmann R. Virtual rendering techniques in otologic imaging. *Laryngorhinootologie*; 2001 Oct; **80(10)**: 555-62.
26. Koshikawa T, Fukatsu H, Ishigaki T, Aoki I, Naganawa S, Ninomiya A. Fast recovery 3D fast spin-echo MR imaging of the inner ear at 3 T. *Am J Neuroradiol* 2002 Feb; **23(2)**: 299-302.
27. Kosling S, Juttemann S, Amaya B, Rasinski C, Bloching M, König E. Stellenwert der MRT bei Verdacht auf Innenohrmissbildungen. *Rofo* 2003 Dec; **175(12)**: 1639-46.
28. Kosling S, Bootz F. CT and MR imaging after middle ear surgery. *Eur J Radiol* 2001 Nov; **40(2)**: 113-8.
29. Lane JL, Ward H, Witte RJ, Bernstein MA, Driscoll CL. 3-T imaging of the cochlear nerve and labyrinth in cochlear-implant candidates: 3D fast recovery fast spin-echo versus 3D constructive interference in the steady state technique. *Am J Neuroradiol* 2004 Apr; **25(4)**: 618-22.
30. Lee JN, King BD, Parker DL, Buswell HR, Harnsberger HR. High resolution 3D imaging of the inner ear with a modified fast spin-echo pulse sequence. *J Magn Reson Imaging* 1996 Jan-Feb; **6(1)**: 223-5.
31. Lehmann KJ, Jaschke W, Loose R, Claussen C. Felsenbein, Orbita, Gesichtsschädel und Halsweichteile. *Lehrbuch der Radiologie* http://radiologie.uibk.ac.at/Lehrbuch_Radiologie/Felsenbein.pdf.
32. Lemke AJ, Niehues SM, Amthauer H, Rohlfing T, Hosten N, Felix R. Clinical use of digital retrospective image fusion of CT, MRI, FDG-PET and SPECT – Fields of indications and results. *Rofo* 2004 Dec; **176(12)**: 1811-8.

33. Mafee MF. MR imaging of intralabyrinthine schwannoma, labyrinthitis, and other labyrinthine pathology. *Otolaryngol Clin North Am* 1995 Jun; **28(3)**: 407-30.
34. Mafee MF, Kumar A, Heffner DK. Epidermoid cyst (cholesteatoma) and cholesterol granuloma of the temporal bone and epidermoid cysts affecting the brain. *Neuroimaging Clin North Am* 1994; **4(3)**: 561-78.
35. Mark AS, Fitzgerald D. Segmental enhancement of the cochlea on contrast-enhanced MR: correlation with the frequency of hearing loss and possible sign of perilymphatic fistula and autoimmune labyrinthitis. *Am J Neuroradiol* 1993; **14(4)**: 991-6.
36. Martin N, Sterkers O, Nahum H. Chronic inflammatory disease of the middle ear cavities: Gd-DTPA-enhanced MR imaging. *Radiology*; **176(2)**: 399-405.
37. Mateijsen DJ, Van Hengel PW, Krikke AP, Van Huffelen WM, Wit HP, Albers FW. Three-dimensional Fourier transformation constructive interference in steady state magnetic resonance imaging of the inner ear in patients with unilateral and bilateral Meniere's disease. *Otol Neurotol* 2002 Mar; **23(2)**: 208-13.
38. Meyer zum Gottesberge AM, Beirowski B, Massing T, Becker-Ledzian U, Weber M, Gross O. Discoidin domain receptor 1 (DDR1) und dessen Funktion im Innenohr. *HNO Information* 2005; **84**.
39. Mulkens TH, Parizel PM, Martin JJ et al. Acoustic schwannoma: MR findings in 84 tumors. *Am J Roentgenol* 1993; **160(2)**: 395-8.
40. Naganawa S, Yamakawa K, Fukatsu H, Ishigaki T, Nakashima T, Sugimoto H, Aoki I, Miyazaki M, Takai H. High-resolution T2-weighted MR imaging of the inner ear using a long echo-train-length 3D fast spin-echo sequence. *Eur Radiol* 1996; **6(3)**: 369-74.
41. Phelps PD, Lloyd GA. Magnetic resonance with gadolinium DTPA for the investigation of temporal bone tumors. *Clin Otolaryngol Allied Sci*. 1989; **14(3)**: 251-62.
42. Rao AG, Weissman JL. Imaging of postoperative middle ear, mastoid and external auditory canal. *Semin Ultrasound* 2002 Dec; **23(6)**: 460-5.
43. Sando I, Takaha T, Ogawa A. Congenital anomalies of the inner ear. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*. 1984; **112**: 110-8.

44. Seemann MD, Beltle J, Graf H, Schick F, Claussen CD. Darstellung der Innenohrstrukturen mittels MRT: Vergleichsstudie von 1,5T und 3,0T. *Fortschr Röntgenstr (Supplement 1)* 2003; **175**: 274.
45. Seemann MD, Beltle J, Heuschmid M, Löwenheim H, Graf H, Claussen CD. Image fusion of CT and MRT for the visualisation of the auditory and vestibular system. *Eur J Med Res.* 2005 Feb 28; **10(2)**: 47-55.
46. Seemann MD, Luboldt W, Haferkamp C, Bode A, Schäfer J, Allen CM, Dammann F, Plinkert P, Claussen CD. Hybride 3D-Visualisierung und virtuelle Endoskopie von Cochlea-Implantaten. *Fortschr Röntgenstr* 2000; **172(3)**: 238-43.
47. Seemann MD, Seemann O, Bonel H, Suckfull M, Englmeier KH, Naumann A, Allen CM, Reiser MF. Evaluation of the middle and inner ear structures: comparison of hybrid rendering, virtual endoscopy and axial 2D source images. *Eur Radiol* 1999; **9(9)**: 1851-8.
48. Seemann MD, Seemann O, Englmeier K-H, Allen CM, Haubner M, Reiser MF. Hybrid rendering and virtual endoscopy of the auditory and vestibular system. *Eur J Med Res.* 1998; **3(11)**: 515-22.
49. Seitz J, Held P, Waldeck A, Völk M, Lenhart M, Strotzer M, Feuerbach S. Höchauflösende Magnetresonanztomographie bestehend aus 3D-CISS, 3D MR-RAGE und 2D TSE in der präoperativen Diagnostik vor Cochlea Implant. RoeFo2000, VO544.
50. Shankar L, Hawke M, Leekam RN, Rutka J. Computed tomographic analysis of the intratemporal facial nerve and facial nerve neuromas. *Can Assoc Radiol J* 1989; **40(3)**: 150-5.
51. Shankar L, Montanera W. Computed tomography versus magnetic resonance imaging and three-dimensional applications. *Med Clin North Am* 1991; **75(6)**: 1355-66.
52. Shpizner BA, Holliday RA, Roland JT, Cohen NL, Waltzman SB, Shapiro WH. Postoperative imaging of the multichannel cochlear implant. *Am J Neuroradiol* 1995; **16(7)**: 1517-24.
53. Smadja P, Deguine O, Fraysse B, Bonafe A. Preoperative evaluation of translabyrinthine cholesteatomas by MRI. *J Radiol* 1999 Sep; **80(9)**: 933-7.
54. Swartz JD. Sensorineural hearing deficit: A systematic approach based on imaging findings. *Radiographics* 1996; **16(3)**: 561-74.

55. Swartz JD, Harnsberger HR. Imaging of the temporal bone. 3rd ed. New York, NY: Thieme Medical Publishers; 1995.
56. Tomandl BF, Hastreiter P, Eberhardt KEW, Rezk-Salama C, Naraghi R, Greess H, Nissen U, Huk WJ. Virtual labyrinthoscopy: Visualization of the inner ear with interactive direct volume rendering. *Radiographics* 2000; **20(2)**: 547-58.
57. Udupa JK, Hung HM, Chuang KS. Surface and volume rendering in three-dimensional imaging: a comparison. *J Digit Imaging* 1991; **4(3)**: 159-68.
58. Virapongse C, Rothman SL, Kier EL, Sarwar M. Computed tomographic anatomy of the temporal bone. *Am J Roentgenol* 1982; **139(4)**: 739-49.
59. Westerhof JP, Rademaker J, Weber BP, Becker H. Congenital malformations of the inner ear and the vestibulocochlear nerve in children with sensorineural hearing loss: evaluation with CT and MRI. *J Comput Assist Tomogr* 2001 Sep-Oct; **25(5)**: 719-26.

VII. A B K Ü R Z U N G S V E R Z E I C H N I S

3DFT-CISS	three dimensional Fourier Transformation Constructive Interference in Steady-State
AKN	Akustikusneurinom, Schwannom
CT	Computertomographie
EAC	External Auditory Canal (äusserer Gehörgang)
FOV	Field-Of-View
HR-CT	High Resolution Computer Tomography
HR-MRT	High Resolution Magnetic Resonance Tomography
IAC	Internal Auditory Canal (innerer Gehörgang)
kV	Kilovolt (1kV=1000 Volt)
mAs	milliAmperesekunde
MB	Megabyte
MHz	MegaHertz
MRT	Magnetresonanztomographie
RAM	Random-Access-Memory (Hauptspeicher)
ROI	Region-Of-Interest
SAR	spezifische Absorptionsrate
s.o.	siehe oben
TA	Time of Acquisition (Gesamtmesszeit)
TE	Time of Echo (Echozeit)
TR	Time of Repeat (Wiederholungszeit)
TSE-Sequenz	Turbo-Spin-Echo-Sequenz

VIII. WISSENSCHAFTLICHE PUBLIKATIONEN

VIII.1 Beltle J, Seemann M.D. (2003)

**Computed Tomographic Findings in Bourneville-Pringle
Disease**

Eur J Med Res 2003; 8: 292-294

VIII.2 Seemann M.D., Beltle J, Heuschmid M, Löwenheim H, Graf H, Claussen C.D. (2005)

**Image fusion of CT and MRT for the visualisation of the auditory
and vestibular system**

Eur J Med Res 2005 Feb 28;.10(2): 47-55

IX. WISSENSCHAFTLICHE VORTRÄGE

- IX.1** Seemann M.D., Beltle J, Heuschmid M, Schaefer J, Graf H, Claussen C.D. (2003)
3D-Oberflächenvisualisierung des Gehör- und Gleichgewichtsorgans mittels Image Fusion von HR-CT- und HR-MRT-Volumendatensätzen

84. Deutscher Röntgenkongress, 28. Mai- 31.Mai 2003

Abstract VO141 in Fortschr. Röntgenstr., Band 175 (Supplement 1), Wiesbaden 2003

X. WISSENSCHAFTLICHE POSTER

X.1 Seemann M.D., Beltle J, Graf H, Schick F, Claussen C.D. (2003)
**Darstellung der Innenohrstrukturen mittels MRT: Vergleichstudie
von 1,5T und 3,0T**

84. Deutscher Röntgenkongress, 28.Mai – 31.Mai 2003, Wiesbaden

Abstract PO38 in Fortschr Röntgenstr., Band 175 (Supplement 1), Wiesbaden 2003

X.2 Beltle J, Heuschmid M, Graf H, Schaefer J, Claussen C.D., Seemann M.D. (2003)
**Visualization of the auditory and vestibular system: Image fusion of
CT and MRT data sets**

16th European Congress of Radiology, 05.-09.März 2004, ECR 2004, Wien

EPOS, Abstract C-370

XI. DANKSAGUNG

Herrn Prof. Dr. C.D. Claussen danke ich für die Möglichkeit der Anfertigung dieser Dissertation an seinem Institut.

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. Marcus Seemann für die Überlassung des Themas dieser Arbeit, die nette Betreuung, die Unterstützung und hervorragende Zusammenarbeit.

Ich danke Herrn Dr. Graf für dessen Unterstützung bei der Anfertigung der Untersuchungen; außerdem Herrn Dr. Heuschmid und Herrn Dr. Löwenheim für viele sachliche Hinweise, die mir zum Verständnis vieler Quellen verhalfen.

Weiterer Dank gilt meiner lieben Familie und allen meinen Freunden und Bekannten für die Unterstützung in jeder Hinsicht.

Vielen Dank!

XII. LEBENS LAUF

Nachname Beltle
Vorname Jens Oliver Simon
Geburtsdatum 12/06/1975
Geburtsort 71229 Leonberg

01/08/1986 - 23/06/1995 Albert-Schweitzer-Gymnasium, Leonberg.
09/1995 - 11/1996 Ableistung des Zivildienstes beim Arbeiter-Samariter-Bund, Leonberg
05/03/1997 Beginn des Medizinstudiums an der Eberhard-Karls-Universität, Tübingen
04/1999 - 07/1999 Teilnahme an einem 10-wöchigen Kurs "English in Medicine"
09/09/1999 Ärztliche Vorprüfung
21/08/2000 - 17/09/2000 Famulatur im Fach Chirurgie am Marienhospital, Stuttgart
22/03/2001 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
13/08/2001 - 15/09/2001 Famulatur im Fach Ophthalmologie am Katharinenhospital, Stuttgart
17/10/2001 Beginn der Promotion an der Eberhard-Karls-Universität, Tübingen im Fach Radiologie bei Prof. C.D. Claussen
Titel:
 3D-Oberflächenvisualisierung des Gehör- und Gleichgewichts-organs mittels Image Fusion von MDCT- und MRT-Volumendatensätzen
18/02/2002 - 02/04/2002 Famulatur im Fach Innere Medizin in einer Internistischen Praxis in Dachau
05/08/2002 - 10/09/2002 Famulatur im Fach Anästhesie am Hospital der barmherzigen Schwestern in Wien
07/04/2003 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

10/2003 – 10/2004 Praktisches Jahr am Katharinenhospital, Stuttgart
Tertiale: 1.) Innere Medizin am KH, Stuttgart
 2.) Ophthalmologie am KH, Stuttgart
 3.) Chirurgie am Victoria Hospital,
 Kapstadt, Südafrika

Weiterbildung:

04/1999 - 07/1999 Teilnahme an einem 10-wöchigen Kurs "English in
Medicine" in Tübingen

21/08/2001 Teilnahme an der Fortbildungsveranstaltung „Das
Glaukom zur Jahrtausendwende" in Stuttgart