

Evaluation neuer radiologischer Bildgebungstechniken in der otologischen Diagnostik

HABILITATIONSSCHRIFT

zur Erlangung der Lehrbefähigung
für das Fach Diagnostische Radiologie

vorgelegt dem Fakultätsrat der Medizinischen Fakultät Charité
der Humboldt-Universität zu Berlin

von

Herrn Dr. med. Randolph Klingebiel
geboren am 12.02.1957 in Hannover

Präsident: Prof. Dr. J. Mlynek

Dekan: Prof. Dr. J. Dudenhausen

Gutachter: 1 Prof. Dr. U. Mödder

2. Prof. Dr. med. H. Becker

Eingereicht am: 15. Januar 2002

Datum der Habilitation: 01. Oktober 2002

*"Nicht Sehen trennt uns von den Dingen.
Nicht Hören von den Menschen"*

Immanuel Kant

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Fragestellung	5
1.1	Einleitung	5
1.2	Gegenstand und Gliederung der Habilitations-Schrift	7
1.3	Anatomie und Physiologie des Felsenbeins	8
1.4	Geschichte der otologischen Bildgebung	11
1.5	Diagnostische Strategien in der otologischen Bildgebung	14
2	Eigene Untersuchungen	16
2.1	Bildgebung des Mittelohrs	17
2.1.1	Material und Methoden	17
2.1.1.1	Methodische Voruntersuchungen	17
2.1.1.2	Anwendungsstudien	25
2.1.1.3	Gesamtkollektiv MS-CT	29
2.1.1.4	Korrelation von Bildgebung und Klinik	29
2.1.2	Ergebnisse	31
2.1.2.1	Methodische Voruntersuchungen	31
2.1.2.2	Anwendungsstudien	42
2.1.2.3	Gesamtkollektiv MS-CT	49
2.1.2.4	Korrelation von Bildgebung und Klinik	52
2.1.3	Diskussion	55
2.2	Bildgebung des Innenohrs, MAI und KHBW	65
2.2.1	Material und Methoden	66
2.2.1.1	Methodische Voruntersuchungen	66
2.2.1.2	Anwendungsstudien	70

2.2.1.3	Gesamtkollektiv	73
2.2.1.4	Korrelation von MRT und Klinik sowie MS-CT	75
2.2.2	Ergebnisse	77
2.2.2.1	Methodische Voruntersuchungen	77
2.2.2.2	Anwendungsstudien	84
2.2.2.3	Gesamtkollektiv	93
2.2.2.4	Korrelation von Bildgebung und Klinik	93
2.2.3	Diskussion	96
3	Zusammenfassung	105
4	Literatur	109
5	Verzeichnis der Abkürzungen und Fachausdrücke	132

1 Einleitung und Fragestellung

1.1 Einleitung

Schwerhörigkeit und Tinnitus sind epidemiologisch bedeutsame Krankheitsbilder, deren psychosoziale Auswirkungen für die Betroffenen von einem der führenden deutschen Otolaryngologen charakterisiert wurden als "..... Einschränkungen, am menschlichen Sein teilzunehmen" [228]. Von ca. 13 Millionen Menschen, die unter einer Schallempfindungs-Schwerhörigkeit leiden, sowie 3 Millionen Tinnitus-Betroffenen in Deutschland wird gegenwärtig ausgegangen [228]. Insbesondere das Hörvermögen von Kindern, Jugendlichen und jungen Erwachsenen ist prospektiv als gefährdet anzusehen durch sog. Freizeitlärm, der mehr als 100 dB erreichen kann [229,230].

Bei der Behandlung der Schwerhörigkeit standen aus otologischer Sicht in der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts die mikrochirurgische Versorgung der Schalleitungs-Schwerhörigkeit (SL-SH) und die Hörgeräte-Versorgung der Schallempfindungs-Schwerhörigkeit (SE-SH) im Vordergrund [135,136]. Das therapeutische Spektrum im Bereich der Schallempfindungs-Schwerhörigkeit, auch als sensorineurale Schwerhörigkeit bezeichnet, umfaßt mittlerweile neben konventionellen Hörhilfen, teil- und vollständig implantierbare Hörgeräte. Diese Geräte, die den (über einen Sensor aufgenommenen) Schall über einen Wandler an den Amboß und von dort an das Innenohr weitergeben, unterstützen die cochleäre Schallverstärkung. Eine Cochlear Implant-Versorgung, bei der die Elektroden in die Cochlea eingeführt werden um eine direkte Reizung des Hörnerven zu erreichen, wird in der Regel dann in Betracht gezogen, wenn eine Resthörigkeit nicht mehr gegeben ist, also eine Ertaubung vorliegt, bzw. in bestimmten Fällen bei konventionell unzureichend versorgbarer Resthörigkeit [135]. Insbesondere in der otolaryngologischen Versorgung von Patienten, denen mit konventionellen Hörgeräten nicht mehr geholfen werden kann, kommen finanziell (Cochlear Implant: ca. 30.000-50.000 €) und personell aufwendige, invasive Verfahren zum Einsatz [138], deren Indikationsstellung ein differenzierter diagnostischer Algorithmus vorangeht [57]. Im Rahmen der diagnostischen Voruntersuchungen nehmen hier, ebenso wie bei der Abklärung der Schalleitungs-Schwerhörigkeit (SL-SH), die Schnittbildverfahren einen wichtigen Platz ein [38,138,157,164].

Die otologische Bildgebung sieht sich mit detaillierten Fragen konfrontiert, die eine möglichst frühzeitige Detektion auch diskreter pathologischer Veränderungen (z.B. bei Labyrinthitis ossificans) ebenso umfassen wie eine differentialdiagnostische Zuordnung (z.B. dysplastische versus entzündliche Genese), den Ausschluß einer Therapie-relevanten Co-Pathologie sowie die präoperative Detektion otochirurgisch bedeutsamer Varianten der Felsenbein-Anatomie (z.B. Dehiszenz des tympanalen Canalis facialis) [4,38,48,138,189].

Klinisch bedeutsame anatomische Strukturen, die im Zusammenhang mit der radiologischen Evaluation der Schallempfindungs- und Schalleitungsschwerhörigkeit darzustellen sind, weisen bis zu Submillimeter-feine Durchmesser auf (vorderer Stapesschenkel: 0,4 mm, Bogengänge 0,8 mm) [7,156] und stellen somit höchste Anforderungen an die Detailauflösung der angewandten Bildgebungsverfahren. Eine umfassende bilddiagnostische Information ist aufgrund der subtilen petrosalen Anatomie nur durch den Einsatz der jeweils maximal auflösenden Schnittbildtechniken zu erreichen, hier insbesondere durch die konsequente Anwendung von Akquisitionstechniken mit Submillimeter-dünnen Schichten.

Der Einsatz dieser Techniken erfordert aufgrund der sprunghaft ansteigenden Zahl von Bilddaten bzw. Schnittbildern (im Rahmen der petrosalen Bildgebung von ca. 40 auf ca. 200) neue Konzepte der Auswertung, Dokumentation und Demonstration radiologischer Befunde [176]. Das sequentielle Abfotografieren von bis zu mehreren hundert Schnittbildern und die Erzeugung zweidimensionaler (2D) Bildrekonstruktionen als konventionelle Vorgehensweise sind aus Gründen des Workflows, der Film- und Archivkosten sowie der Befund-Kommunikation eingeschränkt geeignet zur Bewältigung der Datenflut. Darüber hinaus wird das Informationspotential der aufgezeichneten Bilddatenmengen, die quasi lückenlos und detailliert die komplexe otologische (Patho-) Anatomie beinhalten, weder hinreichend genutzt noch in geeigneter Form an den klinischen Adressaten weitergegeben.

In diesem Zusammenhang gewinnen die Verfahren zur Nachverarbeitung von Bilddaten an Bedeutung. Sie ermöglichen, neben der Kondensation der Bildinformationen, eine Annäherung der Grauwert-kodierten radiologischen Darstellungsweise an die klinisch-endoskopische Bildgebung [100,174,177,182].

1.2 Gegenstand und Gliederung der Habilitationsschrift

Die vorliegenden Untersuchungen hatten zunächst die Anwendung neuer sowie die Optimierung etablierter Akquisitionstechniken in der otologischen Bildgebung zum Gegenstand. Die Optimierung der Akquisitionstechniken bezog sich insbesondere auf eine hohe Detailauflösung der primären Schnittbilddaten und deren Eignung als Quelldaten für die dreidimensionale Bildgebung.

Der zweite Schwerpunkt der Arbeiten bestand in der Definition und Evaluierung geeigneter Bildgebungstechniken, die eine dreidimensionale, vorwiegend an neuro- und otoendoskopische Untersuchungstechniken angelehnte Bildgebung des Felsenbeins, inneren Gehörgangs und Kleinhirn-Brückenwinkels ermöglichen sollten.

Es wurde ein topographisch orientiertes Gliederungskonzept der Habilitationsschrift gewählt, da die evaluierten Bildgebungstechniken primär die (Patho-) Anatomie abbilden. (Patho-) Anatomie und (Patho-) Physiologie bzw. Symptomatologie sind allerdings eng miteinander verwoben, da die Schalleitung und Schallempfindung definierten anatomischen Kompartimenten zugeordnet werden können [211]. Klinisch-radiologisch ist eine rigide Trennung zwischen den jeweiligen anatomischen Kompartimenten häufig nicht sinnvoll, z.B. in Fällen, in denen eine kombinierte Schwerhörigkeit vorliegt oder wenn der Verdacht auf eine syndromale Erkrankung im Rahmen von Felsenbein-Dysplasien besteht [35,137].

Die Bildgebung zentral der intrazisternalen Anteile lokalisierter Abschnitte der Hörbahnen (Hirnstamm bis einschließlich der Heschlschen Querwindungen im Temporallappen) unterliegt anderen Bildgebungs-Kriterien und ist nicht Gegenstand dieser Arbeit.

1.3 Anatomie und Physiologie des Felsenbeins

Das Felsenbein liegt als Pars petrosa des Schläfenbeins zwischen dem Keilbein und Hinterhauptsbein als posteriorer Anteil der mittleren Schädelgrube und beherbergt im engeren anatomischen Sinn den inneren Gehörgang und das Innenohr [51]. Üblicherweise wird auch das Mittelohr dem Felsenbein zugeordnet [165]. Das Mittelohr (Auris media) besteht aus Paukenhöhle mit Gehörknöchelchen (Hammer, Amboß und Steigbügel) und dient der Schalleitung. Kopf, Schenkel und Fußplatte des Steigbügels werden zusammenfassend auch als Stapes-Suprastruktur bezeichnet [202].

Die Ohrtrumpete und der Warzenfortsatz sind mit dem Mittelohr verbunden. Der knöcherne Teil des äußeren Gehörgangs (Meatus acusticus externus) ist als Pars tympanica Teil des Schläfenbeins.

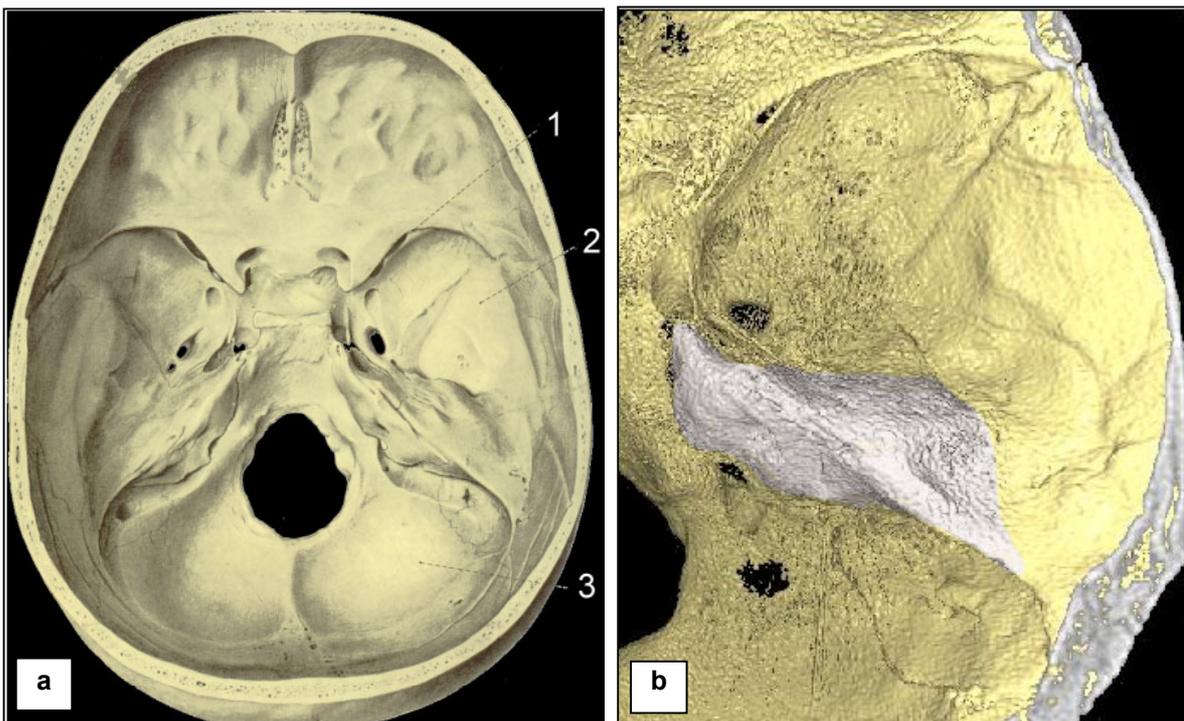
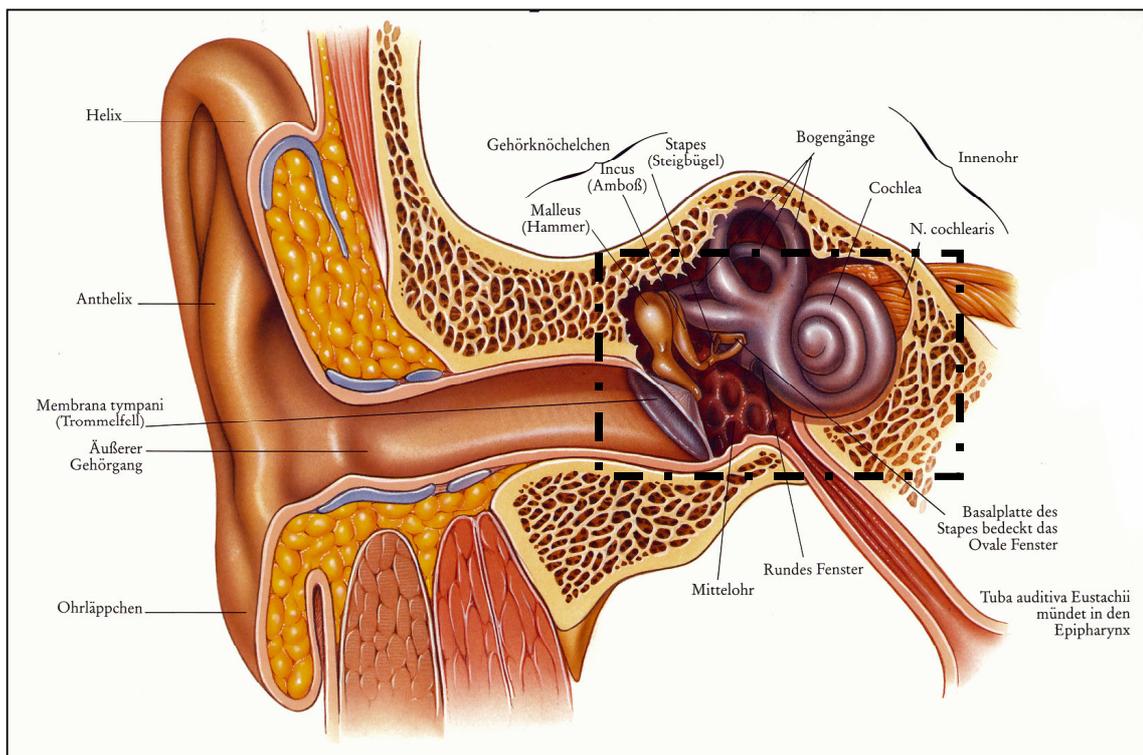


Abb. 1a-b: Lokalisation des Felsenbeins in der Schädelbasis im anatomischen Kontext.

(a) Aufsicht auf die Schädelbasis von kranial (modifiziert nach Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen, Urban & Schwarzenberg, 1982). (b) Farbkodierte (grau) 3D-Abb. des Felsenbeins. Vergrößerungs-Bild der mittleren Schädelgrube auf der Basis von MS-CT-Datensätzen.



© 1990 Anatomical Chart Co, Skokie, Illinois, USA, 1999.

Abb. 2: Anatomie des peripheren Hörgangs.

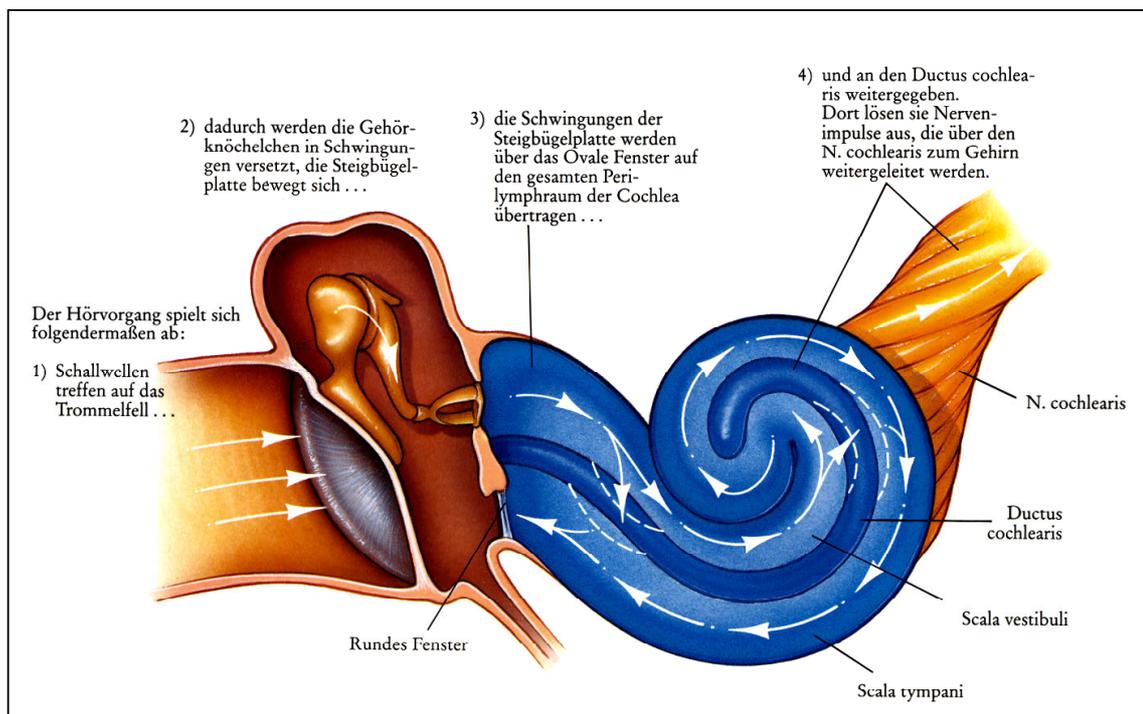


Abb. 3: Schallwege.

Der Schall trifft auf das Trommelfell, wird über die Gehörknöchelchen auf das ovale Fenster übertragen, tritt in die Scala vestibuli ein, führt über die Auslenkung der Scala media (Ductus cochlearis) zur Erregung der Sinneszellen und tritt anschließend über die Scala tympani und das runde Fenster wieder in das Mittelohr aus. Bildquellen: © 1990 Anatomical Chart Co, Skokie, Illinois, USA, 1999.

Das Innenohr (*Auris interna*) besteht aus der knöchernen Kapsel (*Labyrinthus osseus*) und dem darin enthaltenen häutigen Labyrinth (*Labyrinthus membranaceus*) mit Sinnesepithelien (Haarzellen). Es gliedert sich in die Schnecke (*Cochlea*), den Vorhof (*Vestibulum*) sowie die Bogengänge, die für die Hörwahrnehmung (Schnecke), den Gleichgewichtssinn (Bogengänge) und die Lage- und Beschleunigungs-Wahrnehmung (*Vestibulum*) verantwortlich zeichnen. Auch der vestibuläre Aquädukt und endolymphatische Sack werden, ebenso wie der cochleäre Aquädukt, dem Innenohr zugeordnet. Die Aufgabe des Innenohrs besteht im Rahmen der Hörwahrnehmung darin, akustische Schallreize in Folgen von Aktionspotentialen umzusetzen im Sinne eines neuronalen Codes, der vom Gehirn weiterverarbeitet werden kann [108].

Im inneren Gehörgang (*Meatus acusticus internus*) verlaufen die Hirnnerven VII und VIII (*Nn. facialis und vestibulocochlearis*). Der siebte Hirnnerv (*N. facialis*) wird auch als *N. intermediofacialis* [51] bezeichnet, da seine nichtmotorischen Anteile vom *N. intermedius* im Kleinhirn-Brückenwinkel und inneren Gehörgang geführt werden. Der *N. intermedius* vereinigt sich nach wechselnden Anastomosen endgültig mit dem *N. facialis* im Felsenbein und wird, da er auch mittels hochauflösender Bildgebung in der Regel nicht selektiv dargestellt werden kann [119], im folgenden unter dem Namen des *N. facialis* subsummiert. Der *N. vestibulocochlearis* zweigt sich im inneren Gehörgang in seine Äste, die *Nn. vestibularis superior und inferior* sowie *cochlearis*, auf.

Nachdem die Haarzellen über einen synaptischen Kontakt mit Neuronen im *Ganglion spirale cochleae* in Verbindung getreten sind, werden die über die Schallwahrnehmung ausgelösten Aktionspotentiale über den Hörnerv zunächst in den Hirnstamm (*Nuclei cochleares*) und von dort nach mehreren Umschaltungen der Hörbahn, u.a. im *Corpus geniculatum mediale*, in die Hörrinde im Bereich der *Gyri temporales transversi* umgeschaltet. In der Hörrinde findet die Dekodierung der in Aktionspotentialmuster umgesetzten Sprachlaute statt, d.h. die Herausfilterung der darin enthaltenen semantischen Informationen.

1.4 Geschichte der otologischen Bildgebung

BILDGEBUNG DES FELSENBEINS

Die ersten Veröffentlichungen zur Bildgebung des Felsenbeins sind auf den Beginn des 20. Jahrhunderts datiert [75,139,184,199].

In der Folge wurden spezielle Projektionstechniken entwickelt, benannt nach Ihren Erstbeschreibern Schüller, Law, Owen, Towne, Stenvers, Mayer und Chaussé [139,184], von denen die Felsenbeinaufnahmen nach Schüller und Stenvers weiterhin Anwendung im klinischen Alltag finden.

Als Nachteil dieser Techniken ist die Eigenschaft der Projektionsradiographie zu nennen, Strukturen summatorisch übereinander zu projizieren, und somit die Beurteilbarkeit anatomischer Details zu erschweren.

Diese Einschränkung konnte erstmals zu Beginn der vierziger Jahre des vergangenen Jahrhunderts durch die Einführung der Tomographie überwunden werden. Camp und Allen verwendeten eine einfache Technik um Fehlbildungen im Bereich des Felsenbeins röntgenologisch darzustellen [26]. Die seit den sechziger Jahren verwendete pluridirektionale Tomographie blieb mehr als 20 Jahre Methode der Wahl und ermöglichte u.a. eine differenzierte bildgebende Diagnostik von Mittelohr-Dysplasien [14]. Sie wurde durch die in den Jahren 1967 bis 1972 von Hounsfield [80,81] entwickelte digitale (Computer-) Tomographie abgelöst [124,191,215]. Diese verfügte zwar über ein erheblich höheres Dichteaufklärungsvermögen, erreichte zunächst jedoch nicht die hohe Ortsauflösung der konventionellen Röntgendiagnostik.

Die ersten Arbeiten zur hochauflösenden (HR) Computertomographie des Felsenbeins in Dünnschichttechnik sind auf den Anfang der achtziger Jahre datiert und führten, nachdem der Nachteil der geringeren Ortsauflösung ausgeglichen war, bald zu einer breiten Einführung dieser Technik in die radiologischen Routinebildgebung [124,190-192]. Technische Neuerungen der CT, wie die Einführung der Spiraltechnik durch Kalender [92], modifizierten die Akquisitionstechnik. Auch die Nachverarbeitung der Bilddaten konnte Weiterentwicklungen verzeichnen, von der Reformation in den orthogonalen Raumbenen über paraorthogonale und kurviplanare Reformationen bis hin zu

dreidimensionalen Abbildungstechniken, deren Anwendung in der Bildgebung des Schläfen- und Felsenbeins in den Übersichtsarbeiten von Howard et al. 1990 beschrieben wurde [82,83].

1999 erfolgte die Einführung einer neuen CT-Technologie, der sog. Mehrschicht-Spiral-CT (MS-CT) [85,107,204], die als wesentlichster technischer Fortschritt der CT-Bildgebung seit der Einführung der Spiraltechnik angesehen wird. Je nach Hersteller schwankt die Kollimation der zentralen Detektor-Einheiten hier zwischen 1,25 und 0,5 mm und erlaubt so eine optimierte Abbildung auch kleinster anatomischer Strukturen.

Den Anforderungen der Innenohrbildgebung, bei der die Darstellung prinzipiell anderer Dichtewerte im Vordergrund steht (die der Peri- und Endolympe) als in der Mittelohrbildgebung, konnte die röntgenologische Bildgebung nur unvollständig entsprechen; Pathologien des häutigen Labyrinths ohne kalkdichte Anteile wurden bildgebend erst mit der Einführung der Magnetresonanztomographie (MRT) erfaßbar. Die zunächst auf dünn-schichtigen Spin-Echo-Sequenzen basierende MRT, teilweise mit Kontrastmittel-Verstärkung ausgeführt, ermöglichte die Erfassung traumatischer, entzündlicher sowie tumoröser Läsionen des Labyrinths [28,72]. Diese Sequenzen erwiesen sich jedoch als weniger geeignet zur differenzierten morphologischen Darstellung des häutigen Labyrinths. Ebenso konnten Labyrinth-Affektionen ohne Kontrastmittel-Anreicherung, wie postentzündliche Fibrosierungen, nicht abgebildet werden. Diese diagnostische Lücke wurde mit der Einführung hochauflösender, stark T2-gewichteter Sequenzen, wie der 3DFT CISS-Sequenz, zu Beginn der neunziger Jahre geschlossen [33].

Zur Nachverarbeitung der hochauflösenden Bilddaten fanden verschiedenartige Rekonstruktionstechniken Anwendung, die durch die Auswahl bestimmter Bildpunkte das Datenvolumen auf Ansichten der klinisch relevanten Strukturen zu reduzieren vermochten. Während in der Bildgebung des Felsenbeins zunächst die Technik des Surface Rendering eingesetzt wurde [82,83], fand in der Innenohrbildgebung die Maximum Intensity Projection Verbreitung [41]. Die Technik des Volume Rendering wurde aufgrund der erforderlichen Rechnerkapazitäten erst in den letzten Jahren in der radiologischen Bildgebung (neuro-) otologisch relevanter Strukturen eingesetzt [44,49,104,186].

INNERER GEHÖRGANG UND KLEINHIRN-BRÜCKENWINKEL

Die Bildgebung des inneren Gehörgangs (Meatus acusticus internus = MAI) und Kleinhirn-Brückenwinkels (KHBW) ist klinisch und bildgebend eng mit der des Innenohrs verknüpft.

Im Falle einer Schallempfindungs-Schwerhörigkeit erlauben elektrophysiologische Untersuchungen (**Brain Stem Evoked Response Audiometry = BERA**) zwischen einer cochleär bzw. retrocochleär (MAI, KHBW) lokalisierten Ursache der Hörstörung zu unterscheiden. Nicht immer jedoch liegen diese Angaben bei der Durchführung der Untersuchung vor. Die Evaluation des MAI und KHBW ist daher integrativer Bestandteil der Innenohrbildgebung, so daß das Bildgebungsprotokoll des Innenohrs ebenso den spezifischen Anforderungen an eine umfassende Visualisierung der basalen Zisternen in Höhe des KHBW gerecht werden muß.

Die Bildgebung des Kleinhirnbrücken-Winkels beruhte bis zur Einführung der MRT auf der Technik der Zisternographie [198,220,221]. Die Weiterentwicklung des Sequenz-Repertoires, von der konventionellen Spin-Echo-Technik zu hochauflösenden Volumendatensätzen von bis zu 0,5 mm Schichtdicke, gewährleistete die Differenzierung der neurovaskulären Strukturen im inneren Gehörgang und Kleinhirn-Brückenwinkel. Als wichtige Indikationen für die hochauflösende MRT sind zu nennen der Ausschluß intrameataler und -zisternaler Raumforderungen, u.a. bei retrocochleärer SE-SH, Vertigo und/oder Tinnitus sowie der Ausschluß neurovaskulärer Konflikte bei Trigemimusneuralgie und Hemispasmus facialis [28,32,33].

1.5 Diagnostische Strategien in der otologischen Bildgebung

Die Wahl des Bildgebungsverfahrens wird bestimmt durch die Anamnese, den klinischen Untersuchungsbefund, die Ergebnisse der otologischen und elektrophysiologischen Funktionsdiagnostik sowie die potentiellen Therapieverfahren [28,57,147,202]. Eingehende Informationen zu den vielfältigen diagnostischen Algorithmen in der bildgebenden Evaluation (neuro-) otologischer Symptome sind in den diagnostischen Leitlinien der beteiligten Fachgesellschaften [57,147], den Standardwerken zur Schläfen- und Felsenbeinbildgebung [112,202,216,231] sowie den Übersichtsarbeiten zu diesem Thema aufgeführt [28,29,126,137,200]. Nachstehend werden einige grundlegende Aspekte bezüglich der Wahl der Bildgebungstechnik erörtert, wobei zur Vertiefung dieser komplexen Thematik auf die o.a. Literaturstellen verwiesen wird.

Die Projektionsradiographie (Aufnahmen nach Schüller, Stenvers) ist in den aktuellen diagnostischen Leitlinien der Fachgesellschaften [57,147] zum Symptom Schwerhörigkeit weiterhin verankert, wenn auch diese unter strahlenhygienischen und ökonomischen Gesichtspunkten zeitgemäßen Projektionstechniken durch die überlegene Detail- und Kontrastauflösung der Schnittbildverfahren weitgehend an Bedeutung verloren haben [27]. Neben dem Ausschluß einer petrosalen Pathologie bei klinisch-otologisch mindergradig ausgeprägtem Befund stellt u.a. die postoperative Lagekontrolle der Cochlear Implant-Elektroden eine aktuelle Indikation zur Durchführung der Projektionsradiographie dar [222]; hier wurde der Projektionsaufnahme im Vergleich zur hochauflösenden Inkremental-CT eine präzisere Bestimmung der Einführtiefe und Elektrodenlage bei um den Faktor 5 geringeren Kosten und einer Reduktion der Strahlenexposition auf 1/230 der CT-Dosis zugeordnet [37].

Die Wahl der geeigneten Schnittbildtechnik bei schwerhörigen Patienten setzt die Kenntnis der Art der Hörstörung voraus (Schalleitungs- und/oder Schallempfindungs-Schwerhörigkeit) [28,201].

Da die Schalleitung vorwiegend vom Außen- und Mittelohr geleistet wird, steht hier die CT im Vordergrund zur Darstellung der Paukenhöhle einschließlich der Ossikelkette und angrenzender petrosaler Knochenstrukturen (das Außenohr ist der klinischen Untersuchung direkt zugänglich).

Zur Bildgebung der Schallempfindungs-Schwerhörigkeit kann ebenfalls die HR CT indiziert sein (z.B. zum Ausschluß petrosaler Dysplasien bei bilateraler SE-SH im Kindesalter). In der Regel wird allerdings die MRT gewählt, die sowohl die detaillierte Beurteilung des häutigen Labyrinths wie auch des Kleinhirn-Brückenwinkels (bei retrocochleärer SE-SH) erlaubt.

Auch andere (neuro-) otologische Leitsymptome wie Tinnitus und Vertigo können bildgebend nur dann sinnvoll evaluiert werden, wenn weiterführende klinische Informationen vorliegen (Art, Dauer, begleitende Hörstörungen etc.) [201].

Da CT und MRT in der Regel als komplementäre und nicht als alternative otologische Bildgebungstechniken anzusehen sind, stehen Aspekte des Strahlenschutzes bei fundierter klinischer Indikation nicht im Vordergrund.

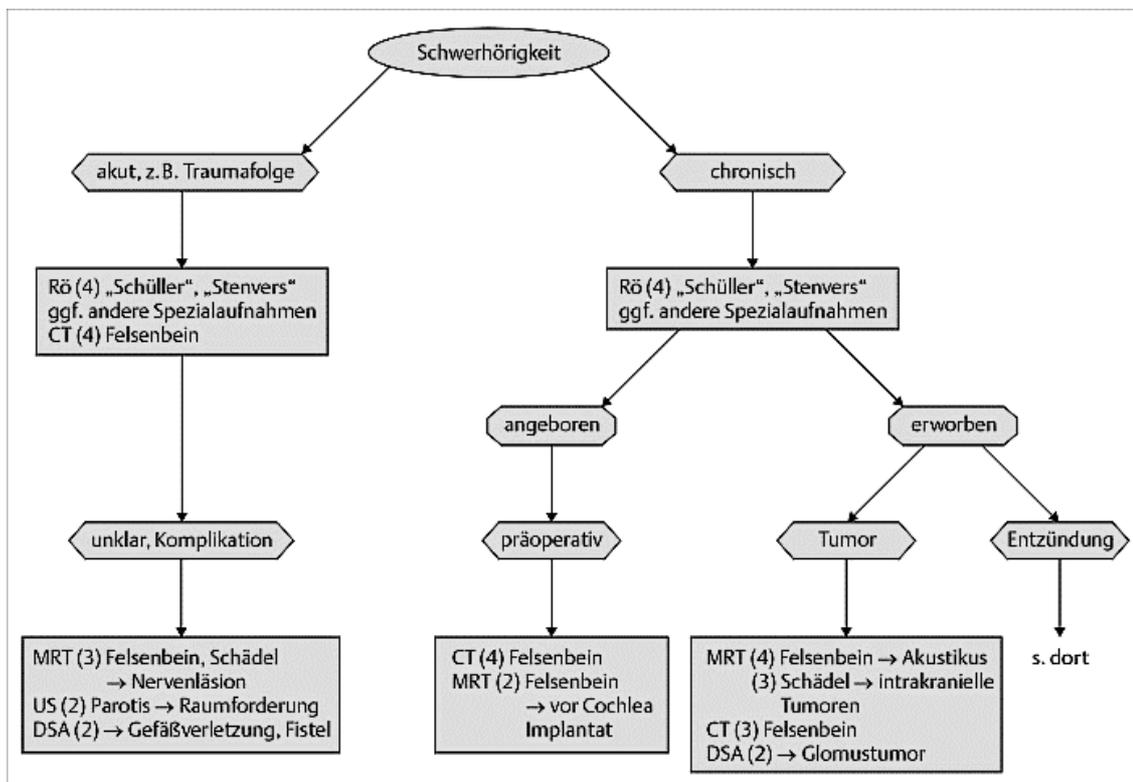


Abb. 4: Flußdiagramm der Bildgebung bei Schwerhörigkeit.

(Aus den Leitlinien der Deutschen Röntgengesellschaft, AWMF Register-Nr. 039/047-48, Expertengruppe der Deutschen Röntgengesellschaft, federführend: U. Mödder, M. Cohnen Inst. f. diagn. Radiologie der H.-Heine-Universität, Düsseldorf. Stand 12/2000)

2 Eigene Untersuchungen

Die eigenen Untersuchungen gliedern sich in die Unterabschnitte >Methodische Voruntersuchungen<, >Anwendungsstudien< sowie >Gesamtkollektiv<.

Das Kapitel >Methodische Voruntersuchungen< umfaßt die Studien, die zur Definition und Implementierung der Protokolle zur Akquisition und Nachverarbeitung hochauflösender Schnittbilddatensätze durchgeführt wurden. Die Anwendungsstudien dienten der Evaluation der standardisierten Visualisierungstechniken in der otologischen Bildgebung.

Der Abschnitt >Gesamtkollektiv< charakterisiert die Gruppe aller Patienten, die seit der Implementierung der neuen Bildgebungstechniken in der Abteilung Neuroradiologie, Institut für Radiologie, Charité Campus Mitte, untersucht wurden hinsichtlich demographischer, klinischer und neuroradiologischer Daten.

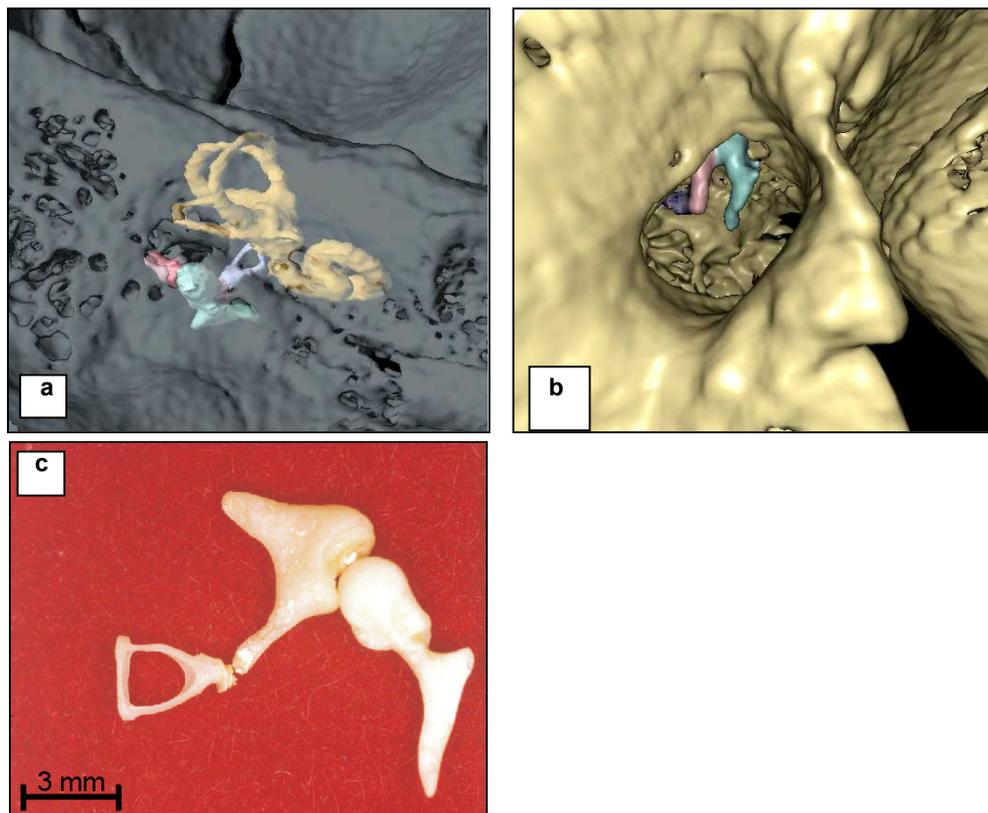


Abb. 5a-c: Darstellung der Ossikel im anatomischen Kontext sowie als Präparat.

(a) Aufsicht auf die mittlere Schädelgrube rechtsseitig von latero-kranial. (b) Blick von lateral durch den äußeren Gehörgang auf die rechte Paukenhöhle. Die Ossikel sind farbkodiert abgebildet (Grün = Hammer, Rot = Amboß, Violett = Steigbügel, Gelb = Innenohr). (c) Anatomisches Präparat der Ossikelkette mit Millimeter-Maßstab (Prof. R. Lehmann, Charité CM, Berlin).

2.1 Bildung des Mittelohrs

2.1.1 MATERIAL UND METHODEN

2.1.1.1 Methodische Voruntersuchungen

2.1.1.1.1 DATEN-AKQUISITION

INKREMENTAL-CT

Vor der Einführung der Mehrschicht-Spiral-CT wurden die Felsenbein-Untersuchungen in Inkrementaltechnik durchgeführt an einem Scanner der Fa. Siemens (Somatom Plus, Siemens, Erlangen) unter Verwendung folgender Parameter: HR Faltungskern, 120 kV, 340 mAs, 1 mm Schichtdicke, FOV 160 mm.

MS-CT

Der im Januar 2000 in Betrieb genommene MS-CT-Scanner (Aquilion, Toshiba Medical Systems Europe, Holland) zeichnete sich aus durch 34 Detektorreihen, die gleichzeitige Akquisition von vier Schichten, eine minimale Schichtbreite von 0,5 mm sowie eine Röhren-Rotationszeit von 0,5 Sek./360°.

DATEN-AKQUISITION ANATOMISCHES PRÄPARAT

Zunächst wurde ein Anforderungsprofil definiert für das Protokoll zur Akquisition hochauflösender Schnittbilddaten des Felsenbeins mittels Mehrschicht-Spiral-CT. Dieses Anforderungsprofil basierte auf den deutschen und europäischen Richtlinien zur Qualitätssicherung in der Computertomographie [16,147], den Standard-Werken zur Felsenbeinbildung [202,216,231] sowie Übersichtsarbeiten zur otologischen Bildgebung [28,45,200].

In den Leitlinien der Bundesärztekammer sind die nachstehend aufgeführten Qualitätskriterien für die Felsenbeinbildung festgelegt.

Charakteristische Bildmerkmale:

- Abbildung der knöchernen Strukturen der gesamten Pyramide einschließlich des inneren und äußeren Gehörgangs,
- Erkennbarkeit der Innenohrstrukturen sowie der Gehörknöchelchen,
- Beurteilung der luftgefüllten Räume von Mittelohr und Mastoid,
- Nachweis pathologischer Weichteilveränderungen sowie ossärer Destruktionen und von Frakturen.

Wichtige Bilddetails: ≤ 1 mm.

Kritische Bildelemente:

- Strukturen des Innenohrs (Cochlea, Bogengänge),
- Nachweis der Gehörknöchelchen,
- Beurteilung der Pneumatisation,
- Differenzierung feiner Knochenstrukturänderungen.

Auf der Basis der Übersichtsarbeiten zu diesem Thema [28,202] wurden weitere otologisch bedeutsame Bilddetails in das Anforderungsprofil aufgenommen:

- Regelmäßige Darstellung der Stapes-Suprastruktur mittels der axialen Schnittbilddatensätze und/oder direkt abgeleiteter koronarer Bildreformationen ohne zusätzliche Schichtungen bzw. Rohdaten-Rekonstruktionen,
- Regelmäßige Darstellung der knöchernen Grenzlamelle des Canalis facialis, ebenfalls ohne zusätzliche Schichtungen/Rohdaten-Rekonstruktionen.

Zur Ermittlung eines geeigneten Akquisitionsprotokolls wurden Messungen an einem anatomischen Präparat (menschlicher Kadaverkopf) durchgeführt unter systematischer Variation der Parameter Faltungskern (Kernel), Schichtdicke (SD), Rekonstruktionsinkrement (RI) sowie des Röhrenstroms.

Folgendes Procedere wurde gewählt:

- Variation der hochauflösenden Faltungskerne (FC 80-85) des MS-CT bei einem Röhrenstrom von 200 mA, einer Röhrenspannung von 120 kV sowie einer Schichtdicke von 0,5 mm,
- Nach Wahl des Faltungskernes Veränderung der Schichtdicke (0,5 – 1,0 mm),
- Nach Wahl der Schichtdicke Variation des Röhrenstroms (300 – 100 mA),
- Nach Wahl des Röhrenstroms Veränderung des Inkrementes (0,1 – 0,3 mm).

DOSISMESSUNGEN

Um die Strahlenexposition des gewählten Scanprotokolls zu prüfen, wurde die Linsendosis unter Verwendung eines Kalibrierungs-Phantoms mittels der Filmmethode bestimmt. Beim Mehrschicht-Spiral-CT ist das Kippen der Gantry, im Gegensatz zur Inkremental- bzw. Einzelschicht-Spiral-CT, nicht möglich. Die Linsen liegen somit im Strahlengang. Zum Zweck der Dosisreduktion an der Augenlinse erhielten alle Patienten einen Gummi-ummantelten, Wismut-haltigen Linsenschutz (AttenuRad, F&L Medical Products Co, USA).

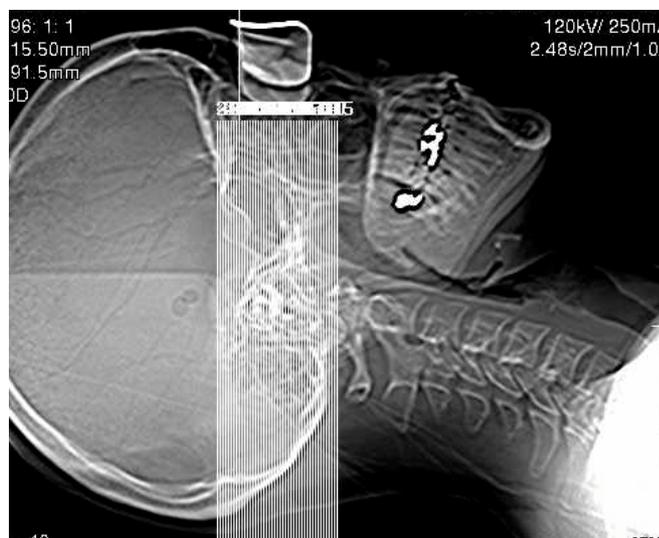


Abb. 6: Untersuchungsfeld und Linsenschutz in situ

Darüber hinaus bestimmt wurden der gewichtete CT-Dosisindex ($CTDI_w$), das gewichtete Dosislängenprodukt (DLP_w) für eine angenommenen Scanlänge von 40 mm sowie die Effektivdosis E nach ICRP 60 unter Nutzung des Dosiskalkulationsprogramms CT-Expo V1.0 [197], um eine Vergleichbarkeit mit den Untersuchungsprotokollen anderer Arbeitsgruppen zu ermöglichen.

2.1.1.1.2 DATEN-ÜBERTRAGUNG

Die akquirierten Datensätze wurden über interne Netzwerkverbindungen im DICOM-Format auf eine Workstation (Ultra 60, Sun Microsystems, USA) überspielt, ausgerüstet mit einem kommerziell verfügbaren Softwaremodul zur Bilddatennachverarbeitung inclusive Volume Rendering mit endoluminaler Navigationsoption (Easy Vision 4.1, Philips, Holland).

2.1.1.1.3 DATEN-AUSWERTUNG

Zur Daten-Auswertung wurden in Abhängigkeit vom Auswertemodus (Studienprotokoll) folgende Verfahren eingesetzt:

- das sequentielle Betrachten von Einzelbildern auf Laserfilm-Ausdrucken,
- das sequentielle Betrachten axialer Schnittbilder an der Nebenkonzole des MS-CT-Scanners oder der Workstation,
- das interaktive Durchmustern des Bildstapels im sog. Cine-Mode an der Nebenkonzole des MS-CT-Scanners oder der Workstation,
- das Durchmustern einer animierten Bildfolge (>virtueller Kameraflug<).

2.1.1.1.4 DATEN-NACHVERARBEITUNG

2D-NACHVERARBEITUNG

► **Einschub: Terminologie zweidimensionaler Rekonstruktionstechniken**

Bei der Akquisition dünnschichtiger digitaler Datensätze wird in der Regel zunächst eine Vielzahl axialer Schnittbilder erzeugt. Zur Veranschaulichung (patho-) anatomisch relevanter Strukturen, die nicht in der axialen Bildebene verlaufen, werden aus den axialen Primärdaten 2D-Bildrekonstruktionen, in der Regel als Reformationen bezeichnet, abgeleitet. Diese Reformationen können erzeugt werden in jeweils senkrecht zueinander stehenden Raumrichtungen (orthogonal), in frei wählbaren paraorthogonalen Raumebenen (z.B. parasagittal) sowie in drei frei wählbaren Raumrichtungen (kurviplanar). Orthogonale und paraorthogonale Rekonstruktionen werden im folgenden unter dem Begriff der multiplanaren Reformationen zusammengefaßt, im Gegensatz zu den kurviplanaren Reformationen. Diese begrifflichen Erläuterungen erscheinen aufgrund der uneinheitlichen Terminologie in der Literatur sinnvoll.

Die axialen Schnittbilddatensätze wurden zweidimensional reformatiert, im Regelfall koronar. Konnte die pathomorphologische relevante Struktur damit nicht zusammenhängend dargestellt werden, kamen paraorthogonale Reformationen zum Einsatz. Kurviplanare Reformationen wurden in der Bildgebung tubulärer bzw. kanalikulärer Strukturen eingesetzt.

Bei Patienten, die zur präoperativen Evaluierung vor Implantation eines knochenverankerten Hörgerätes bzw. einer Ohrmuschel-Epithese untersucht wurden, war die präzise Bestimmung der Kalottenbreite an den vom Operateur vorgegebenen Meßpunkten erforderlich. Um eine komplikationslose Einbringung der Implantate mit 4 mm Schraubenlänge zu gewährleisten wurden die Messungen durchgeführt wie folgt:

- bei knochenverankerten Hörgeräten in 5,5 cm Abstand vom Porus acusticus externus bzw. der entsprechenden Stelle der Atresieplatte retroaurikulär dorsokraniel, bei ca. 11.00 Uhr (rechts) bzw. 13.00 Uhr (links),
- bei Ohrmuschel-Epithesen in 2 cm Abstand vom Mittelpunkt des Gehörgangseingangs bei 13.30 Uhr, 16.00 Uhr (links) bzw. 10.30 Uhr/8.00 Uhr (rechts).

Da die präoperative Bildgebung vor Implantation eines knochenverankerten Hörgerätes einen größeren Scanbereich erforderte, um die Bestimmung der Kalottenbreite in 5,5 cm Abstand vom Porus acusticus externus zu gewährleisten, wurden bei diesen Patienten eine Schichtdicke von 1 mm und ein Inkrement von 0,7 mm gewählt.

Die Lokalisation der Implantatstellen und somit die Definition der Meßpunkte wurde unter Nutzung eines Softwaremoduls der Workstation zur multiplanaren Reformation durchgeführt, nach vorheriger Definition des operativen Bezugspunktes (z.B. Porus acusticus externus). Die Bestimmungen der Kalottenbreite wurden bei 16 Patienten präoperativ durchgeführt (10 Ohrmuschel-Epithesen, 6 knochenverankerte Hörgeräte).

3D-NACHVERARBEITUNG

Es wurden verschiedenartige Nachverarbeitungstechniken in Voruntersuchungen an hochauflösenden petrosalen CT-Studien evaluiert:

- Volume Rendering (VR),

- Surface Rendering (SR),
- Hybrid Rendering (HyR),
- Maximum Intensity Projection (MIP),
- Average Intensity Projection (AIP).

► Einschub: Terminologie dreidimensionaler Rekonstruktionstechniken

Die wesentlichen methodischen Unterschiede dreidimensionaler Visualisierungstechniken sind begründet in der Auswahl der Bildpunkte, die zur Erzeugung des rekonstruierten Bildes verwandt werden. Während die Techniken der Intensity Projection nur die ihrer Bezeichnung (Maximum, Average, Minimum) entsprechenden Bildpunkte eines 3D-Datensatzes auf eine imaginäre Leinwand projizieren, ohne die Entfernung zum jeweiligen Bildpunkt zu berücksichtigen, fließt bei den Rendering-Techniken (Surface und Volume Rendering) die Entfernung der ausgewählten Bildpunkte vom Betrachter und somit die Tiefeninformation als dritte Dimension mit in die Rekonstruktion ein. SR und VR können sich der Technik einer oberflächenschattierten Ansicht bedienen (Shaded Surface Display = SSD), wobei in der Literatur die Begriffe >Surface Rendering< und >Shaded Surface Display< teilweise synonym verwandt werden [24]. Diese Terminologie ist mißverständlich, da der SSD nicht dem Surface Rendering vorbehalten ist, sondern im Gegenteil bei der Darstellung komplexer, räumlicher Beziehungen mittels VR, u.a. im Rahmen der virtuellen Endoskopie, eingesetzt wird [24,78,206].

Das SR nutzt zur Erzeugung der Oberfläche ausschließlich die dem Betrachter nächstgelegenen, die Rendering-Kriterien erfüllenden Bildvolumen-Elemente (Volume Elements = Voxel), und somit nur ca. 1/10 der Bildinformationen [24]. Es bildet die Oberfläche dabei in der Regel aus Polygonen.

Das Volume Rendering nutzt den gesamten Datensatz, definiert die irrelevanten Voxel als transparent und unterdrückt so ihre Abbildung in den 3D-Ansichten. Da das VR alle Bildpunkte nutzt, benötigt es ungleich mehr Rechnerleistung als das SR und hat erst in den letzten Jahren durch leistungsstärkere Computer Eingang in die klinische Radiologie gefunden [59,90,91,106,120,174,177,210]. Es erlaubt interaktiv kurzfristig Kamerapositionen zu variieren, neue Ansichten zu erzeugen und somit die endoluminale Navigation im Rahmen der virtuellen Endoskopie.

Die perspektivische Ansicht ist bei der virtuell-endoskopischen Darstellung tubulärer oder kavitärer Strukturen von Bedeutung, da bei der Wahl der nicht-perspektivischen

(= Parallel-) Projektion weniger Oberflächenanteile des tubulären Lumens dargestellt und somit wichtige Bildinformationen eventuell nicht miterfaßt werden.

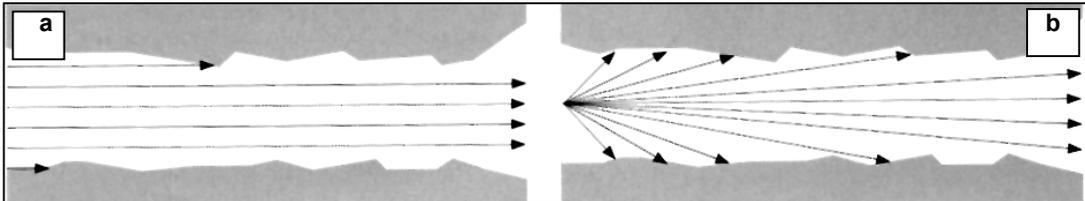


Abb. 7a-b: Optimierte Erfassung der tubulären Oberfläche bei perspektivischer Projektion.

(a) Parallele Projektion. (b) Perspektivische Projektion. (Aus: Virtual Endoscopy and Related 3D-Techniques, P. Rogalla et al. Springer, 2001)

- Volume Rendering

Die VR-Technik wurde zur extra- und endoluminalen 3D-Bildgebung des Felsenbeins eingesetzt und bildete die methodische Grundlage der virtuellen Otoskopie.

- Surface Rendering

Die SR-Technik wurde bei unseren Untersuchungen als Teil des Hybrid Rendering eingesetzt (siehe dort).

- Hybrid Rendering

Der Begriff >Hybrid Rendering< bezeichnet den gleichzeitigen Einsatz verschiedenartiger Rekonstruktionstechniken, hier des Surface Rendering und des Volume Rendering im Rahmen einer 3D-Bildrekonstruktion. Dieses Verfahren wurde eingesetzt zur Visualisierung segmentierter petrosaler Binnenstrukturen im anatomischen Kontext.

- Maximum Intensity Projection

Die MIP, die in der Bilddaten-NV der MRT des Innenohrs sowie, außerhalb der otologischen Bildgebung, zur Nachverarbeitung angiographischer Schnittbilddaten Anwendung findet, wurde zur fokussierten Abbildung intratympanaler Strukturen eingesetzt.

- Average Intensity Projection

Die Average Intensity Projection wählt die Pixel der mittleren Intensität (Summe der Pixelintensitäten im Projektionsstrahl/Zahl der Pixel) und projiziert diese, vergleichbar der MIP, auf eine imaginäre Hintergrund-Leinwand. Die resultierenden Abbildungen ähneln vom Bildeindruck je nach gewählter Schichtdicke der Projektionsradiographie bzw. der Verwischungstomographie. Sie wurde u.a. eingesetzt zur Visualisierung von otologischen Implantat-Materialien.

2.1.1.1.5 .VIRTUELLE OTOSKOPIE

Zunächst erfolge eine vorläufige Festlegung des virtuell-otoskopischen Bildgebungsprotokolls sowohl hinsichtlich der Parameter des Rekonstruktions-Algorithmus sowie hinsichtlich extra- und endoluminaler perspektivischer Ansichten des Schläfen- bzw. Felsenbeins.

Die Abbildung folgender anatomischer Landmarken definierte das Anforderungsprofil:

- Ansicht des Schläfenbeins und Kiefergelenks von lateral,
- Porus acusticus externus,
- Meatus acusticus externus,
- Epi-, Meso und Hypotympanon,
- Ossikelkette,
- Tuba auditiva.

Die Parameter dieser Ansichten wurden orientiert am Bildcharakter otoendoskopischer Farbbilder [10,181,216,227]. In Einzelfällen wurden zusätzliche Farbkodierungen pathoanatomisch relevanter Details durchgeführt, entweder über Segmentationsfunktionen der VR-Software oder mittels eines kommerziell verfügbaren Programms zur digitalen Bildnachverarbeitung (PhotoImpact, Version 6.0, Ulead Systems GmbH, Deutschland).

Die 3D-Ansichten des vorläufigen Protokolls wurden mittels eines Laserprinters ausgedruckt und nachfolgend vier otoendoskopisch erfahrenen Fachärzten für HNO-Heilkunde vorgelegt. Anschließend wurde im Konsensusverfahren das Standardprotokoll der virtuellen Otoskopie definiert.

2.1.1.2 Anwendungsstudien

2.1.1.2.1 2D-BILDGEBUNG: INKREMENTAL-CT vs. MS-CT

Die Datensätze des Mittelohrs (MO) wurden sowohl durch die Inkremental-CT (1 mm SD; n = 15) wie auch die Mehrschicht-Spiral-CT (0,5 mm SD/0,2 mm RI; n = 23) bei insgesamt 38 Patienten mit dem klinischen V.a. eine MO-Pathologie akquiriert.

Die koronaren Bildreformationen wurden orthogonal in 1 mm Schichtdicke (Inkremental-CT) bzw. 0,5 mm (MS-CT) ausgeführt.

Den Schnittbildern und Bildreformationen wurden von vier Radiologen Bewertungen zugeordnet hinsichtlich der Parameter Bildqualität und Diagnostische Wertigkeit nach Maßgabe eines fünfteiligen Scores (1 = unzureichend, 5 = sehr gut). Darüber hinaus wurde die Abgrenzbarkeit der Stapes-Suprastruktur überprüft (ja/nein). Über ein Programm mit Zufallsgenerator (MS Excel 1997, Microsoft Corporation, USA) wurde jedem Patientendatensatz (axiale Schichten und koronare Reformationen) eine fünfstellige Zufallsnummer zugeordnet. Die Identifikation der anonymisierten Patientendaten erfolgte nach Abschluß der Gesamtevaluation.

Die statistische Auswertung der vergleichenden Untersuchungen zwischen Inkremental-CT und MS-CT wurde bezüglich der Parameter Diagnostische Wertigkeit und Bildqualität mittels eines U-Tests von Mann, Whitney und Wilcoxon durchgeführt, da eine Normalverteilung der beiden unabhängigen Stichproben nicht vorausgesetzt werden konnte [68]. Bezüglich der Abgrenzbarkeit der Stapes-Suprastruktur wurde der Vierfelder-Test eingesetzt, der die Verteilung dichotomer Zielgrößen in unverbundenen Stichproben charakterisiert [68].

2.1.1.2.2 3D-BILDGEBUNG:

OTOENDOSKOPIE VS. VIRTUELLE OTOSKOPIE

► Einschub: Terminologie der klinischen Mittelohrbildgebung

Der Begriff der Otoskopie bezeichnet die Untersuchung des äußeren Gehörgangs und Mittelohrs mit einem Handotoskop, einem Untersuchungsmikroskop oder einem Endoskop [168,181], wobei die Untersuchung mittels Endoskop auch als Otoendoskopie bezeichnet wird [20,207]. Einschränkungen der erstgenannten Untersuchungstechniken, die durch das Mißverhältnis der Durchmesser von Gehörgang und Trommelfell, die Trommelfellneigung sowie die Krümmung des äußeren Gehörgangs gegeben sind, werden von der Otoendoskopie weitgehend überwunden [20,181,207]. Bei differenziertem, d.h. intaktem semitransparentem Trommelfell ermöglicht insbesondere die Otoendoskopie aufgrund des geringen Abstandes zwischen Lichtquelle und Trommelfell die teilweise Mitbeurteilung des Cavum tympani. Ist dies bei entdifferenziertem Trommelfell nicht möglich bzw. eine gleichzeitige operative Intervention geplant, kann eine diagnostische Tympanotomie durchgeführt werden [168], d.h. die operative Exploration der Paukenhöhle unter dem Operationsmikroskop (bei Nutzung eines Endoskops auch als Tympanoskopie bezeichnet [96]). Die tympanale Endoskopie über die Tuba auditiva mittels sehr feiner flexibler Endoskope stellt ein bezüglich des Trommelfells atraumatisches Verfahren dar, das allerdings Einschränkungen in der Darstellung tympanaler Strukturen unterworfen ist [47,79,93,98,109].

Zur Evaluierung der virtuell-otoskopischen Ansichten wurden vergleichende Untersuchungen an einem Kadaverkopf durchgeführt. Aufgrund der verbesserten Abbildungsqualität gegenüber flexiblen Otoendoskopen wurde hierbei ein starres Endoskop (Hopkins-Optik, Karl Storz GmbH & Co., Tuttlingen) mit verschiedenen Winkeloptiken (0° , 30° und 45°) eingesetzt.

Die Otoendoskopie des Kadaverkopfes, die aufgrund der Vorgehensweise auch als Tympanoskopie bezeichnet werden könnte, wurde von einem erfahrenen Otochirurgen ausgeführt.



Abb. 8: HOPKINS Geradeausblick-Optik 0°.

Das HOPKINS-Stablinsensystem ermöglicht eine verbesserte optische Abbildungsqualität im Vergleich zu konventionellen Linsensystemen durch den Einsatz langer Stablinsen bzw. kleiner Luftlinsen und die konsekutiv reduzierte Zahl der Glas-Luft-Grenzflächen.

Der Kadaverkopf wurde anschließend nach dem o.a. Standardprotokoll mittels der MS-CT untersucht und die Bilddaten-NV anhand des VR-Protokolls durchgeführt. Folgende tympanale Strukturen wurden mittels virtueller Endoskopie vergleichend zur Otoendoskopie hinsichtlich der morphologischen Übereinstimmung, der räumlichen Wahrnehmung und des Bildcharakters (inclusive Farbkodierung) evaluiert:

- Ossikel,
- Chorda tympani,
- Sehne des M. stapedius,
- M. tensor tympani,
- Promontorium,
- Ovale-Fenster-Nische,
- Runde-Fenster-Nische,
- Prominentia C. facialis,
- Epi-, Meso- und Hypotympanon.

EINZELSCHICHT-SPIRAL-CT VS. MS-CT

Um die Bildqualität der Einzelschicht (ES)- und Mehrschicht-Spiral-CT orientierend zu vergleichen, wurde ein anatomisches Schläfenbeinpräparat in Gips, das für otochirurgische Trainingszwecke eingesetzt worden war, mittels ES-CT (Tomoscan AVEU, Philips, Holland; 1,5 mm SD/0,5 mm RI) sowie MS-CT (Standard-Akquisitionsprotokoll) untersucht. Anschließend wurden für beide Akquisitionstechniken korrespondierende 3D-Ansichten des Präparates in Volume Rendering-Technik erzeugt.

VIRTUELLE OTOSKOPIE: INKREMENTAL-CT VS. MS-CT

Diese Untersuchungen wurden an derselben Patientengruppe wie unter Punkt 2.1.1.2.1 durchgeführt. Die 3D-Rekonstruktionen in VR-Technik wurden bezüglich der Parameter Bildqualität und Diagnostische Wertigkeit von 4 Radiologen mittels eines Scores (1-5) wie vorbeschrieben ausgewertet. Die Anonymisierung der Bildrekonstruktionen sowie die statistische Auswertung wurden ebenfalls ausgeführt wie unter Punkt 2.1.1.2.1 beschrieben.

2.1.1.2.3 BILDGEBUNG VON FELSENBEIN-DYSPLASIEN MITTELS MS-CT

HR Untersuchungen des Felsenbeins von 168 konsekutiv mittels MS-CT untersuchten Patienten (75 Männer, 93 Frauen, Altersspanne 2–86 Jahre, mittleres Alter 42,6 Jahre), die von HNO-Ärzten zur Felsenbeinbildgebung im Zeitraum 01/2000-05/2001 zugewiesen worden waren, wurden retrospektiv ausgewertet im Hinblick auf dysplastische Veränderungen insbesondere des äußeren Gehörgangs, des Mittelohrs und des Innenohrs. Die Mehrzahl der Patienten (25,6%) litt unter einer Schallempfindungs- oder kombinierten Schwerhörigkeit, gefolgt von einer reinen Schalleitungsschwerhörigkeit (16,1%). Diesen Indikationen folgte eine, bezogen auf die Häufigkeit, eng benachbarte Gruppe (10–14%) weiterer klinischer Indikationen wie Trauma, Cholesteatom, Entzündung sowie tumoröse Läsionen.

Ein Patient, bei dem der Verdacht auf eine vaskuläre Dysplasie bestand, wurde einer Mehrschicht-CT-Angiographie (MS-CTA) (1 mm Schichtdicke, 0,8 Inkrement, 120 ml Jod-haltigen, nicht-ionischen Kontrastmittels, 4ml/s Fluß) unterzogen, nach einem Aufklärungsgespräch und Erhalt der schriftlichen Einverständniserklärung.

2.1.1.3 Gesamtkollektiv MS-CT

Im Zeitraum 01/2000 bis 09/2001 wurden insgesamt 200 Patienten mittels Mehrschicht-Spiral-CT (103 Frauen, 97 Männer, Altersspanne 2 – 89 Jahre, Altersdurchschnitt $42,4 \pm 20,5$ Jahre) untersucht. Alle Patienten waren von Hals-, Nasen-, Ohrenärzten zur Schnittbildgebung zugewiesen worden.

Der Ausschluß eines akut/chronisch entzündlichen Prozesses ($n = 48$), die Abklärung des audiometrischen Befundes ($n = 43$) sowie die perioperative Bildgebung ($n = 40$) stellten die häufigsten Indikationen zur petrosalen MS-CT dar.

Das nach Maßgabe der Phantom-Messungen definierte Akquisitionsprotokoll wurde regelhaft verwendet für die HR MS-CT des Felsenbeins im o.a. Patientenkollektiv mit Ausnahme von sechs Patienten, die im Rahmen der präoperativen Bildgebung vor Implantation eines knochenverankerten Hörgerätes untersucht wurden (siehe P. 2.1.1.1.4).

Die Datensätze aller Patienten mit fraglich oder sicher pathologischen Befunden in den primären Schnittbildern und daraus abgeleiteten 2D-Reformationen wurden über interne Netzwerkverbindungen auf die Workstation übertragen zur 3D-Bildgebung.

2.1.1.4 Korrelation von Bildgebung und Klinik

Die Evaluierung der Bildgebungsbefunde erfolgte durch den Vergleich mit den Ergebnissen der Audiometrie sowie den Operations (OP)-Berichten.

Bei allen Patienten mit pathologischen Befunden in der MS-CT-Bildgebung und/oder virtuellen Otoskopie wurden die Patientenakten bzw. Untersuchungsergebnisse angefordert.

Zusätzlich wurden bei 34 Patienten, bei denen eine präoperative Bildgebung mittels MS-CT durchgeführt worden war (knochenverankertes Hörgerät, Ohrmuschel-Epithese, Cochlear Implant-Versorgung), die OP-Berichte eingesehen.

OP-BERICHTE

Die Bildgebungsbefunde wurden hinsichtlich des ossikulären Status vergleichend zu den OP-Berichten evaluiert. Dabei wurde der ossikuläre Status anhand beider Modalitäten nach folgenden Merkmalen klassifiziert:

- Dysmorphie,
- Destruktion,
- Dystopie,
- kein pathologischer Befund.

AUDIOMETRIE

Zunächst wurden die CT-Befunde in Zusammenarbeit mit einer Fachärztin für HNO-Heilkunde ausgewertet. Dabei ordnete die HNO-Ärztin dem jeweiligen Bildgebungsbefund einen korrespondierenden Grad der SL-SH zu, skaliert in Intervallen von jeweils 20 dB SL-SH (<20, 20-40, 41-60, >60 dB). Anschließend wurden die Befunde einer zeitnah (± 6 Wochen) durchgeführten Reinton-Audiometrie hinsichtlich der SL-SH bzw. der SL-Komponente bei kombinierter Schwerhörigkeit im Hauptsprachbereich (0,75-4 kHz) ausgewertet und der gleichen Skalierung hinsichtlich des Grades an Schwerhörigkeit unterworfen.

Diese aus der Bildgebung und Audiometrie abgeleiteten, intervallskalierten Daten wurden auf ihren Zusammenhang mittels des Korrelationskoeffizienten nach Spearman (r_s) überprüft.

2.1.2 ERGEBNISSE

2.1.2.1 Methodische Voruntersuchungen

2.1.2.1.1 DATEN-AKQUISITION MS-CT

DATENAKQUISITION ANATOMISCHES PRÄPARAT

Die deutlichsten Änderungen der Bildqualität im hochauflösenden Modus zeigten sich bei der Variation des Faltungskerns.

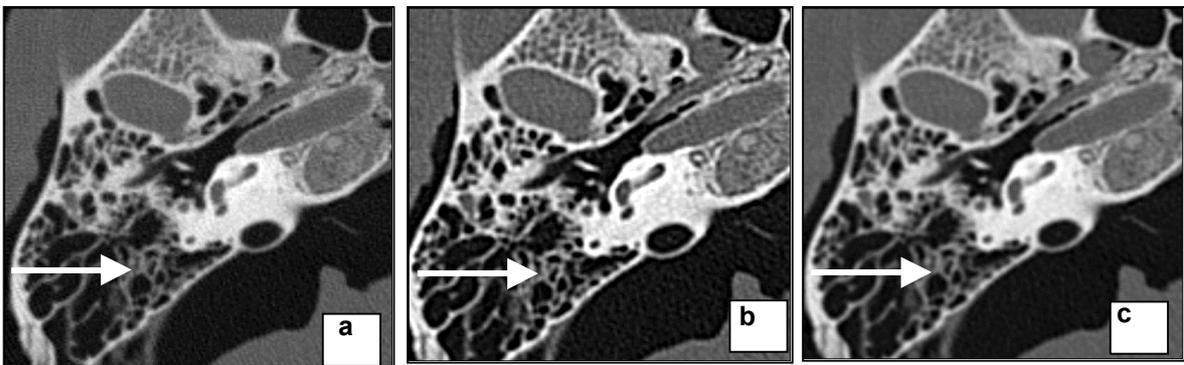


Abb. 9a-c: Einfluß des Faltungskerns auf die Detailauflösung im hochauflösenden Bildmodus.

(a) FC 80, (b) FC 81, (c) FC 82. Der Faltungskern FC 81 weist die höchste Detailauflösung in Bezug auf die Feinzeichnung der Cellulae mastoideae auf (Pfeile).

In Abhängigkeit vom Faltungskern ließ sich eine Zunahme der Partialvolumenartefakte beobachten, die u.a. in den 3D-Rekonstruktionen zu einer artifiziellen kortikalen Defektbildung in der lateralen Schläfenbein-Kalotte führten.

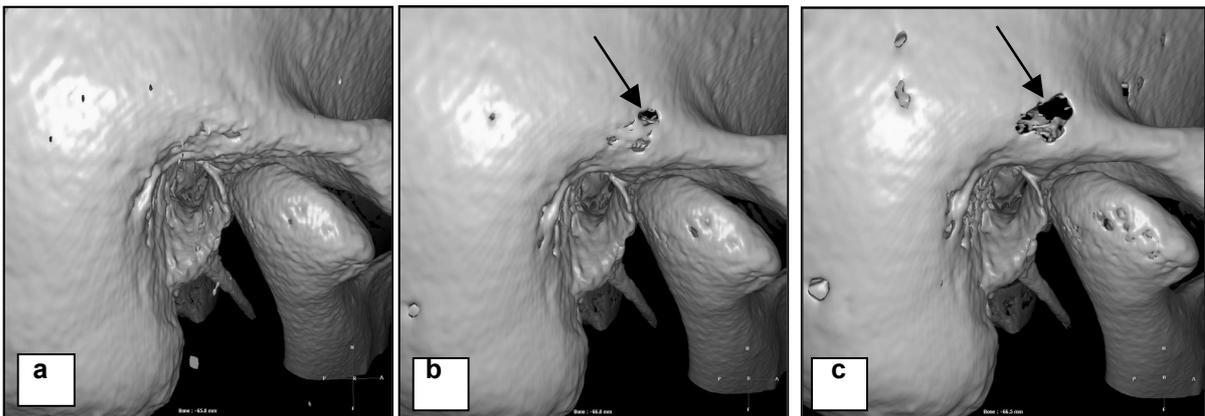
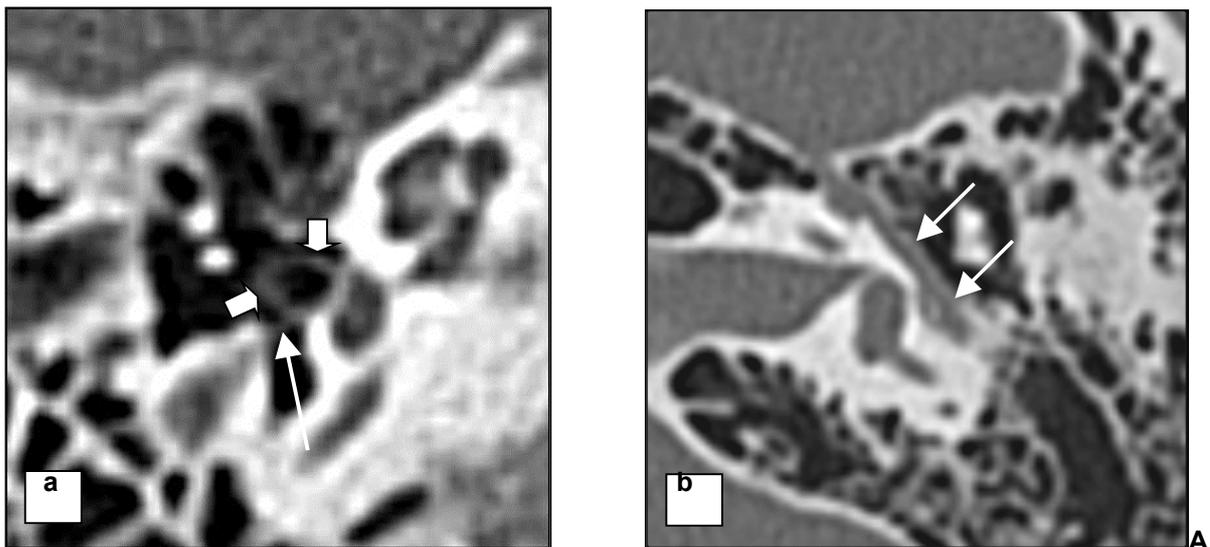


Abb. 10a-c: Einfluß des Faltungskerns auf die Darstellung der Schläfenbeinkalotte.

Während der Faltungskern (Kernel) FC 81(a) ein differenziertes Oberflächenrelief aufweist, zeigen die Kernel 82 (b) und 83 (c) eine Verstreichung des Reliefs und eine Zunahme der Anzahl von Voxeln, die unterhalb des Schwellenwerts liegen und daher transparent abgebildet werden, kortikale Defektbildungen vortäuschend (Pfeile).



bb. 11a-b: Abgrenzbarkeit kritischer Bildelemente in den reformatierten MS-CT-Bildern.

(a) Paraaxiale multiplanare Reformation (MPR). Die Stapes-Suprastruktur ist abgebildet (Pfeile) ebenso wie die Sehne des M. stapedius (langer Pfeil). (b) Paraaxiale MPR. Die knöcherne Grenzlamelle des Canalis facialis (tympanales Segment) ist dargestellt (Pfeile).

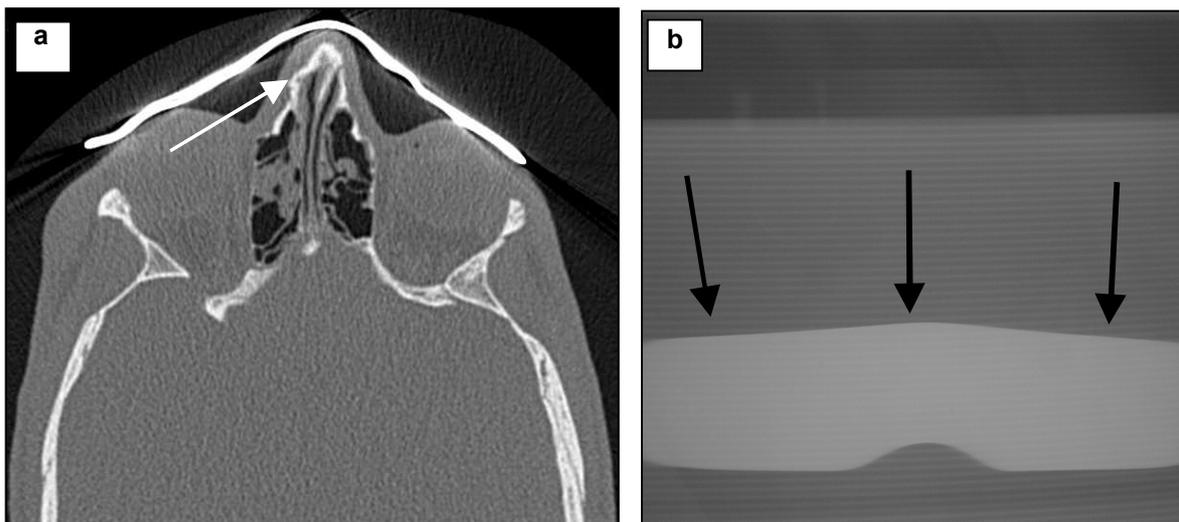


Abb. 12a-b: Auswirkung des Linsenschutzes auf die Bildqualität und Filmschwärzung.

(a) (Axiales Spiral-CT, knochenbetonter Faltungskern. Z.n. Mittelgesichts-Trauma). Selbst Knochenstrukturen, die in unmittelbarer Nähe des Linsenschutzes liegen, wie der frakturierte Nasenrücken (Pfeil), sind hinreichend beurteilbar abgebildet. (b) Film-Dosimetrie. Die deutlich reduzierte Filmschwärzung im geschützten Bereich (Pfeile) veranschaulicht die Effektivität des Wismut-haltigen Linsenschutzes (40%ige Reduktion der Linsendosis beim petrosalen MS-CT).

Eine Erniedrigung des Röhrenstromes um 50% blieb ohne erkennbare, diagnostisch relevante Auswirkung auf die Bildqualität. Auch die geringste mA-Variante (100 mA) erlaubte eine Evaluation der Stapes-Suprastruktur sowie der knöchernen Grenzlamelle des Canalis facialis (tympanales Segment) und erübrigte somit die Durchführung zusätzlicher Akquisitionen bzw. Rekonstruktionen der Bildrohdaten mit kleinerem FOV.

Zwischen den gewählten Rekonstruktionsinkrementen (0,1-0,3 mm) war ein diagnostisch signifikanter Unterschied bezüglich der kritischen Bildelemente nicht sicher erkennbar, so daß zunächst ein Inkrement von 0,3 mm wegen der damit verbundenen geringeren Schnittbildzahl gewählt wurde. Im Rahmen der Protokollpflege- und -vereinheitlichung wurden das Inkrement abschließend auf 0,2 mm und der Pitchfaktor auf 3,0 (äquivalent zu einem Pitchfaktor von 0,75 in der ES-CT) festgesetzt, jedoch ohne objektivierbare Verbesserung der Detailauflösung in der petrosalen Bildgebung.

Die Voxelgröße der mittels des Standardprotokolls aufgenommenen Bilddaten betrug ca. 0,3 x 0,3 x 0,3 mm und erfüllte somit das Kriterium der Isotropie.

Spannung kV	Röhren- strom mA	Pitch	Kollimation mm	Inkrement mm	FOV mm	Matrix	HR Kernel
120	100	3:4	0,5	0,2	160	512 ²	81

Abb. 13: Standardprotokoll zur Datenakquisition mittels MS-CT in die Felsenbeinbildgebung.

DOSISMESSUNGEN

Die Oberflächendosis der Linsen betrug bei der Untersuchung des Felsenbeins mittels MS-CT im hochauflösenden Modus 25 mGy ohne Nutzung des Wismuthaltigen Linsenschutzes sowie 15 mGy mit Linsenschutz. Somit betrug die Dosisreduktion durch den verwendeten Linsenschutz ca. 40%, ohne daß Bildartefakte im Untersuchungsfeld erkennbar waren.

Die weiteren Dosisbestimmungen ergaben folgende Werte:

- gewichteter CT-Dosisindex (CTDI_w): 20,4 mGy
- gewichtetes Dosislängenprodukt (DLP_w): 93 mGy x cm
- Effektivdosis E: 0,3 mSv.
- Die filmdosimetrisch vergleichend zwischen Inkremental- und MS-CT bestimmte Oberflächendosis im sowie angrenzend an das Meßfeld ist in Abb. 14 dargestellt.

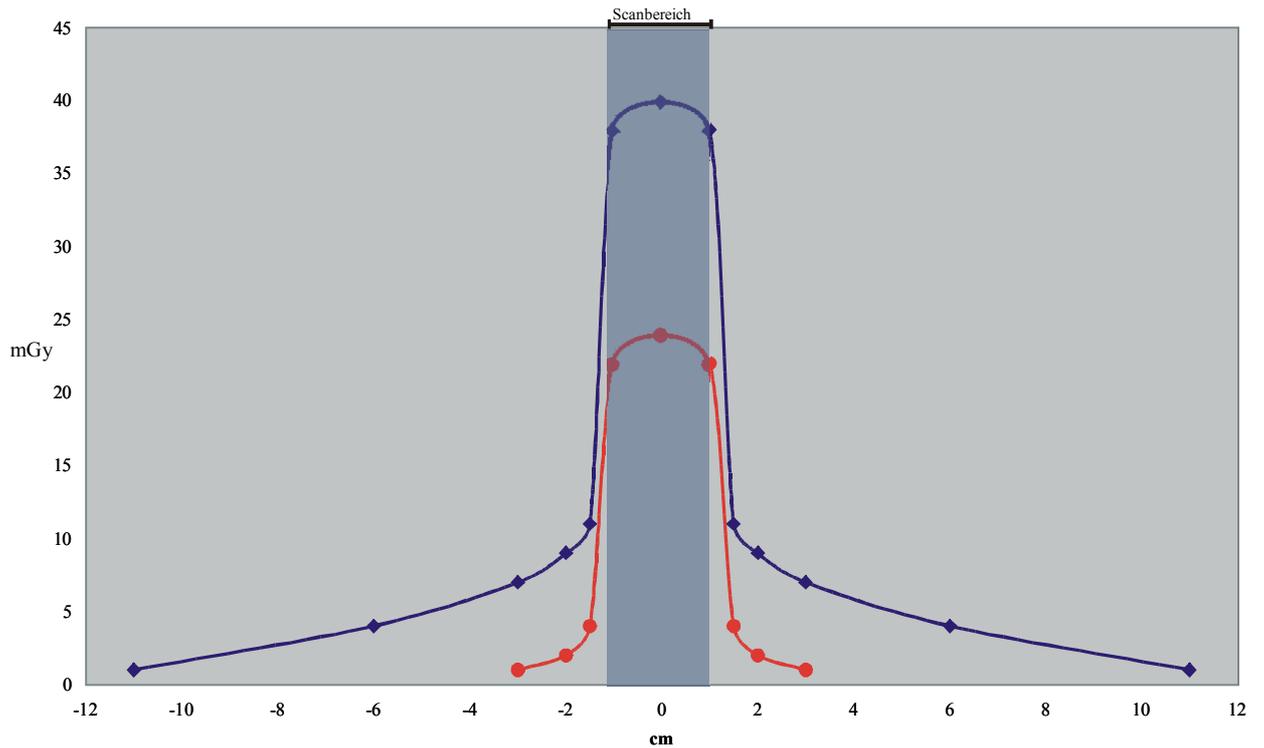


Abb. 14: Oberflächendosis der Inkremental-CT sowie MS-CT in Bezug zum Scanbereich.

Die MS-CT (rote Kurve) weist eine geringere Oberflächendosis sowie eine geringere Streustrahlen-Belastung auf, verglichen mit der Inkremental-CT (blaue Kurve)

2.1.2.1.2 DATEN-NACHVERARBEITUNG

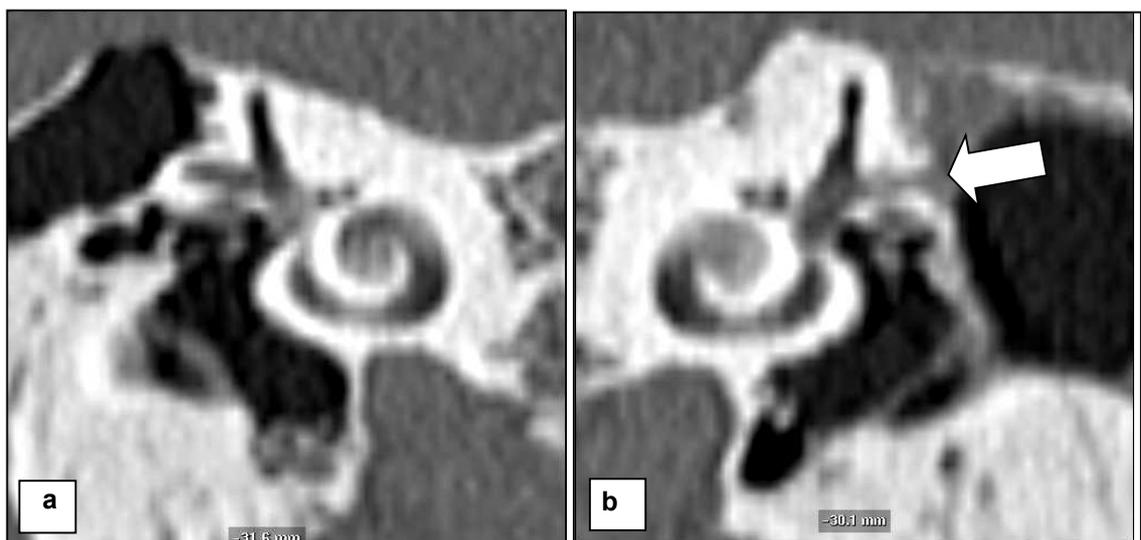


Abb. 15a-b: Parakoronare Bildreformationen aus MS-CT-Daten bei Bogengangdefekt links.

(a) Rechte Seite. Regelrechte Darstellung der Schnecke und des lateralen Bogengangs.
 (b) Linkseitig zeigt sich ein knöcherner Wanddefekt des lateralen Bogengangs (Pfeil) mit angrenzendem Weichteilssubstrat bei Z.n. Cholesteatom-OP.

2D-NACHVERARBEITUNG

Die Darstellung ossikulärer Pathologien erforderte, neben koronaren, parasagittale Reformationen (bei Kettenunterbrechung, Dysplasie, Tympanoplastik). Labyrinthäre Veränderungen (z.B. Ossifikationen), konnten in parakoronaren Reformationen zusammenhängend dargestellt werden. Der C. facialis wurde mittels kurviplanarer Reformationen im Verlauf zwischen der Fossa geniculata und dem Foramen stylomastoideum bildgebend vollständig erfaßt werden. Bei 16 Patienten wurde die Kalottenbreite an den vom Operateur präzisierten Meßpunkten bestimmt. Bei 14/15 Patienten, bei denen die präoperative MS-CT eine hinreichende Kalottenbreite gezeigt hatte, konnten die Schrauben erfolgreich eingesetzt werden. Bei 1/15 Patienten mit präoperativ unauffälliger Bildgebung gelang die Schraubenimplantation an der geplanten Stelle wegen des intraoperativen Kontakts zur Dura mater nicht. Bei einem Patienten wurde trotz der bildgebend als unzureichend bestimmten Kalottenbreiten der frustrane Versuch einer Schraubenimplantation unternommen.

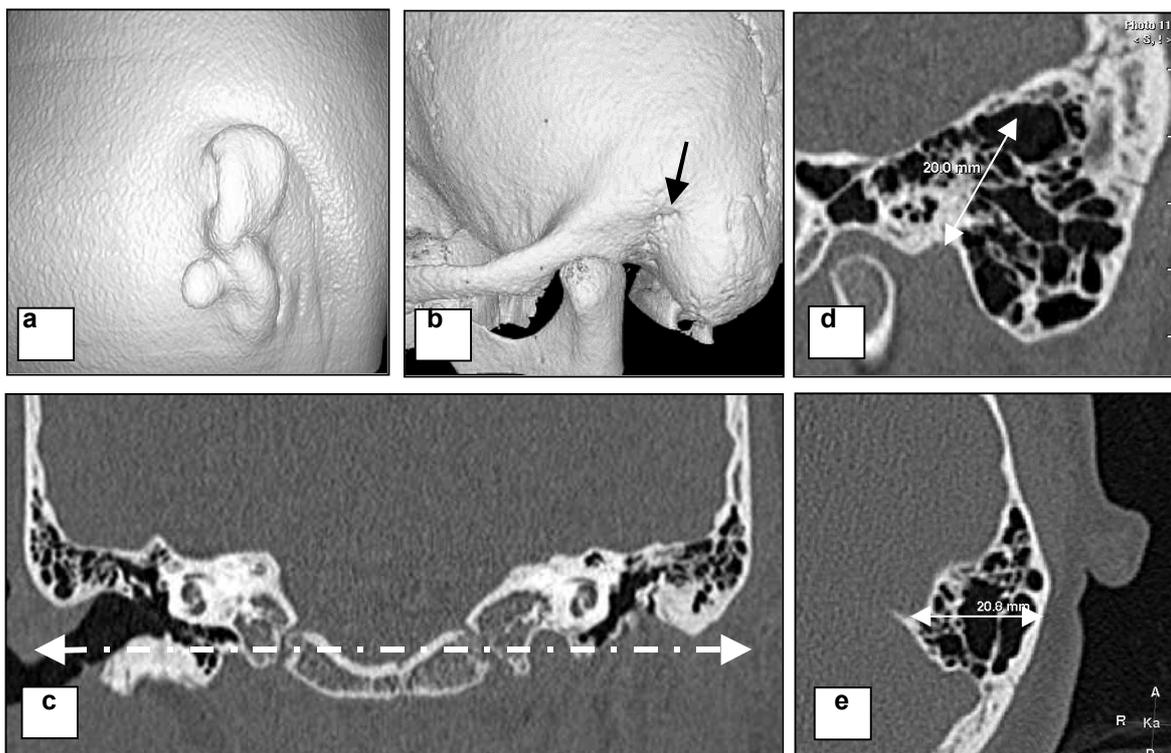


Abb. 16a-e: Präoperative Bildgebung vor Ohrmuschel-Epithese.

(a-b) 3D-Ansichten des linken Schläfenbeins, (a) weichteil- sowie (b) knochenbetont. Abb. der dysplastischen Ohrmuschel (a) sowie der Atresieplatte mit Grübchen (b, Pfeil). (c-e) orthogonal reformatierte Schnittbilder. (c) Festlegung des Bezugspunktes, (d) Lokalisation des Meßpunktes und (e) Messung der Kalottenbreite (in 20 mm Abstand bei 13.30 Uhr). Bei 20,8 mm Kalottenbreite war an dieser Stelle eine Schraubenimplantation problemlos möglich.

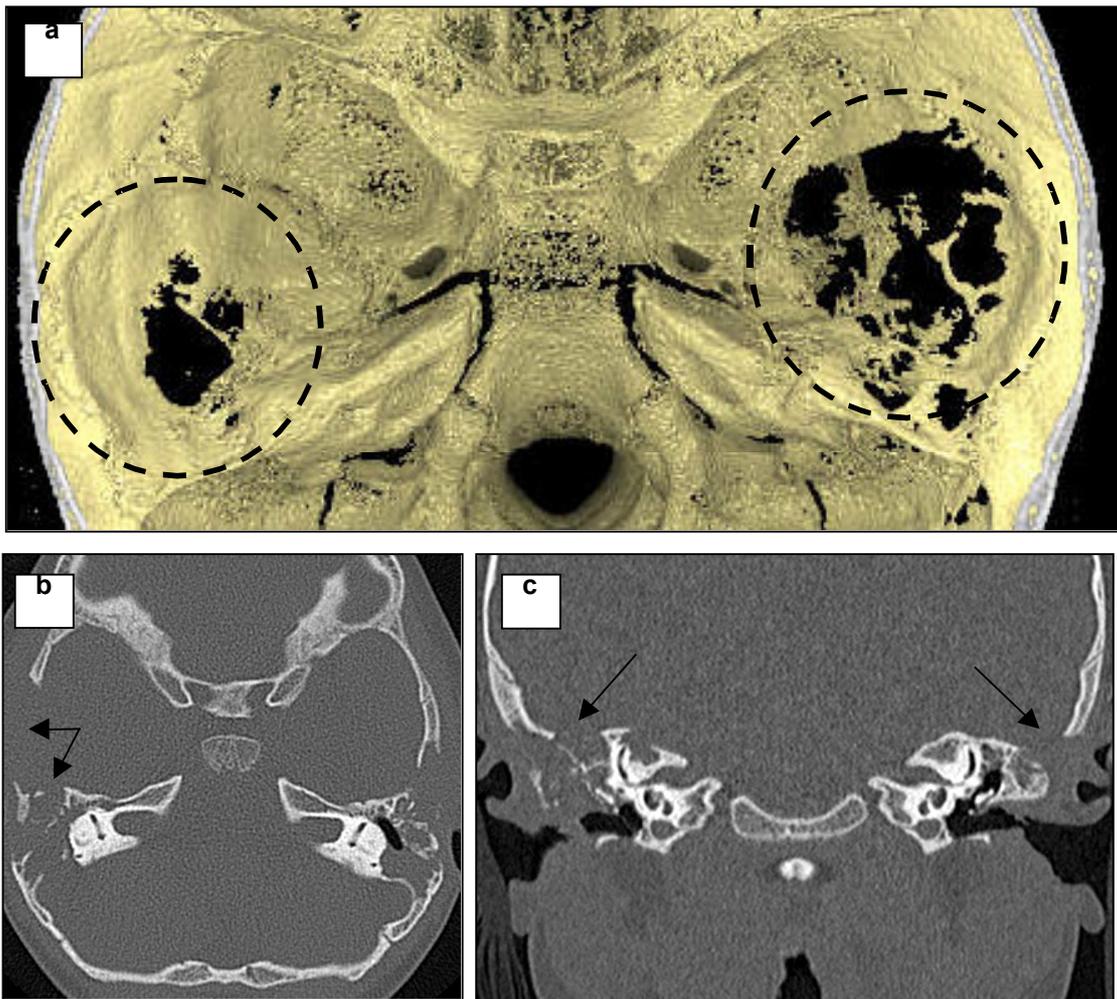


Abb. 17a-c: 2D- und 3D-Visualisierung petrosaler Destruktionen bei Langerhans-Zell-Histiozytose.

(a) Aufsicht auf die mittlere Schädelgrube von kranial, 3D-Rekonstruktion in VR-Technik. Bilateral, rechts betont, sind ausgedehnte petrosale Destruktionen erkennbar. Die Destruktionen betreffen sowohl das Dach wie auch die Basis des Felsenbeins. (b-c) Axiales Schnittbild und koronare Reformation. Die 2D-Ansichten bestätigen die Ausdehnung der ossären Destruktionen unter Beteiligung der petrosalen Ränder.

3D-NACHVERARBEITUNG

- Volume Rendering

Extraluminale Ansichten des Schläfenbeins von lateral waren regelhafter Bestandteil des virtuell-otoskopischen Protokolls. Weitere Ansichten des Felsenbeins, z.B. Aufsichten der mittleren Schädelgrube von kranial bei Prozessen der Pyramidenspitze, wurden nach Maßgabe der klinischen Fragestellung im Einzelfall erzeugt (z.B. Trauma, Metastase, tumorähnliche Erkrankungen) und veranschaulichten in wenigen Abbildungen Lokalisation, Ausdehnung und Morphologie des knöchern destruierenden Prozesses.

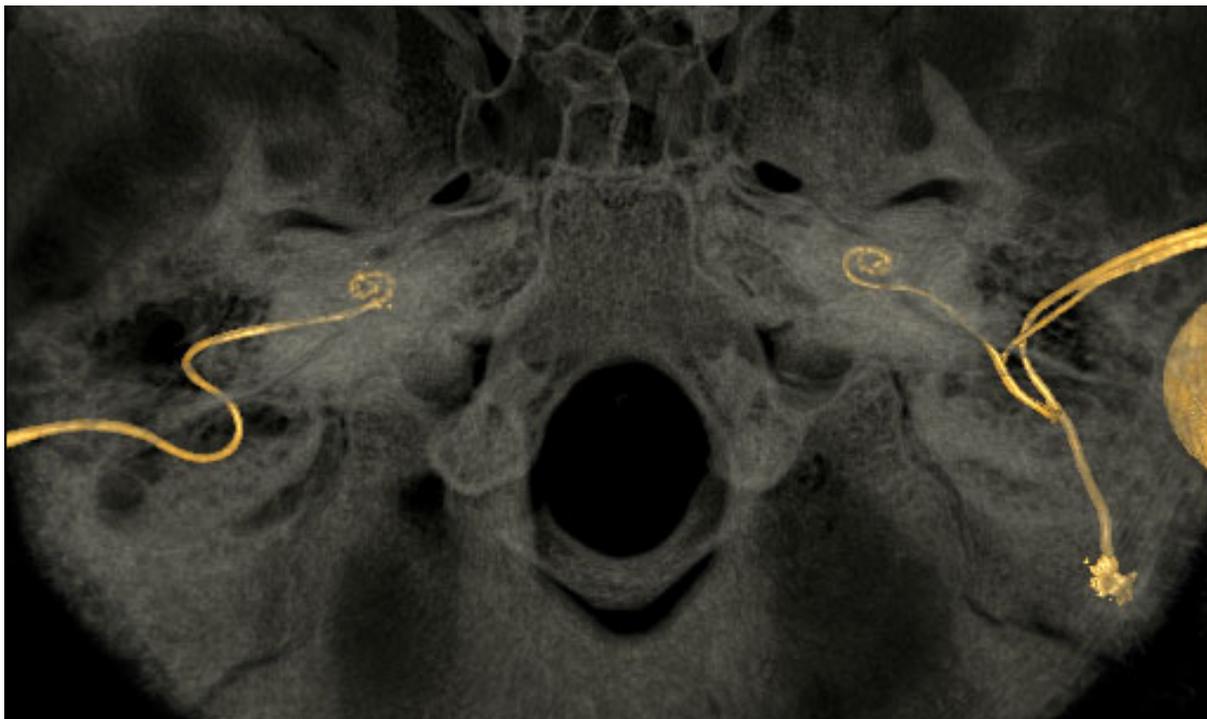


Abb. 18: Hybrid Rendering.

Die farbkodierte Darstellung der bilateralen Cochlear Implant-Elektroden im Volumen-Datensatz des petrosalen MS-CT veranschaulicht den postoperativen Situs.

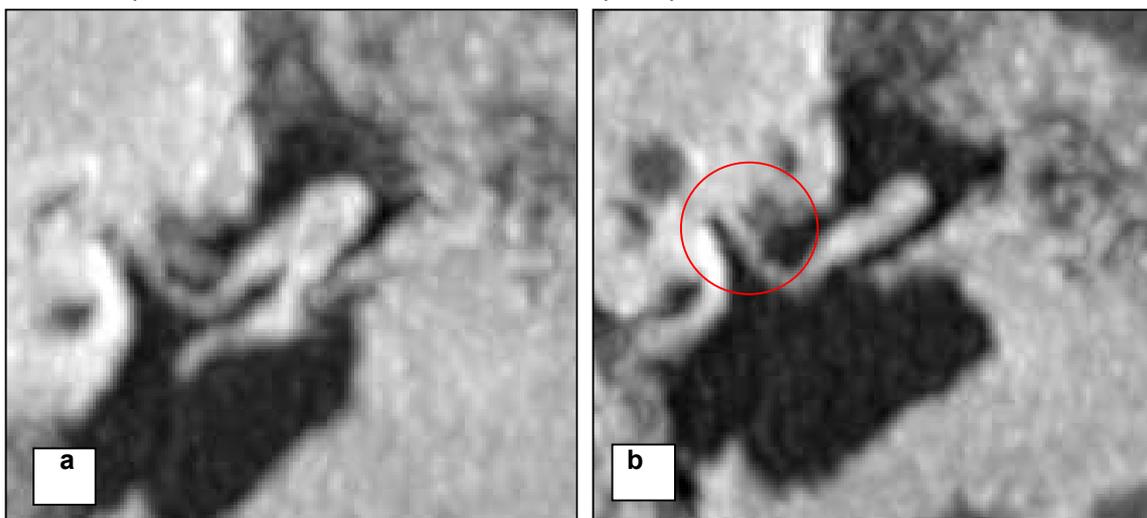


Abb. 19: Einfluß der Slabbreite auf die Detailbeurteilbarkeit der Ossikel in der MIP.

(a) Slabbreite 5 mm. Morphe und Stellung der Gehörknöchelchen sind zusammenhängend abgebildet, die Stapes-Suprastruktur ist jedoch nicht abgrenzbar. (b) Slabbreite 2 mm. Nur der lange Amboßfortsatz und die Stapes-Suprastruktur (Kreis) sind dargestellt.

- Surface Rendering

Das Surface Rendering erwies sich als ungeeignet zur schnellen, interaktiven Variation endoluminaler Kamerapositionen und zeigte bei starker Vergrößerung von Bilddetails Einschränkungen der Bildqualität durch das Kenntlichwerden der polygonalen Oberflächenstrukturen. Es wurde daher nur in Einzelfällen im Rahmen des Hybrid Rendering eingesetzt.

- Hybrid Rendering

Das Hybrid Rendering ermöglichte die Hervorhebung (patho-) anatomisch relevanter Details und Implantatmaterialien im anatomischen Zusammenhang durch eine oberflächenschattierte, farbkodierte Darstellung (mittels SR) im semitransparent dargestellten Bildvolumen des Felsenbeins (mittels VR). Mit dieser Visualisierungstechnik waren, methodisch bedingt, zeitaufwendige Segmentationsverfahren verbunden (≥ 1 Stunde), so daß eine Eignung dieser Technik zur Integration in die Routinebildgebung als nicht gegeben angesehen wurde.

- Maximum Intensity Projection

Die Maximum Intensity Projection wurde in Einzelfällen zur unterstützenden Visualisierung der Ossikelkette eingesetzt und war insbesondere bei regelrecht pneumatisierter Paukenhöhle in der Lage die Ossikel inclusive ihrer artikulären Verbindungen sowie der Stapes-Suprastruktur zusammenhängend abzubilden. Als bedeutsam für die Eignung der MIP-Rekonstruktionen zur Beurteilung dieser Strukturen erwies sich die Breite des nachverarbeiteten Bildvolumens ($> \text{Slab} <$). Bei Slab-Breiten > 3 mm war eine hinreichend scharfe Abgrenzbarkeit der ossikulären Bilddetails nicht mehr gewährleistet. Der Einsatz der sog. $> \text{Sliding Thin-Slab} <$ -MIP, die das Durchfahren des Bildvolumens unter Beibehaltung der (dünnen) Slab-Breite erlaubte, unterstützte die schnelle, interaktive Variation der MIP-Rekonstruktionen und somit die Eignung dieser Technik für die Bildgebungsroutine wesentlich.

- Average Intensity Projection

Die Technik der Average Intensity Projection erlaubte durch die freie Wahl der Kameraposition, die Wahl der Blockdicke sowie die interaktive Variation der Parameter Kontrast und Helligkeit quasi ein $> \text{optimales Röntgenbild} <$ zu erhalten,

ohne daß wiederholte Aufnahmen erforderlich waren. Sie erwies sich als besonders geeignet zur schnellen und zusammenhängenden Darstellung von Implantat-Materialien aus dem digitalen Schnittbilddatensatz ebenso wie zur Dokumentation des mastoidalen Pneumatisations-Status.

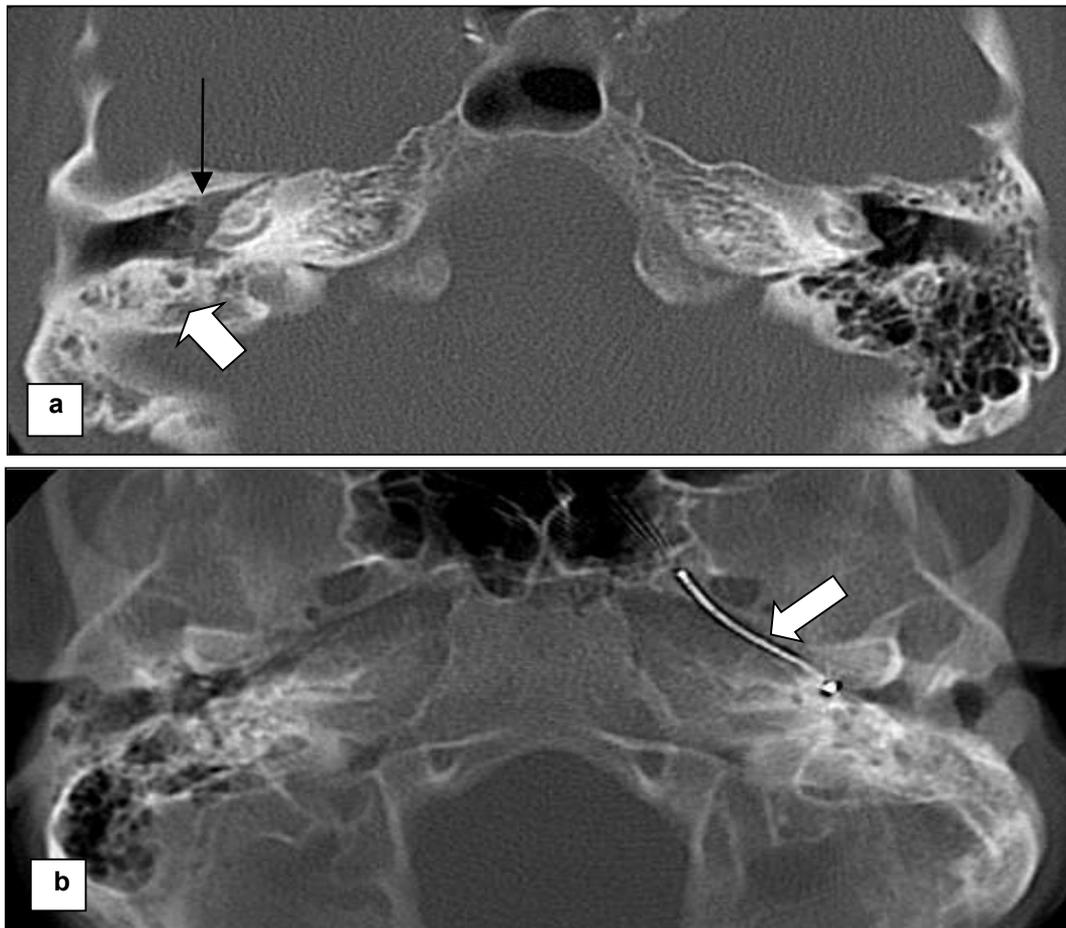


Abb. 20a-b: Average Intensity Projection (Ansichten von kaudal).

(a) Die mastoidale Minderpneumatisation sowie die tympanale Verschattung rechtsseitig sind dargestellt (Pfeile). (b) Tubenröhrchen in situ. Das Implantat ist in seinem Verlauf vollständig abgrenzbar.

Eine Indikation zur MS-CT zwecks Nachverarbeitung (NV) der Bilddaten zur AIP ergab sich aus Gründen des Strahlenschutzes nicht, da vergleichbare Informationen bei geringerer Strahlenexposition aus petrosalen Übersichtsaufnahmen abzuleiten waren. Im Falle einer Patientin mit postoperativer Dysfunktion des CI-Aggregates, bei der wiederholte Projektionsradiographien den Elektrodenverlauf nicht hinreichend visualisiert hatten und in der Folge eine MS-CT durchgeführt worden war, erwies sich die AIP als sehr hilfreich; hier konnte durch die Einstellung der >idealen< Projektion ein Materialschaden bzw. eine dystope Elektrodenlage sicher ausgeschlossen werden.

2.1.2.1.3 VIRTUELLE OTOSKOPIE

Im Rahmen der auf der VR-Technik basierenden virtuellen Otoskopie kamen weichteil- und/oder knochenbetonte Nachverarbeitungsprotokolle zur Darstellung, die nach erfolgter Evaluation abgespeichert wurden und auf Tastendruck abrufbar waren.

Knochenbetonte Ansichten fanden Anwendung bei

- der extraluminale Ansicht des Schläfenbeins und Kiefergelenks,
- dem Blick in den Porus und Meatus acusticus externus von lateral sowie
- bei intraluminale Weichteilsubstraten bzw. Flüssigkeitsverhalten.

Weichteilbetonte Ansichten fanden Anwendung im Rahmen der endoluminalen Bildgebung.

Anhand von Datensätzen mit unauffälligem Bildgebungsbefund wurden unter Einsatz der Volume Rendering–Technik insgesamt neun endo- und extraluminale Ansichten des Schläfenbeins sowie der Paukenhöhle generiert, die die im Anforderungsprofil definierten Bildmerkmale aus verschiedenen Blickwinkeln visualisierten.

Aus den neun Ansichten des vorläufigen virtuell-otoskopischen Protokolls wurden fünf Ansichten von den beteiligten vier Otochirurgen ausgewählt sowie eine neue Ansicht hinzugefügt, die die Runde-Fenster-Nische und den Stapes inclusive der Suprastruktur von dorsal visualisierte. Diese insgesamt sechs extra- bzw. endoluminalen Ansichten bildeten das Standardprotokoll der virtuellen Otoskopie (VO) [101].

Tab. 1: Rekonstruktions-Parameter des VR-Protokolls im Rahmen der virtuellen Otoskopie

Ansicht	Parameter	Unterer Schwellenwert (HU)	Perspektiv. Blickwinkel	Depth Cueing %/cm	Farbe	Matrix
Knochenbetont		600	90 ⁰	40 - 65	gelb	512 ²
Weichteilbetont		-450	90 ⁰	40 - 65	Haut	512 ²
Stapes		-550 – -650	90 ⁰	40 - 65	Haut	512 ²

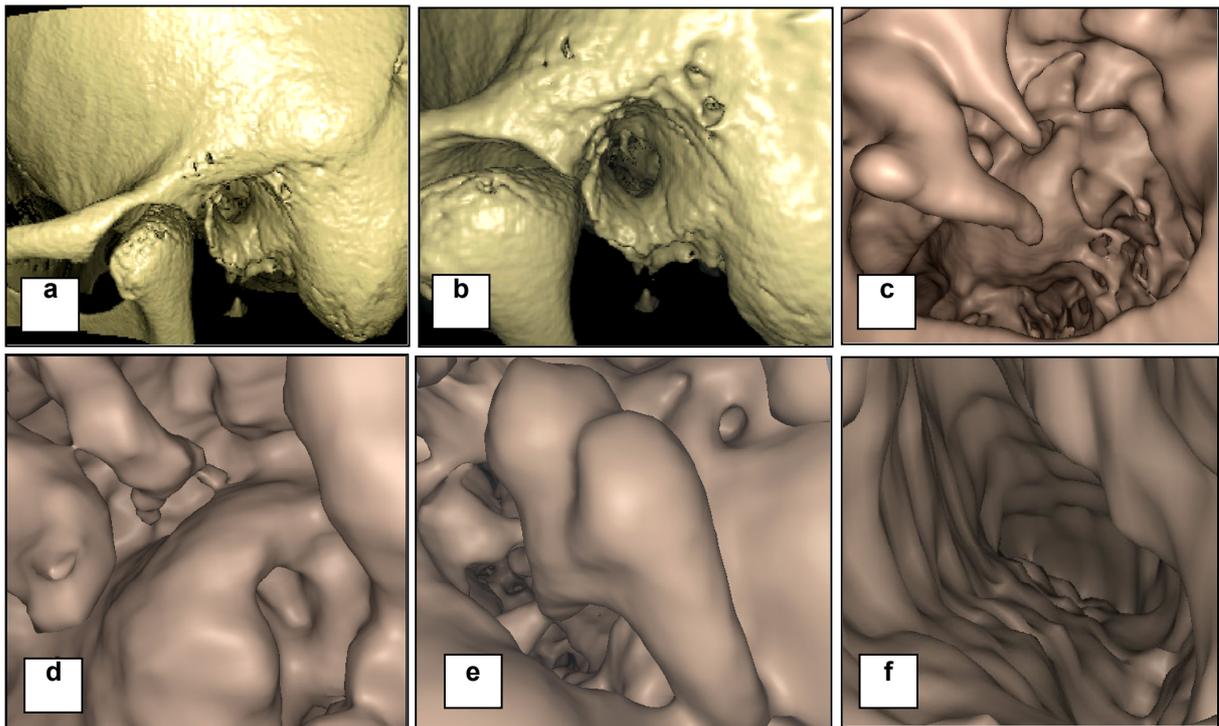


Abb. 21a-f: Virtuelle Otoskopie, Standardansichten.

(a) extraluminale Ansicht des Os temporale von lateral. (b) Blick in den Porus und Meatus acusticus externus von lateral. (c) Ansicht des Meso- und Hypotympanons von lateral. Hammer und Amboß sind im Vordergrund abgrenzbar. (d) mesotympanale Ansicht der Runde-Fenster-Gelenk und der Stapes-Suprastruktur. (e) Blick aus dem Epitympanon auf das Incudomallear-Gelenk. (f) Blick in die Tuba auditiva.

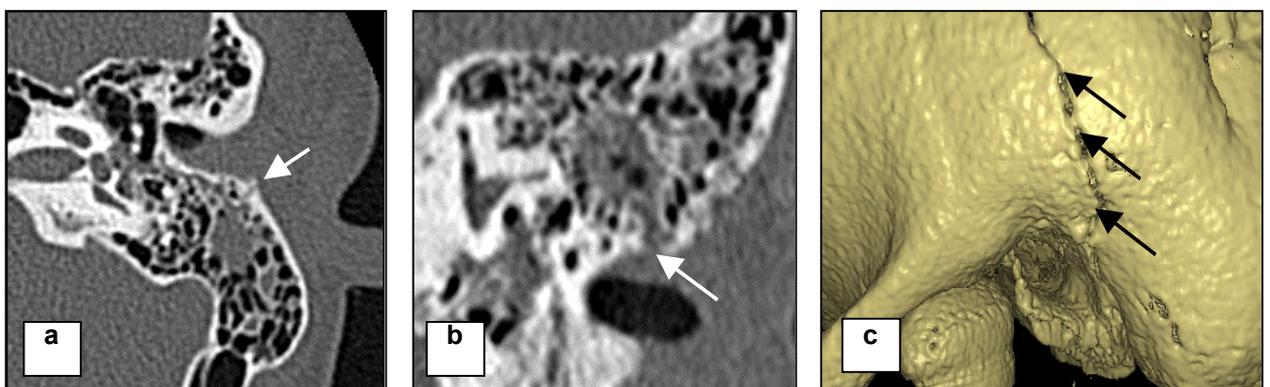


Abb. 22a-c: Schläfenbein-Fraktur mit Beteiligung des Porus acusticus externus (Pfeile).

(a) Axiales Schnittbild. Die Frakturlinie zeigt sich als umschriebene kortikale Unterbrechung mit angrenzender Verschattung der Mastoidzellen. (b) Die koronare Reformation belegt die Beteiligung des Porus und Meatus acusticus externus. (c) Die laterale 3D-Ansicht des Felsenbeins (knochenbetont) veranschaulicht den Verlauf der Frakturlinie und die Beteiligung des Porus acusticus externus.

2.1.2.2 Anwendungsstudien

2.1.2.2.1 2D-BILDGEBUNG

MS-CT VERSUS INKREMENTAL-CT

Den Parametern Bildqualität und Diagnostische Wertigkeit wurden in den axialen Schnittbildern und multiplanaren Reformationen der MS-CT signifikant höhere Scorewerte zugewiesen verglichen mit den korrespondierenden Bilddaten der Inkremental-CT.

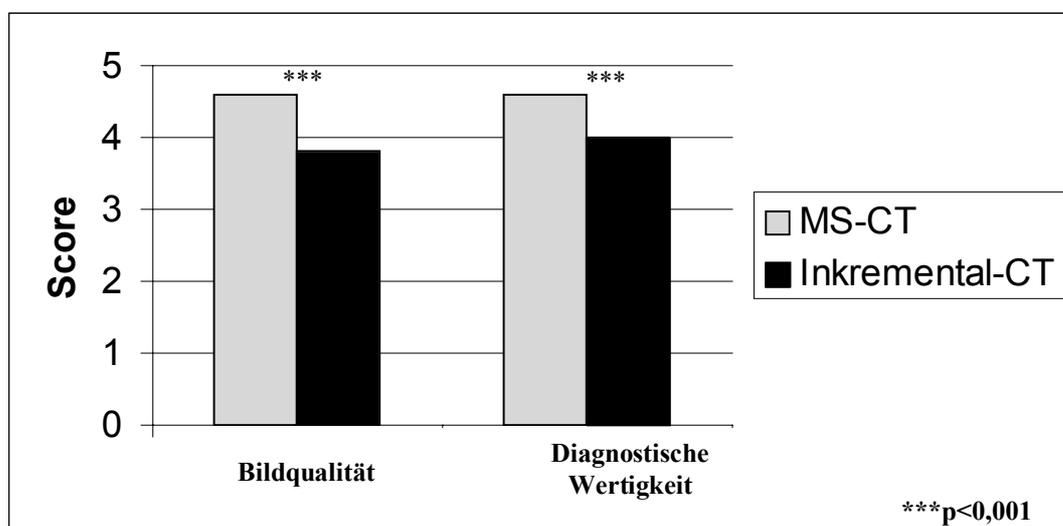


Abb. 23: Ergebnisse der vergleichenden Evaluierung zweidimensionaler Datensätze der MS-CT und der Inkremental-CT

Die Stapes-Suprastruktur war signifikant häufiger ($p<0,005$) in den Datensätzen der MS-CT abgrenzbar.

2.1.2.2.2 3D-BILDGEBUNG

OTOENDOSKOPIE VS. VIRTUELLE OTOSKOPIE

Die Gegenüberstellung der otoendoskopischen und virtuell-otoskopischen Abbildungen des Kadaver-Phantoms zeigte eine hohe bildmorphologische Übereinstimmung der knöchernen Strukturen, insbesondere der Ossikelkette, bei eingeschränkter bzw. unzureichender Abgrenzbarkeit weichteildichter Strukturen wie der Chorda tympani und der Sehne des M. stapedius.

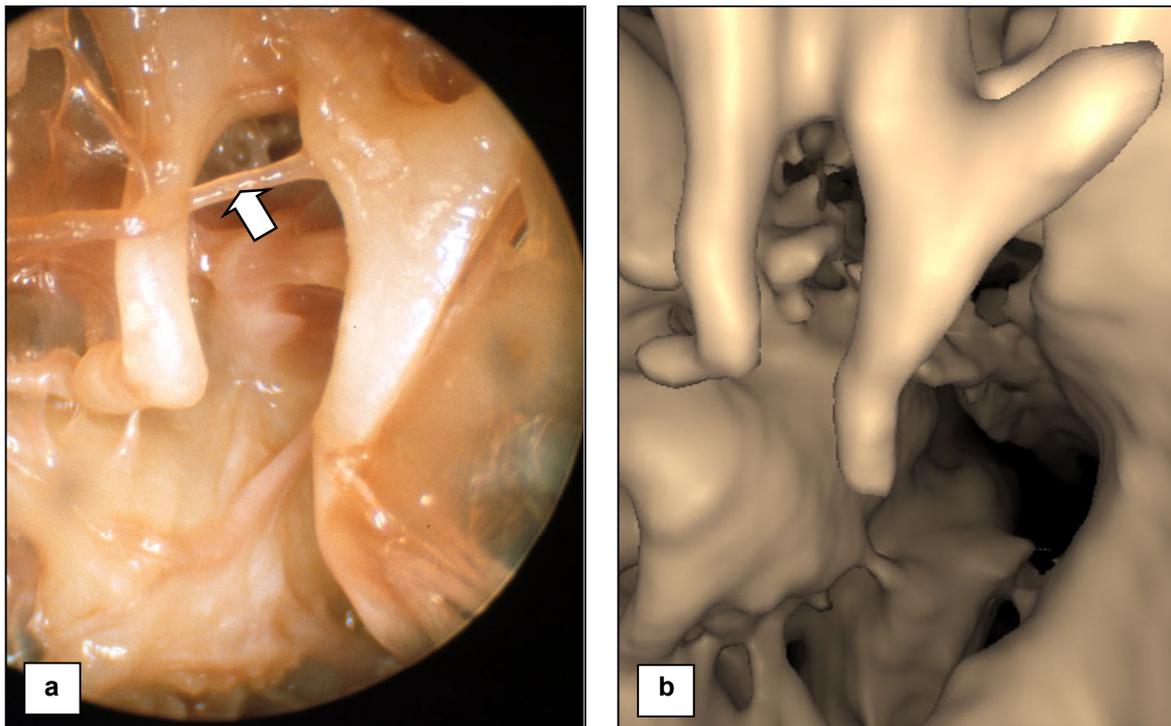


Abb. 24a-b: Vergleich von Otoendoskopie (a) und virtueller Otoskopie (b).

Subtile weichteildichte Strukturen wie die Chorda tympani (Pfeil) oder das Trommelfell sind virtuell-otoskopisch nicht darstellbar. Die Übereinstimmung der ossikulären Morphologie weist auf eine hohe Abbildungstreue für knöcherne Strukturen in der virtuellen Bildgebung hin.

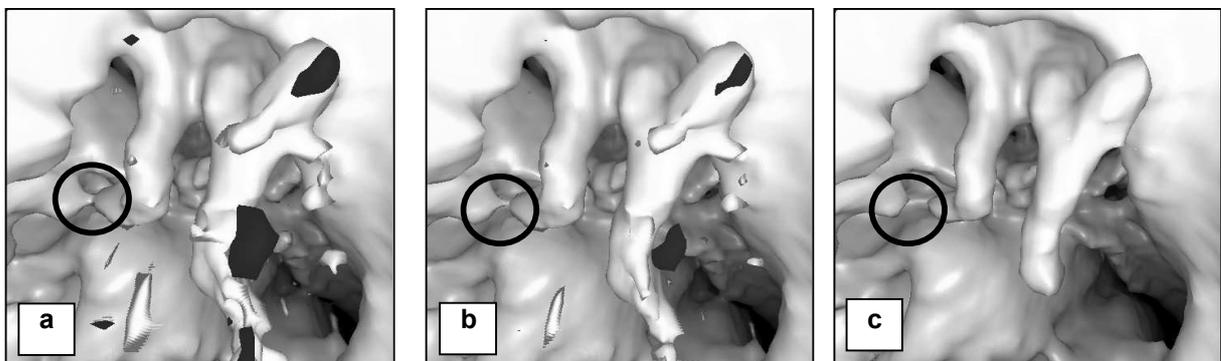


Abb. 25a-c: Einfluß des Schwellenwerts (SW) auf die Abb. der Stapediussehne in der VO.

(a) SW –700 HU. Die Sehne des M. stapedius ist abgrenzbar (Kreis), die Bildqualität jedoch durch Artefakte eingeschränkt. (b) SW – 650 HU. Die Stapediussehne erscheint ausgedünnt, gleichzeitig sind die Bildartefakte reduziert. (c) SW –450 HU. Die Sehne des M. stapedius ist nicht visualisiert in der virtuell-otoskopischen Ansicht, die Bildqualität hingegen ist deutlich verbessert.

Die Chorda tympani war in den CT-Quellendaten und somit in der VO nicht sicher abgrenzbar, während der M. stapedius in den primären Schnittbildsätzen des MS-CT durchgängig dargestellt war. Die virtuell-endoskopische Visualisierung dieser tympanalen Binnenstruktur war in der VO-Bildgebung ohne Parametervariation nicht regelhaft möglich, d.h. ohne Absenkung des Schwellenwerts.

Zur Visualisierung der Stapes-Suprastruktur war ebenfalls eine Absenkung des Schwellenwerts erforderlich auf bis zu -650 HU, die bereits im VO-Protokoll implementiert war. Dennoch war auch dieses anatomische Detail dreidimensional nicht bei allen Patienten darstellbar. Da die Absenkung des Schwellenwerts zu einer Vermehrung von Bildartefakten in den VO-Ansichten führte, war eine hinreichende Beurteilbarkeit dieser tympanalen Strukturen nur unter Einbeziehung der 2D-Bilddaten gegeben.

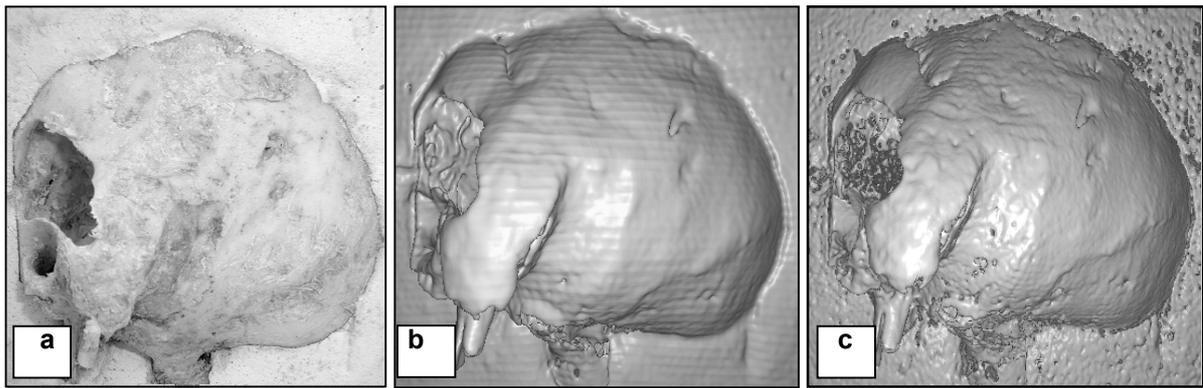


Abb. 26a-c: Vergleich der 3D-Rekonstruktionen aus ES-CT- und MS-CT-Daten.

(a) Schläfenbein-Präparat in Gips. Z.n. Mastoidektomie. (b-c) 3D-Rekonstruktionen in VR-Technik auf der Basis von hochauflösenden Datensätzen der ES-CT (b) und MS-CT (c). Die 3D-Ansicht der ES-CT zeigt eine geringere Detailauflösung sowie ein deutlich vergrößertes Oberflächenrelief im Vergleich zur MS-CT-basierten Rekonstruktion.

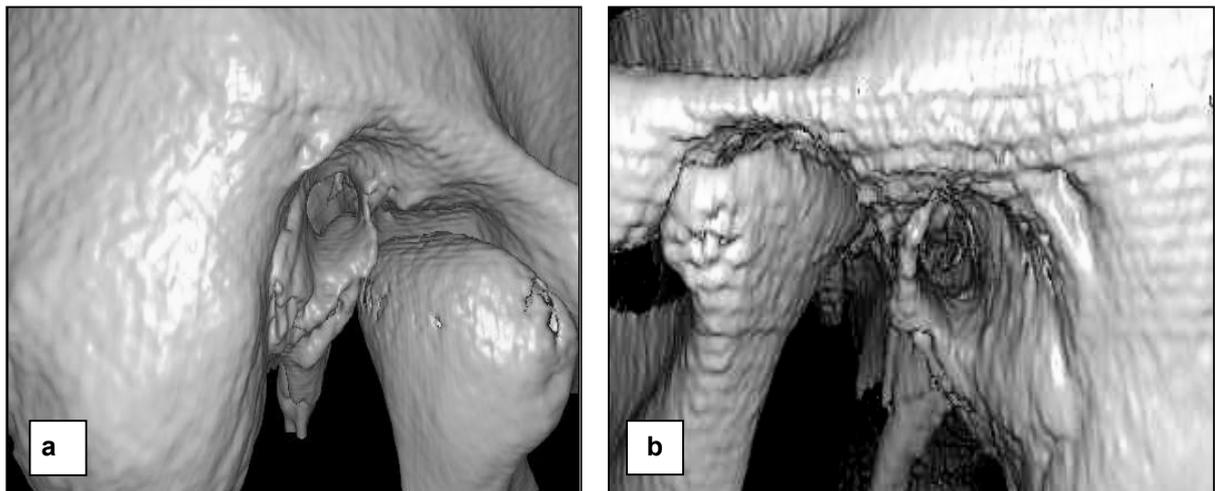


Abb. 27a-b: Vergleich der 3D-Rekonstruktionen aus Inkremental-CT- und MS-CT-Daten.

(a-b) Ansichten des Schläfenbeins von lateral, Blick auf den Porus acusticus externus. Es zeigen sich deutliche Unterschiede in der Detailauflösung des Oberflächenreliefs zugunsten der MS-CT-basierten 3D-Darstellung (a).

EINZELSCHICHT-SPIRAL-CT VS. MS-CT

Die Gegenüberstellung der 3D-Rekonstruktionen in Volume Rendering-Technik zeigte eine annähernd fotorealistische Abbildungsqualität der Ansichten auf der Basis von MS-CT-Datensätzen, während die korrespondierenden Abbildungen auf der Basis von ES-CT-Daten eine geringere Detailauflösung aufwiesen sowie ein deutlich vergrößertes Oberflächenrelief.

INKREMENTAL-CT VS. MS-CT

Den Parametern Bildqualität und Diagnostische Wertigkeit wurden signifikant höhere Score-Werte zugeordnet in den Bildrekonstruktionen, die aus MS-CT-Datensätzen abgeleitet waren. Die mittlere Nachverarbeitungszeit zur Erzeugung der Standard-Ansichten betrug ca. 10-12 Minuten je Ohr. Diese Nachverarbeitungs-Zeit erhöhte sich bei komplexen pathoanatomischen Verhältnissen auf bis zu ca. 25 Minuten.

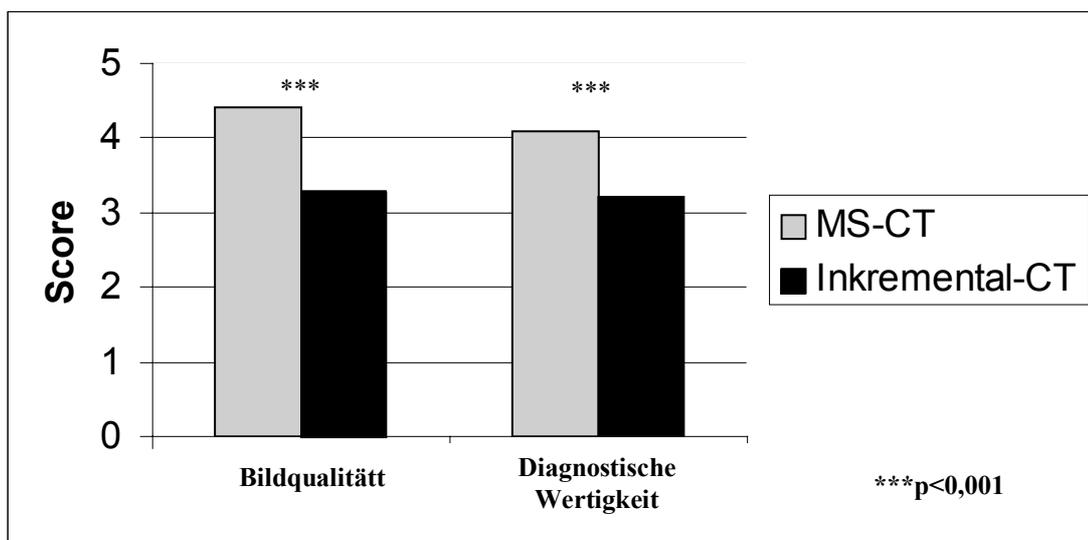


Abb. 28: Ergebnisse der vergleichenden Evaluierung dreidimensionaler Rekonstruktionen der MS-CT und Inkremental-CT in Volume Rendering-Technik.

2.1.2.2.3 BILDGEBUNG VON FELSENB EIN-DYSPLAS IEN MITTELS MS-CT

Singuläre oder kombinierte Dysplasien des Schläfenbeins wurden bei 28/168 Patienten (16,7%) gefunden (mittleres Alter 26,5 Jahre, Altersspanne 2 bis 52,5 Jahre), mit Beteiligung des äußeren Gehörgangs (n = 15), des Mittelohrs (n=18), des Innenohrs (n=6) sowie des Gefäßsystems (n = 3). Syndromale Schläfenbein-Pathologien wurden bei 4 Patienten detektiert:

- Syndrom des erweiterten vestibulären Aquädukts (LVA-Syndrom, n = 2),
- branchio-oto-renales Syndrom (BOR-Syndrom, n = 1),
- lacrimo-auriculo-dento-digiales Syndrom (LADD-Syndrom, n = 1).

Mit Ausnahme eines Patienten wiesen alle Patienten (n = 11) mit einer Atresie des MAE Dysplasien der Ossikelkette auf. Zumeist handelte es sich um einen monolithären Ossikel, aus Hammer and Amboß bestehend, mit Aplasie des Hammerstiels als häufigstem Befund. Bei 11/15 Patienten mit ossikulärer Dysplasie konnte eine intakte Stapes-Suprastruktur sicher diagnostiziert werden .

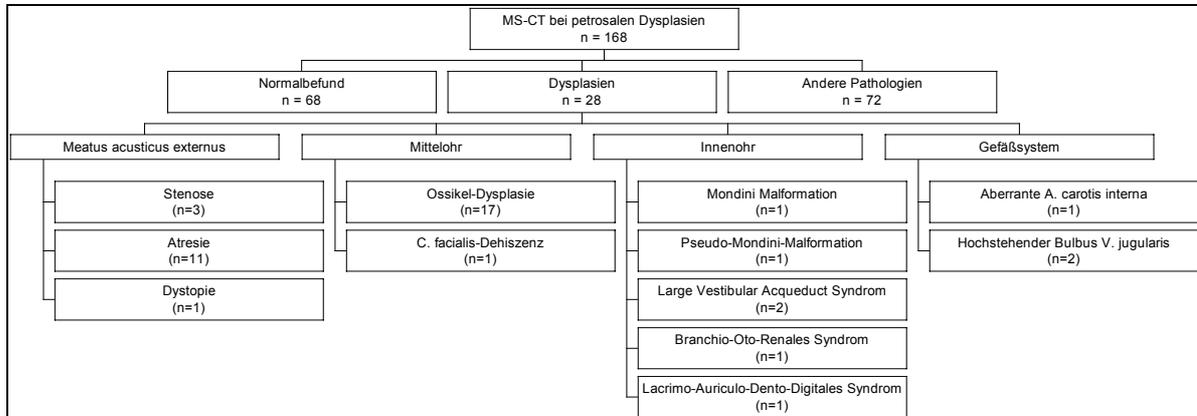


Abb. 29: Übersicht der Studienergebnisse zur Evaluation petrosaler Dysplasien mittels MS-CT

Alle Schläfenbein-Dysplasien konnten mittels 2D- und 3D-Bildrekonstruktionen umfassend visualisiert werden bei hoher Detailauflösung. Mit Ausnahme eines Patienten, bei dem der Verdacht auf einen aberranten Verlauf der A. carotis interna bestand, waren bei keinem Patienten zusätzliche Datenakquisitionen erforderlich. Bei diesem Patienten konnte durch die zerviko-zerebrale MS-CT-Angiographie die Diagnose einer aberranten A. carotis interna mit intratympanalem Verlauf gesichert werden, ohne daß invasive diagnostische Verfahren erforderlich wurden.

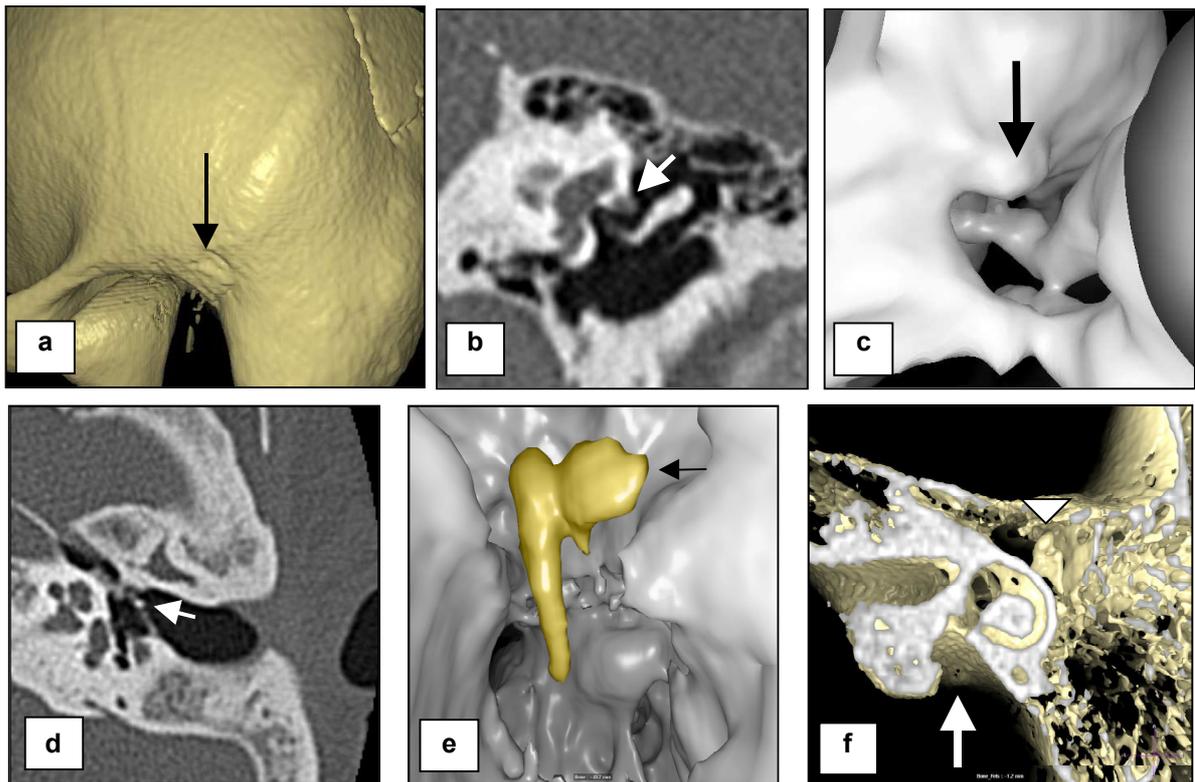


Abb. 30a-b: Visualisierung verschiedenartiger Dysplasien des Schläfenbeins mittels MS-CT.

(a) Atresie des linken Meatus acusticus externus. Anstelle des Porus acusticus externus zeigt sich ein knöchernes Grübchen in der Atresieplatte (Pfeil).

(b-c) Dehiszenz des Canalis facialis (operativ gesichert). (b) Die koronare Bildreformation weist die fehlende knöchernen Grenzlamelle des tympanalen Segments des Canalis facialis nach ebenso wie die Protrusion des Nervus facialis (Pfeil). (c) Virtueller-otoskopischer Ansicht des Befundes von epitympanal (Blick auf die Ovale-Fenster-Nische). Die Protrusion (Pfeil) zeigt sich oberhalb der Stapes-Suprastruktur.

(d-e) Ossikuläre Dysplasie. (d) Axiales Schnittbild in Höhe des ovalen Fensters. Nur der Hammer ist dargestellt, der lange Amboß-Fortsatz und der Stapes sind nicht sicher abgrenzbar. (e) Virtueller-otoskopischer Ansicht des Cavum tympani von lateral. Der farbkodierte dysplastische Ossikel (gelb) zeigt eine Aplasie des langen Amboß-Fortsatzes und Stapes. Der kurze Amboß-Fortsatz (Pfeil) ist abgrenzbar, das Incudomalleolar-Gelenk ist angelegt.

(f) Syndrom des erweiterten vestibulären Aquädukts. Die 3D-Ansicht als axialer anatomischer Schnitt durch das Felsenbein (Ansicht von kranial) zeigt den deutlich erweiterten vestibulären Aquädukt (Pfeil). Das Epitympanon ist bildgebend eröffnet und gibt den Blick frei auf ein regelrecht konfiguriertes Incudomalleolar-Gelenk (Pfeilspitze).

Auch im Rahmen dieser Studie wurden Probleme der endoluminalen Bildgebung registriert bei Weichteilverlegung des äußeren Gehörgangs bzw. der Paukenhöhle. Der Wechsel auf knochenbetonte Ansichten sowie die Nutzung eines erweiterten perspektivischen Blickwinkels (120° statt 90°) erwiesen sich als geeignete Lösungsansätze.

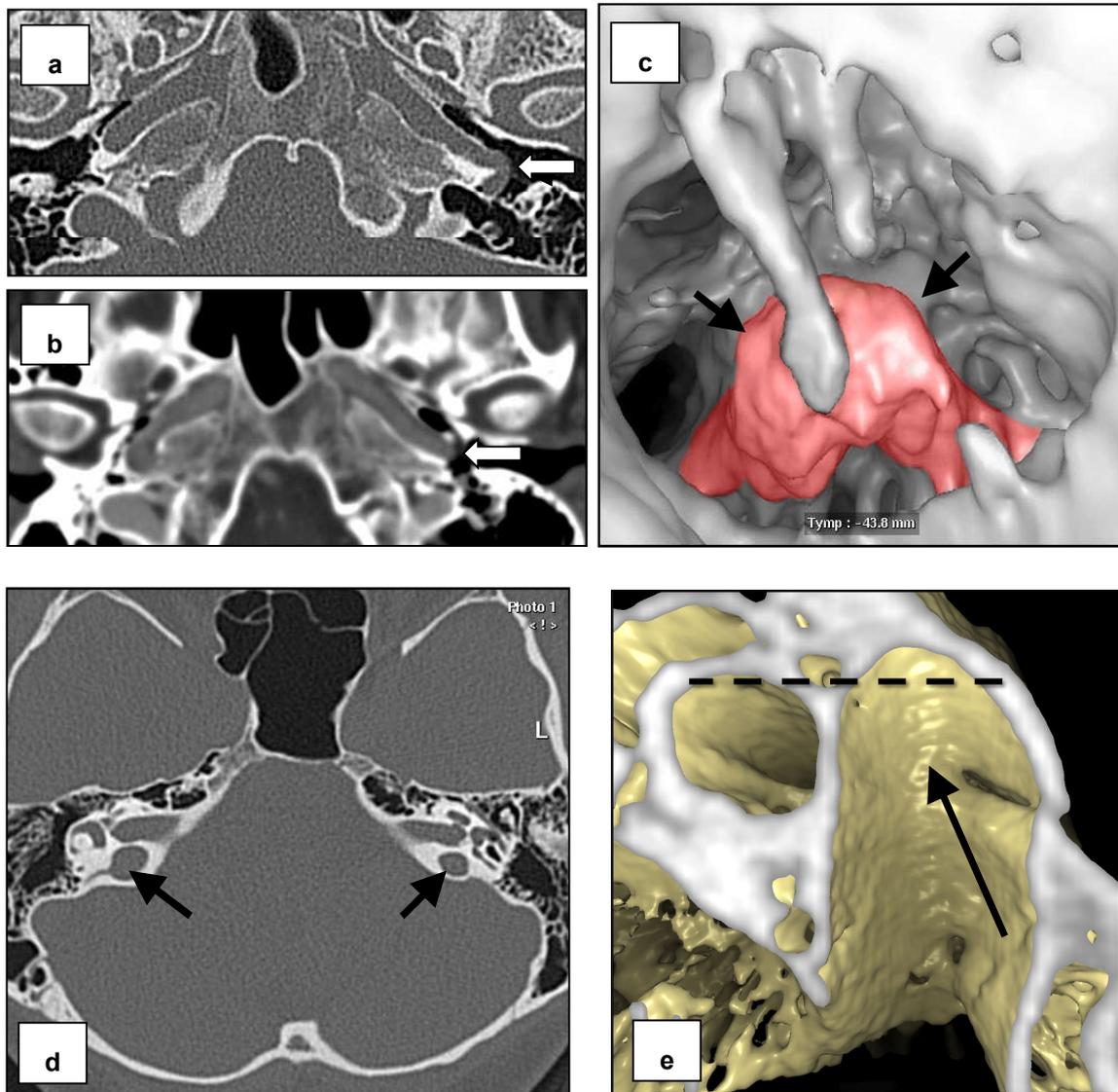


Abb. 31a-e: Vaskuläre Dysplasien des Schläfenbeins.

(a-c) Aberrante A. carotis interna in der linken Paukenhöhle (bestätigt durch explorative Tympanoskopie). (a) Axiales Schnittbild der hochauflösenden MS-CT in Höhe des Hypotympanons. (b) Korrespondierendes Schnittbild zu (a), reformatiert aus dem Datensatz der MS-CT-Angiographie (MS-CTA). (c) Laterale farbkodierte VO-Ansicht der linken Paukenhöhle. Das HR Schnittbild (a) zeigt eine weichteildichte Struktur, die sich vom Promontorium in den Canalis caroticus erstreckt (Pfeil). (b) Das MS-CTA-Bild weist den vaskulären Charakter der KM-anreichernden Struktur nach (Pfeil). (c) Das virtuell-otoskopische Bild visualisiert die intratympanale Lage und den Verlauf des Gefäßes (Pfeile). Das Gefäß zieht um das Promontorium herum und tangiert den Hammerstiel von medial. Die Farbkodierung illustriert den Befund, kann aber die hypotympanalen Gefäßgrenzen nicht exakt wiedergeben.

(d-e) Hochstehender Bulbus venae jugularis beidseits (Pfeile). (d) Axiales Schnittbild der MS-CT. (e) 3D-Rekonstruktion als parasagittales anatomisches Schnittbild durch das linke Felsenbein. Die Kuppe des Bulbus überragt deutlich den Oberrand des rostral angrenzenden inneren Gehörgangs (gestrichelte Linie).

2.1.2.3 Gesamtkollektiv MS-CT

Von den 200 mittels MS-CT untersuchten Patienten wiesen 74 Patienten einen Normalbefund, 18 einen regelrechten postoperativen Status und 12 Patienten operationsrelevante anatomische Normvarianten bzw. dysplastische Veränderungen auf.

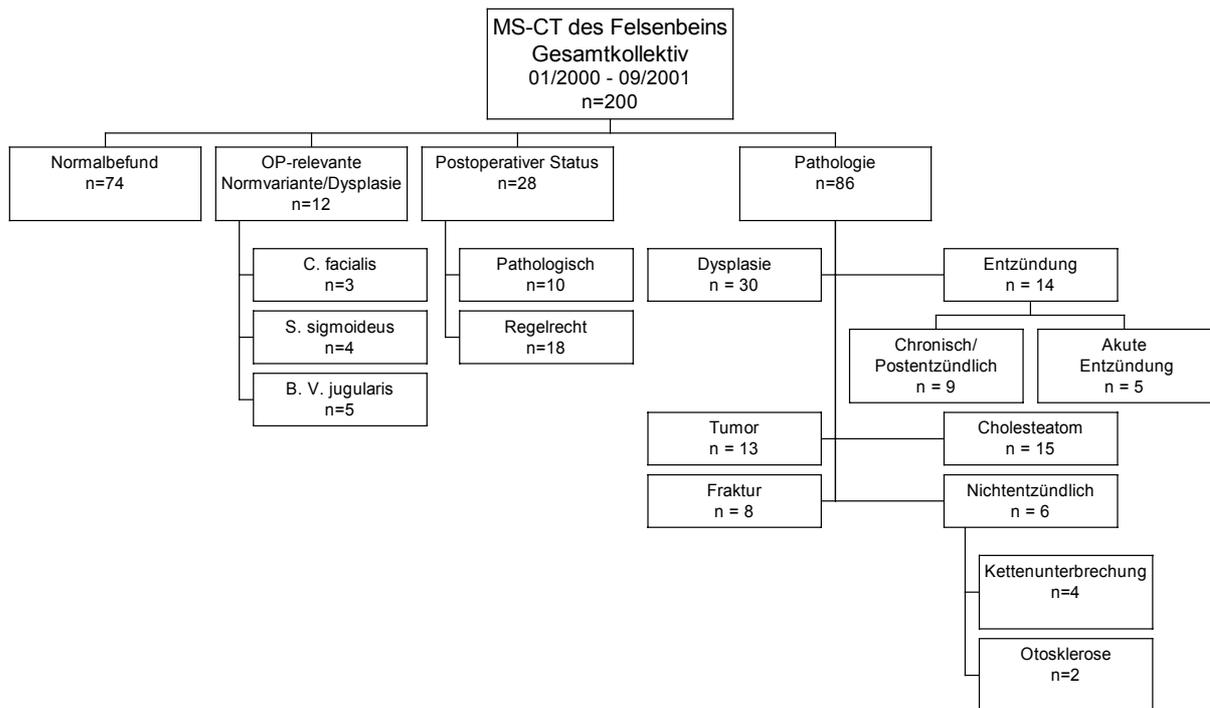


Abb. 32 : Übersicht der Bildgebungsbefunde des Gesamtkollektivs (MS-CT des Felsenbeins)

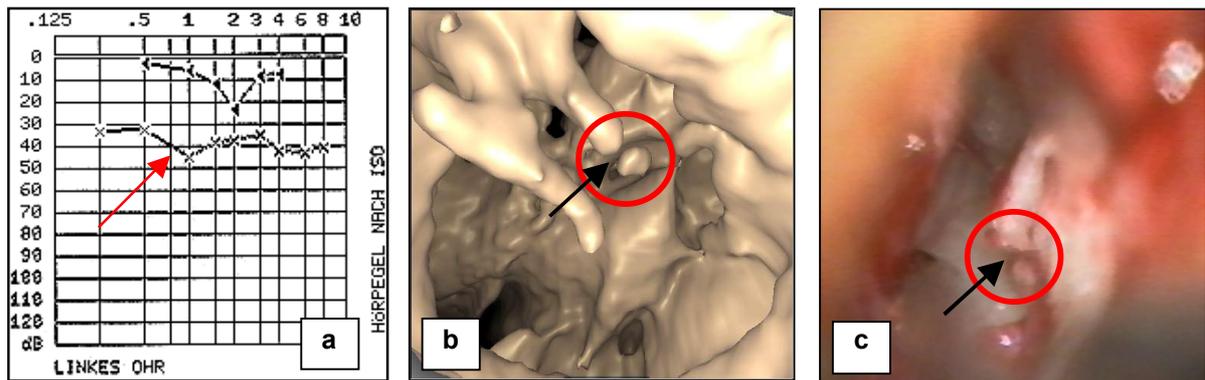


Abb. 33a-c: Virtuelle Otoskopie bei operativ bestätigter Unterbrechung der Ossikelkette

(a) Präoperatives Audiogramm. Der audiometrische Befund zeigt eine Schalleitungskomponente von bis zu 40 dB bei 0,75 – 1 kHz (Pfeil). (b) Weichteilbetonte VO-Ansicht (b) sowie Photo des OP-Situs (c). Die Kettenunterbrechung (Pfeil) in Höhe des Incudostapedial-Gelenks (Kreis) ist dargestellt.

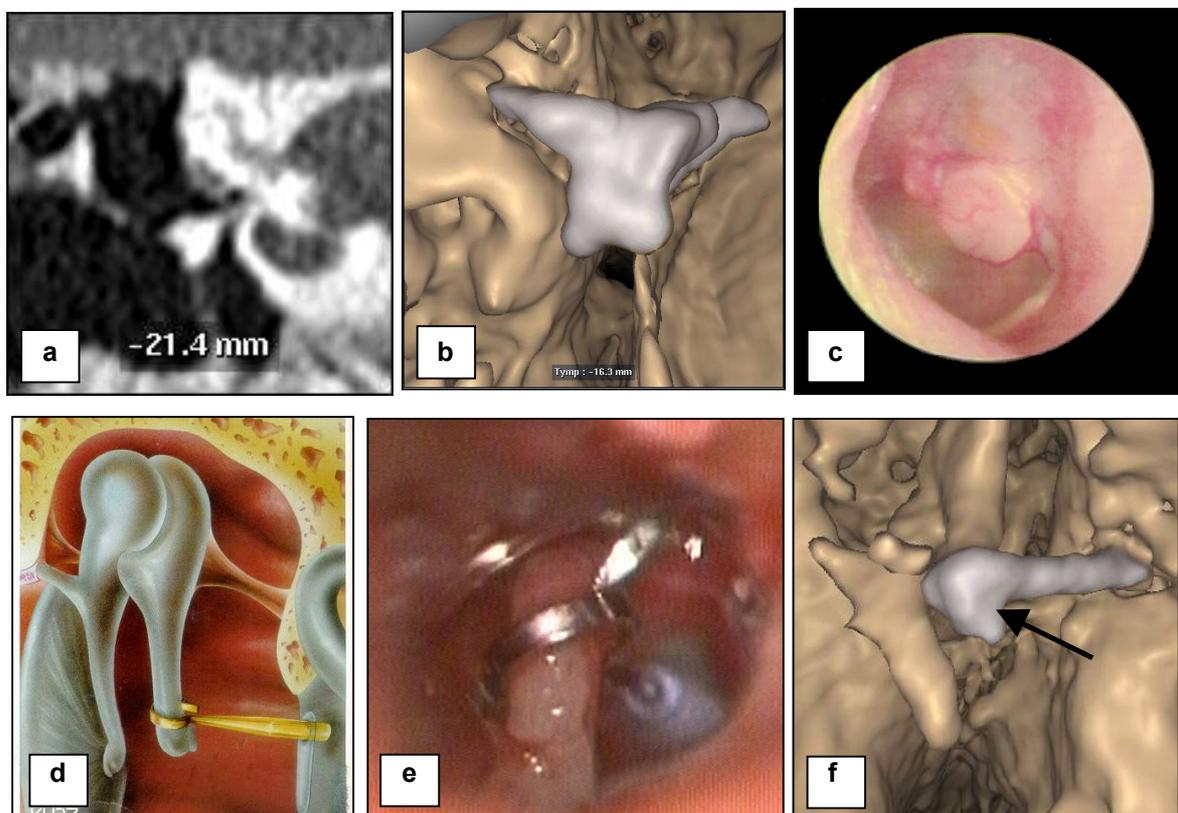


Abb. 34a-f: Bildgebung des postoperativen Status bei Tympanoplastik (TORP/PORP).

(a-c) Totaler Ossikel-Ersatz (TORP) durch ein knöchernes Interponat (Columella) zwischen Trommelfell und ovalem Fenster, abgebildet als koronare MPR (a), virtuell-otoskopische Ansicht der farbkodierten Columella von lateral (b) sowie anhand eines otoendoskopischen Bildbeispiels (c). Die Columella zeigt die charakteristische breite Auflagefläche am Trommelfell. (d-f) Partieller Ossikel-Ersatz (PORP), Stapes-Prothese. (d) Schematische Skizze einer Stapes-Prothese. (e) OP-Bild, Ansicht von lateral. (f) Farbkodierte VO-Ansicht einer Stapes-Prothese. Die Verbindungsstelle zwischen langem Amboß-Fortsatz und Stapes-Prothese (Pfeil) ist mit einem Bindegewebslappen umschlagen.

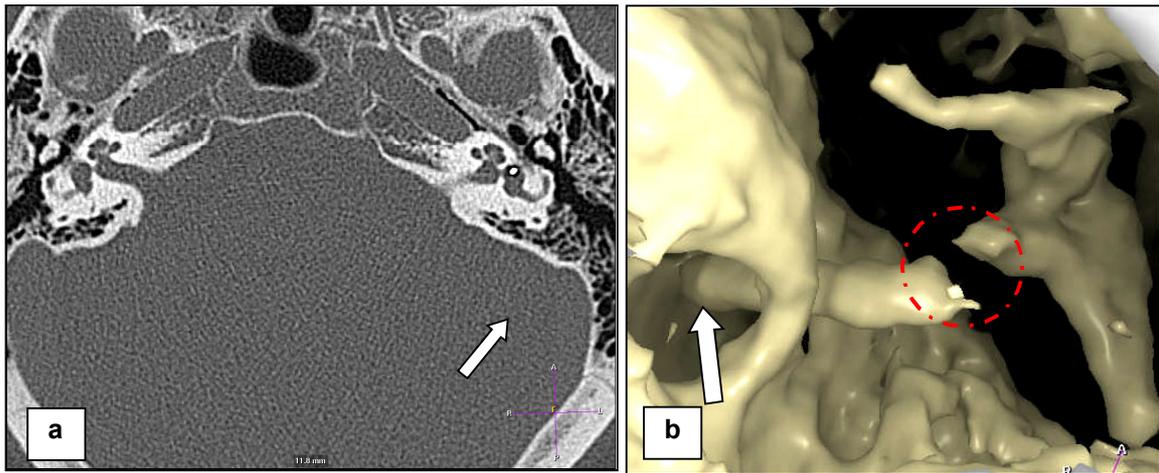


Abb. 35: Luxation der Stapesprothese in das Vestibulum mit Kettenunterbrechung.

(a) MS-CT, axiales Schnittbild. Eine metall-dichte Struktur stellt sich innerhalb des linken Vestibulums dar (Pfeil). (b) Knochenbetonte VO-Ansicht von hypotympanal auf die intravestibuläre Stapesprothese (Pfeil) durch das runde Fenster. Aufgrund der Prothesenluxation ist die Verbindung zum langen Amboßfortsatz unterbrochen (Kreis).

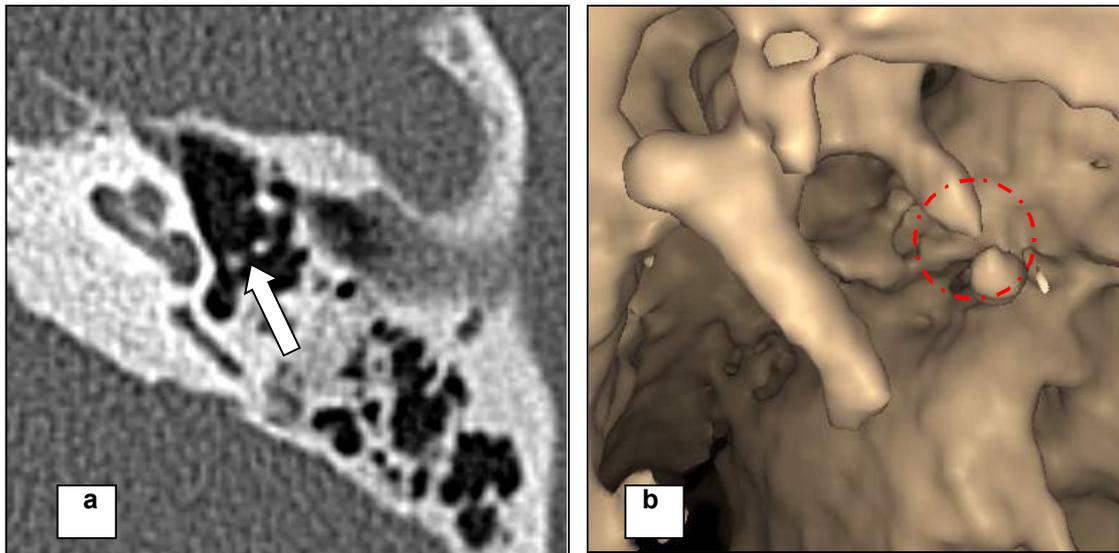


Abb. 36a-b: Artificielle Kettenunterbrechung in der Bildgebung.

(a) MS-CT, axiales Schnittbild in Höhe des Incudostapedial-Gelenks. Eine Kontinuität zwischen langem Amboßfortsatz und Stapeskopf ist nicht sicher erkennbar (Pfeil). (b) Weichteilbetonte VO-Ansicht des Mesotympanons von lateral. Auch hier ist der Befund einer Kettenunterbrechung (Kreis) zu erheben, der jedoch audiometrisch keine Bestätigung fand.

2.1.2.4 Korrelation von Bildgebung und Klinik

Insgesamt konnten die radiologischen Befunde bei 60% der evaluierten Patienten mit klinischen Daten korreliert werden.

OP-BERICHTE

Von neunzehn Patienten (15,1% aller Patienten mit pathologischen Befunden in der Bildgebung) lagen OP-Berichte vor, die eine detaillierte Beurteilung des ossikulären Status ermöglichten.

Folgende Befunde wurden erhoben (Gegenüberstellung OP-Bericht/Bildgebung):

- Dymorphie (n = 6/6),
- Destruktion (n = 4/3),
- Dystopie (n = 6/6),
- Keine Pathologie (n = 4/5).

Die Differenzen zwischen Bildgebung und OP-Bericht bezüglich der Befunde ohne Pathologie bzw. der Zahl der ossikulären Destruktionen waren auf einen Patienten zurückzuführen, in dessen OP-Bericht explizit das Fehlen des Ambosses beschrieben worden war. Die CT-Untersuchung war 10 Tage vor der Operation durchgeführt worden und wurde zur Befundkontrolle ein zweites Mal nachverarbeitet. Hier zeigten sich zweifelsfrei eine unauffällige Morphe und Lage des Ambosses auf der operierten Seite (siehe Abb. 37), so daß kein begründeter Zweifel an der Korrektheit des Bildgebungsbefundes bestand.



Abb. 37: Befunddivergenz zwischen Bildgebung und OP-Bericht.

In axialen Schnittbildern (a-b) und der lateralen VO-Ansicht (c) sicherer Nachweis des kurzen (a) und langen (b-c) Amboß-Fortsatzes, der im Bericht der 10 Tage später erfolgten Operation als fehlend beschrieben wurde.

Unter Berücksichtigung dieser Korrektur zeigte sich eine vollständige Übereinstimmung in der Detektion operativ bestätigter ossikulärer Pathologien überhaupt sowie für jede der gewählten pathologischen Kategorien (Dysmorphie etc.) zwischen Bildgebung und OP-Befund.

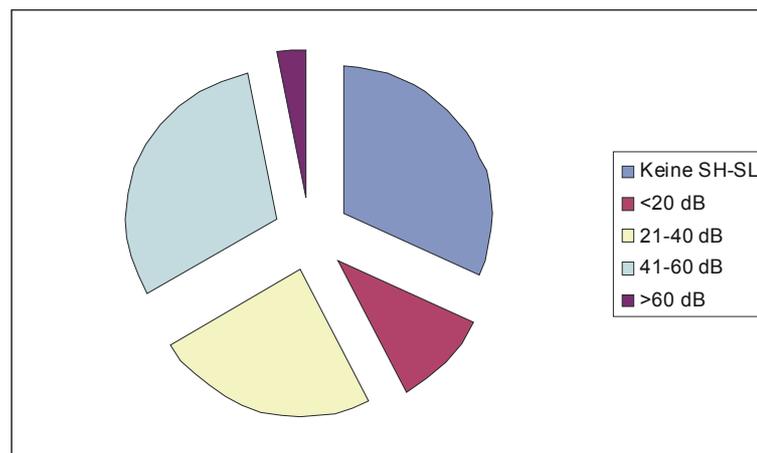


Abb. 38: Verteilung der intervallskalierten SL-SH im Hauptsprachbereich in der Gruppe der Patienten (n = 41), bei denen die Befunde der Bildgebung und Audiometrie korreliert wurden.

Bei 32/34 Patienten (94%), die präoperativ einer petrosalen HR CT unterzogen worden waren, konnte das geplante therapeutische Procedere durchgeführt werden, ohne daß intraoperativ Befunde erhoben wurden, die in der präoperativen Bildgebung erfaßbar gewesen wären. Bei einem Patienten war die Kalottenbreite präoperativ als hinreichend zur Schrauben-Implantation beschrieben worden, während der intraoperative Verlauf durch den Durakontakt kompliziert wurde. Bei einem anderen Patienten wurde in der präoperativen Bildgebung eine Dehiszenz des Canalis facialis nicht beschrieben und erst intraoperativ detektiert. Die retrospektive Auswertung der CT-Aufnahmen ließ diese Dehiszenz allerdings eindeutig erkennen, im Sinne einer unvollständigen Befunderhebung

AUDIOMETRIE

Bei 41 Patienten mit pathologischen Befunden in der Bildgebung wurden insgesamt 66 Mittelohr-Befunde mit den audiometrischen Messergebnissen korreliert. Die mittlere SL-Schwerhörigkeit bzw. SL-Komponente bei kombinierter Schwerhörigkeit betrug gemäß der Reinton-Audiometrie im Hauptsprachbereich $39,0 \pm 17,2$ dB.

Der Korrelationskoeffizient nach Spearman (r_s), als Maß der Übereinstimmung zwischen den intervallskalierten Befunden der Bildgebung und Audiometrie betrug 0,89.

2.1.3 DISKUSSION

DATEN-AKQUISITION

Die Entwicklung der otologischen Bildgebung ist gekennzeichnet durch das Bemühen, die komplexe, multi-kompartimentelle (Patho-) Anatomie des Felsenbeins überlagerungsfrei, hoch auflösend sowie den klinischen Fragestellungen angepaßt darzustellen. Während dies in den Anfängen der Radiologie vorwiegend durch die Wahl von verschiedenartigen Projektionen geschah, die jede für sich einen überlagerungsarmen Blick auf bestimmte petrosale Segmente ermöglichten [75,139,184,199], ergab sich durch die Techniken zunächst der analogen [26], sowie ca. vier Jahrzehnte später durch die digitale (Computer-) Tomographie erstmals die Möglichkeit, die petrosalen Binnenstrukturen mittels Röntgentechnik überlagerungsfrei abzubilden. Seit der Einführung der Computertomographie in die petrosale Bildgebung sind mehr als 120 Publikationen erschienen, die sich mit dieser Thematik unter verschiedenen Gesichtspunkten beschäftigen.

Die diagnostische Wertigkeit der Schnittbildgebung bestimmt sich weitgehend nach der Eignung des gewählten Untersuchungsprotokolls, die charakteristischen Bildmerkmale und kritischen Bildelemente scharf abgrenzbar darzustellen, wobei wichtige Bilddetails des Felsenbeins im Größenbereich ≤ 1 mm liegen [23], teilweise unter 0,5 mm [7]. Um diesen Anforderungen gerecht zu werden, wurden, neben der axialen Schichtung des Felsenbeins mittels hochauflösender CT, Konzepte zur ergänzenden Schichtung klinisch relevanter Strukturen [112,202,216,231] sowie zusätzliche Techniken der Rohdaten-Nachverarbeitung [28] entwickelt.

Einschränkungen in der Darstellung subtiler anatomischer Strukturen unterliegt die hochauflösende CT insbesondere aufgrund des sog. Partialvolumeneffekts, der ein prinzipielles Problem der digitalen Bildgebung überhaupt darstellt [185,213]. Liegt der Durchmesser der diagnostisch relevanten Struktur unterhalb der minimal erreichbaren Schichtdicke, teilt sich diese Struktur die sie repräsentierenden Bildpunkte (Pixel) bzw. die Bild-Volumenelemente (Voxel) mit anderen Strukturen, das heißt, sie stellt nur ein >Partialvolumen< des abgebildeten Voxels dar. Dadurch sind Morphe und tatsächliche Größe der relevanten Struktur im Bild nicht sicher beurteilbar. Eine Reduktion des Partialvolumeneffekts wird durch die Verringerung der Schichtdicke, im Rahmen der Felsenbeinbildgebung im Submillimeter-Bereich,

erreicht. Hier liegt der methodische Vorteil der Mehrschicht-Spiral-CT begründet, die bei einer Schichtdicke von 0,5 mm (gegenüber 1mm in herkömmlicher CT-Technik) nicht nur den Partialvolumeneffekt deutlich verringert, sondern durch optimierte Rekonstruktionsfilter darüber hinaus die z-Achsenauflösung verbessert (Auflösung in der Längsachse des Patienten) [53,180].

In unseren Untersuchungen konnten auch die kritischen Bildelemente geringster Größe anhand des primären Schnittbildsatzes bzw. daraus direkt abgeleiteter Bildreformationen sicher beurteilt werden [102]. Insbesondere die scharfe Abgrenzbarkeit der für die Schalleitung bedeutsamen Stapes-Suprastruktur, deren geringster Durchmesser (vorderer Schenkel) mit ca. 0,4 mm angegeben wird [7], war in unseren Untersuchungen, im Gegensatz zur konventionellen CT-Technik [78,93], in den klinisch unauffälligen Mittelohren regelhaft gegeben [102]. Zusätzliche Schichtungen in anderen Raumebenen waren bei der petrosalen Bildgebung mittels MS-CT nicht erforderlich, was durch die Erfahrungen anderer Untersucher bestätigt wird [35,110,178]. Venema et al. verglichen koronar ausgeführte Felsenbein-Schichtungen mit koronaren MPR aus Datensätzen des Spiral-CT mit 0,5 mm Kollimation und bewerteten die Bildqualität beider Techniken als äquivalent [217].

Ein weiterer Vorteil der MS-CT liegt in der Verkürzung der Untersuchungszeit auf ca. 13-15 Sekunden [102] begründet, die sich in unserem Kollektiv als klinisch relevanter Vorteil bei eingeschränkt kooperationsfähigen Patienten erwies, insbesondere bei Kindern. Da die operative Versorgung schwerhöriger bzw. gehörloser Kinder zwecks Initiierung zentralnervöser Reifungsprozesse möglichst im Frühkindesalter erfolgen sollte [108] und die petrosale CT dabei eine wichtige präoperative Maßnahme darstellt, ist die gegenüber der ES-CT auf 1/4 bis 1/8 verringerte Untersuchungsdauer für diese Patientengruppe im Hinblick auf die Narkoseindikation bedeutsam. Nur bei zwei Kleinkindern, bei denen nachfolgend weitere, teilweise invasive Untersuchungen geplant waren, wurde auch die MS-CT in Narkose durchgeführt. Der historische Vergleich mit der in der Ortsauflösung unterlegenen mehrdimensionalen, konventionell-tomographischen Untersuchung der Felsenbeine in 1 mm Schichtabstand mit einer Untersuchungszeit von 30 Minuten [14] verdeutlicht die Veränderung der Zeitdimension. Auch bei anderen pädiatrischen CT-Indikationen wurde über eine Verringerung der Sedierungs-Frequenz durch den Einsatz der MS-CT berichtet [162].

Da petrosale Malformationen aufgrund ihrer Vielgestaltigkeit, ihres syndromalen Auftretens und der hinsichtlich operativer Maßnahmen erforderlichen hohen Detailauflösung besondere Anforderungen an die Bildgebungstechnik stellen [11,196,202], nimmt die CT hier einen wichtigen Platz ein [11,25,99,111,122,140,149,161,195,203,205]. In unserem Kollektiv konnten verschiedenartige, teilweise syndromale Dysplasien mittels der HR MS-CT umfassend charakterisiert werden, ohne daß zusätzliche Techniken der Datenoptimierung erforderlich waren [99]. Die MS-CT ermöglichte darüber hinaus die nicht-invasive Diagnose einer vaskulären Dysplasie (aberrante A. carotis interna in der Paukenhöhle) bei nur 50 Sekunden zusätzlicher Scanzeit. In der weit überwiegenden Zahl der Patienten mit Dysplasien des äußeren Gehörgangs (>90%) wurden in Übereinstimmung mit anderen Autoren verschiedenartige ossikuläre Dysplasien detektiert [14,140], wobei der Stapes in mehr als 2/3 der Patienten eine regelrechte Suprastruktur und somit die geringste Zahl dysplastischer Affektionen aufwies. Auch in den Untersuchungen von Mayer et al. zur Bildgebung petrosaler Dysplasien mittels konventioneller HR CT bei 92 Patienten mit Malformationen des Außenohrs und äußeren Gehörgangs war der Stapes vergleichsweise seltener von Fehlbildungen betroffen, ebenso wie andere Strukturen aus dem Grenzbereich zwischen knöchernem Labyrinth und Kiemenbögen (ovales Fenster, tympanales Segment des C. facialis) [140].

Eine von uns nicht evaluierte Indikation zur petrosalen MS-CT ist prospektiv in der Bildgebung zur computergestützten, intraoperativen 3D-Navigation zu sehen. Gunkel et al. definieren in ihren Arbeiten zu diesem Thema die eingeschränkte Ortsauflösung der CT als wichtigen limitierender Faktor im Hinblick auf die Präzision der intraoperativen 3D-Navigation [65,66] und postulieren als Qualitätskriterien der CT eine lückenlose Aufzeichnung des Datensatzes ohne Bewegungsartefakte, mit maximaler Auflösung sowie weitgehend isotropen Voxeln. Diesen Anforderungen kann nur die MS-CT gerecht werden, wobei allerdings die technischen Spezifikationen der MS-CT-Scanner (z.B. die minimale Schichtdicke) Herstellerabhängig Unterschiede aufweisen [141,180].

Einen wesentlichen Aspekt bei der Indikationsstellung zur Durchführung einer petrosalen CT-Untersuchung stellt, neben den zu erwartenden diagnostischen Bildinformationen, die mit der Untersuchung verbundene Strahlenexposition dar. Im Rahmen der Schädelbasisbildgebung ist vorwiegend die Augenlinse als

strahlensensibles Organ zu nennen, da bei der von uns gewählten und allgemein verbreiteten axialen Schichttechnik keine Primärstrahlen-Exposition der Schilddrüse gegeben ist [113].

Als prinzipieller Nachteil der MS-CT im Hinblick auf die Strahlenexposition in der petrosalen Bildgebung ist die fehlende Option der Röhrenkipfung im Spiral-Modus zu nennen. Die Röhrenkipfung wird üblicherweise sowohl in der Einzelschicht-Spiral-CT wie auch in der Inkremental-CT eingesetzt, um eine Orientierung des Scans an der supraorbitomeatalen oder infraorbitomeatalen Basislinie zu erreichen. Dadurch wird gewährleistet, daß die Augenlinsen jenseits des Messfeldes liegen [114,125,159]. Diese Möglichkeit zur Reduktion der Linsenexposition bietet die MS-CT nicht, da die gegenwärtig eingesetzten Rekonstruktions-Algorithmen keine adäquate Bildqualität bei Anwendung der Gantry-Kippung im Spiralmodus erlauben. Erste Arbeiten über Ursachen und mögliche Korrekturansätze liegen mittlerweile vor [84], so daß eine Aufhebung dieser methodischen Limitation zu einem späteren Zeitpunkt zu erwarten ist. Allerdings wurde auch für die Linsen-schonende Schichtführung in der konventionellen petrosalen HR CT eine Strahlenexposition der Augenlinsen bestimmt [159]; diese betrug ca. 1/5 der von uns unter Verwendung des Linsenschutzes bestimmten Oberflächendosis [159].

Ein strahlenhygienisch relevanter Aspekt ist darüber hinaus durch die Divergenz zwischen strahlenexponierter Schichtbreite und aktivierter Detektorbreite gegeben. Um Artefakte aufgrund der Exposition randständiger Detektoren durch die Röntgenstrahl-Penumbra zu unterdrücken, wird der Röntgenstrahlfächer bei der MS-CT regelhaft über die aktivierten Detektorelemente hinaus ausgedehnt [123]. Die dadurch im Vergleich zur ES-CT zusätzlich entstehende Strahlenexposition steigt bei engerer Kollimation an und ist daher insbesondere in der hochauflösenden Bildgebung, wie der des Felsenbeins, von Bedeutung (ca. +40% bei 1 mm SD im Vergleich zur ES-CT) [123]. ADDIN

Zur Definition eines unter dem Gesichtspunkt der Strahlenexposition geeigneten Akquisitionsprotokolls wurden Voruntersuchungen an einem Kadaverphantom durchgeführt unter systematischer Reduktion des Strom-Zeit-Produkts (mAs). Gemäß den Leitlinien der Bundesärztekammer sind die Aufnahmeparameter der CT so zu wählen, daß das Bildelementrauschen die Erkennbarkeit von diagnosewichtigen Strukturen und Dichtedifferenzen nicht wesentlich einschränkt [23]. Da das räumliche Auflösungsvermögen wesentlich vom Bildelementrauschen

beeinflusst wird und dieses wiederum vom Strom-Zeit-Produkt abhängig ist [23], sind dem Bemühen um eine Dosisreduktion insbesondere bei enger Schichtführung zur Visualisierung subtiler Bilddetails Grenzen gesetzt.

Im Rahmen der Dosismessungen zeigte sich kein diagnostisch signifikanter Anstieg des Bildrauschens bei einer Reduktion des Strom-Zeit-Produkts auf bis zu 50 mAs. Die nach Maßgabe der einschlägigen Richtlinien und Übersichtsarbeiten zum Thema der petrosalen Bildgebung [16,28,112,147,191,200,202,216,231] definierten kritischen Bildelemente konnten regelhaft abgegrenzt werden. Das von uns gewählte Strom-Zeit-Produkt war deutlich niedriger als die von anderen Autoren für die Felsenbeinbildgebung unter Nutzung eines MS-CT Scanners beschriebenen Werte [58] und führte zu einer Erniedrigung der Kenngrößen der Strahlenexposition ($CTDI_w$, DLP_w , Effektive Dosis) auf ein Zehntel der Vergleichswerte der o.a. Autoren. Auch gegenüber den Arbeiten von Husstedt et al. [86,87] zur Dosis-Erniedrigung in der Felsenbeinbildgebung (durchgeführt an einem Einzelschicht-Spiral-CT), ist das mAs-Produkt in dem von uns definierten Protokoll um ca. 38% verringert.

Eine systematische Evaluation des jeweiligen Akquisitionsprotokolls liegt in der Verantwortung des Anwenders, da die nationalen und europäischen Richtlinien zur Qualitätssicherung und Dosisbegrenzung in der Computertomographie aufgrund konzeptioneller Schwächen und einer überalteten Datenbasis Einschränkungen unterworfen sind, wie Galanski et al. in einer jüngst veröffentlichten Studie betonen [55]. Insbesondere in Bezug auf die Felsenbeinbildgebung sind diese Quellen wenig hilfreich, da sich z.B. in den europäischen Richtlinien zur CT des Felsenbeins zu den wichtigen Dosiskenngrößen (mAs, kV, $CTDI_w$ und DLP_w) keine präzisen Angaben bzw. lediglich unverbindliche Formulierungen wie >Standard< finden [16].

Insgesamt erwies sich das von uns definierte Scanprotokoll zur hochauflösenden Bildgebung des Felsenbeins mittels Mehrschicht-Spiral-CT als eine für die Routinebildgebung geeignete Untersuchungstechnik, die das Potential der exzellenten Detailauflösung des MS-CT bei vergleichsweise geringem Strom-Zeit-Produkt nutzte. Dennoch erscheint eine Weiterentwicklung der MS-CT-Technik im Hinblick auf die Option einer Röhrenneigung im Spiralmodus dringend geboten; gerade in der otologischen Bildgebung sind Patientenkollektive anzutreffen, die sowohl im Kindesalter als auch zu späteren Zeitpunkten wiederholt einer Bildgebung unterzogen werden, z.B. bei Dysfunktion implantierter Aggregate, so daß hier eine kumulative Strahlenexposition der Linse gegeben ist.

DATEN-NACHVERARBEITUNG

Neben der Bilddatenakquisition sind die Auswertung (Bildanalyse) und Befundung, die Befund-Dokumentation sowie die Befund-Demonstration weitere wesentliche Elemente der radiologischen Diagnostik. In Abhängigkeit vom gewählten Untersuchungsprotokoll führt die Anwendung der MS-CT in der petrosalen Schnittbildgebung zu einer Erhöhung der Bildanzahl auf das Vier- Fünffache [101]. Diese Bildinflation erfordert neue Konzepte in der Auswertung und Befundung (interaktive Durchsicht des Bilderstapels an der Workstation), der Befunddokumentation (Hardcopy-Ausdruck jedes x-ten Bildes, ausgewählter Schnittbilder und/oder von Bildrekonstruktionen) sowie der Befunddemonstration (Bilddatenprojektion über PC/Video-Beamer, Präsentation an der Workstation, Demonstration von Bildrekonstruktionen). Neben der zeitintensiven Auswahl geeigneter, Befund-relevanter Schnittbilder durch den Radiologen erfährt die Daten-Nachverarbeitung eine zunehmende Bedeutung [176].

Die Bildqualität der verschiedenartigen 2D-Reformationen (multiplanar, kurviplanar) wird durch die Größe und Form der Voxel bestimmt. Je mehr sich die Voxel-Form einem Quader annähert, desto mehr gleicht sich die Bildqualität der reformatierten Bilder derjenigen der axialen Quelldaten an [19,67,170]. Das Ideal des würfelförmigen Voxels wird als Isotropie (nach allen Raumrichtungen hin gleiche Eigenschaften) bezeichnet. Das Qualitätskriterium der Isotropie war in der hochauflösenden CT bis zur Einführung der Mehrschicht-Technik nicht erreichbar, da die Auflösung in der Körperlängsachse des Patienten (z-Achse) aufgrund technischer Limitationen der Auflösung in der Schnittbildebene nicht angeglichen werden konnte. Diese Limitation wird durch die MS-CT aufgehoben [53,54,170,178,208]. Da 2D-Bildreformationen eine verbreitete Nachverarbeitungstechnik petrosaler Schnittbilddaten darstellen [28,140], wird auch diesbezüglich die Felsenbeinbildgebung durch den Einsatz der MS-CT wesentlich unterstützt.

Prinzipiell stellt die CT-basierte Bildgebung eine Grauwert-kodierte, zweidimensionale Visualisierungstechnik der komplexen, dreidimensionalen petrosalen (Patho-) Anatomie dar. Während der Radiologe im Rahmen der beruflichen Weiterbildung ein systematisches Training erfährt zur mentalen Reintegration der Bilddaten in ein 3D-Objekt, ist die Wertigkeit zunehmend zahlreicherer HR Schnittbilder als Informationsquelle des klinischen Adressaten (Otochirurgen) auf Station, im Patientengespräch sowie intraoperativ limitiert. Da

aufgrund der hohen Bildanzahl auch eine lückenlose Hardcopy-Dokumentation, u.a. aus wirtschaftlichen Gründen, nicht mehr möglich ist, treten weitere Einschränkungen hinzu. Diese Limitationen stellen wichtige Gründe für den Einsatz dreidimensionaler Nachverarbeitungstechniken in der petrosalen Bildgebung dar. Darüber hinaus kann die petrosale Pathoanatomie dem Otochirurgen in einer ihm vertrauten, dem intraoperativen Situs bzw. der Otoendoskopie-angenäherten Darstellungsweise abgebildet werden bei gleichzeitiger Kondensation der Bilddaten auf wenige Rekonstruktionen sowie jederzeitiger Abrufbarkeit der 3D-Bildinformation. Gegenüber dem intraindividuellen 3D-Transformationsprozess der Bilddaten während der Befunderhebung wird der Rekonstruktions-Prozess externalisiert und somit evaluier- und standardisierbar. Fallstricke dieser Art der Daten-Nachverarbeitung liegen in der Wahl ungeeigneter Rekonstruktionstechniken, fehlerhafter Rekonstruktionsprotokolle sowie unzulässiger Schlußfolgerungen durch den Diagnostiker in Unkenntnis methodischer Limitationen des Verfahrens.

Endoluminale 3D-Ansichten des Mittelohrs wurden 1993 von Ali et al. und 1995 von Hermans et al. beschrieben [1,76]. Die Begriffe der virtuellen Endoskopie der Paukenhöhle bzw. virtuellen Otoskopie wurden in der Folge von Pozzi Mucelli 1997 [166] sowie Frankenthaler 1998 eingeführt [52]. Seither ist eine Reihe von Arbeiten zur Thematik der endoluminalen Visualisierung von Mittel- und Innenohr-Strukturen erschienen, zumeist mit unterschiedlichen methodischen Ansätzen [17,56,76,100,101,183,186,187,210]. Mit Ausnahme der im Jahr 2001 publizierten Arbeiten von Wang et al. [218] (n = 40 Patienten) sowie Nakasato et al (n = 68), wurden die Untersuchungen weit überwiegend an kleinen bis sehr kleinen Gruppen von Probanden und/oder Patienten (Datensatz eines Probanden, [44]) durchgeführt. Erfahrungen mit der Technik der virtuellen Otoskopie auf der Basis eines unseren Untersuchungen vergleichbar großen Patientenkollektivs (n>120) sowie mit dem Einsatz der Mehrschicht-Spiral-CT lagen zum Zeitpunkt der Fertigstellung dieser Arbeit nicht vor.

In den methodischen Voruntersuchungen wurde zunächst eine Optimierung des Quelldatensatzes im Hinblick auf die 3D-Nachverarbeitung angestrebt. Für die 3D-Rekonstruktion gilt analog zu den 2D-Reformationen die weitgehende Voxel-Isotropie als primäres Ziel [19,67]. Dies wurde durch die Wahl einer Detektorkonfiguration von 4 x 0,5 mm erreicht, die bei einem FOV von 160 mm und einer Matrix von 512 Bildpunkten sowie einem Rekonstruktionsinkrement von 0,2 mm eine Voxelgröße

von ca. 0,3 x 0,3 x 0,3 mm ermöglichte. Als Rekonstruktionsverfahren wurde die Volume Rendering-Technik gewählt, die als einzige Technik eine variable endoluminale 3D-Visualisierung mit hoher Detailauflösung verbindet [24,44,50,67,174,175,177,186,209,210] und im Rahmen der petrosalen Bildgebung bereits von anderen Autoren mit Erfolg eingesetzt werden konnte [183,186]. Um eine Eignung des Volume Rendering-basierten Nachverarbeitungsprotokolls für die Routinebildgebung des Felsenbeins und somit die Anwendung auf ein großes Patientenkollektiv zu ermöglichen, wurde ein Schwellenwert-gesteuertes NV-Protokoll definiert, das anhand von Kadaverstudien auf methodische Limitationen überprüft wurde. Zur Annäherung an realendoskopische Bildmerkmale, wurde in Abweichung von anderen Arbeitsgruppen [183,209], auf das zusätzliche Informationspotential halbtransparenter petrosaler Ansichten verzichtet und eine opaque, oberflächenschattierte, endoluminale Sichtweise gewählt, deren Farbkodierung sich am Bildeindruck otoendoskopischer bzw. tympanoskopischer Ansichten orientierte. In Übereinstimmung mit anderen Arbeitsgruppen [78,158,223] erschienen auf der Basis unserer Studienergebnisse die oberflächenschattierten intratympanalen Ansichten am geeignetsten zur Abbildung der komplexen ossikulären Architektur. Die auf der Basis der methodischen Voruntersuchungen definierten Schwellenwerte zur VO der Ossikel (-450 - -650 HU), entsprachen den in anderen Studien [166,223] bestimmten Werte weitgehend (Pozzi Mucelli et al., 1997: -350 - -600HU; Yamada et al., 1999: -500 - -700).

Ebenso zeigten sich Übereinstimmungen mit anderen Autoren [218] bezüglich der eingeschränkten 3D-Darstellung intermediär- und weichteildichter Strukturen, während die ossikuläre Morphologie mit hoher Abbildungsstreuung dargestellt werden konnte [100]. Diese methodischen Limitationen sind für den Diagnostiker bedeutsam und unterstreichen den komplementären Charakter zwei- und dreidimensionaler Bildgebungstechniken. Eine vergleichende Evaluation der petrosalen 2D- und 3D-Bildgebung im Sinne konkurrierender Verfahren erscheint daher nur bedingt sinnvoll. Wang et al. verfolgten einen solchen Ansatz (2D vs. 3D) und ordneten den 3D-Ansichten der virtuellen Otoskopie eine vergleichsweise höhere Präzision in der Detektion ossikulärer Läsionen zu [218].

Die bisherigen Studien zur virtuellen Endoskopie der Paukenhöhle unterstrichen die Eignung dieser Bildgebungstechnik zur Visualisierung der ossikulären Pathoanatomie mit einer Sensitivität und Spezifität von $\geq 90\%$, wobei allerdings die

Zahlen der jeweils operativ evaluierten Bildgebungsbefunde noch begrenzt sind (n = 11-30) [78,218]. In unseren Untersuchungen erwies sich die VO-Bildgebung bei verschiedenartigen ossikulären Pathologien, insbesondere ossikulären Dysplasien, sowie in der prä- und postoperativen Evaluation als wichtige komplementäre Bildgebungstechnik zu den 2D-Bilddaten [100,101]. Diese Erfahrungen stehen weitgehend in Einklang mit den vorliegenden Ergebnissen anderer Arbeitsgruppen [78,158,166,218,223]. Himi et al. [78] betonen die Eignung der VO insbesondere zur präoperativen Darstellung der Ursachen einer ossikulären Fixation ohne Beteiligung des Stapes, im Rahmen der sog. >Pseudo-Otosklerose< [61]; das Nichterkennen dieser üblicherweise durch eine Fixation des Hammer-Kopfes verursachten Pathologie kann zu einem insuffizienten, da auf Stapedektomie ausgerichteten otochirurgischen Vorgehen führen [22,61,148].

Als Limitationen der virtuellen Otoskopie werden von anderen Autoren Schwellenwert-bedingte Verluste an Bildinformationen genannt, die homogenisierte Darstellung von Oberflächen unterschiedlicher Dichte, Einschränkungen in der Visualisierung weichteildichter intratympanaler Strukturen [218] sowie bildgebend unzureichend erfaßbare ossikuläre Pathologien, wie die knöchernen Fixation der Stapes-Fußplatte im Rahmen der fenestralen Otosklerose [78]. Die VO ist nach unseren Erfahrungen geeignet tympanosklerotische Veränderungen mitzuerfassen; die fenestrale Otosklerose ist jedoch eine vorwiegend klinische Diagnose [15,169] und war in unserem Patientengut mittels VO nicht darstellbar. Wenn auch die Prävalenz otosklerotischer Läsionen mit 2,5-10% im Rahmen von Autopsien relativ hoch ist, so ist die klinische Form, die durch eine eingeschränkte Beweglichkeit der Stapes-Fußplatte oder der Membran des runden Fensters zu einer Schalleitungsschwerhörigkeit führt, mit 0,3-0,4% deutlich seltener [43,169].

In unserem Kollektiv zeigten sich bei der Korrelation der Bildbefunde mit den audiometrischen Ergebnissen Divergenzen zwischen der bildgebend erfaßten ossikulären Morphologie sowie ihrer Funktion. Bei einem Patienten wurde die Diagnose einer Kettenunterbrechung bildgebend erhoben, obwohl der Audiometrie zufolge offenbar bindegewebige Bänder die Ossikelkette funktionell aufrechterhalten hatten. Umgekehrt wurden bei einigen Patienten lediglich Taillierungen des langen Amboß-Fortsatzes in der VO-Bildgebung detektiert bei erhaltener Kontinuität der Ossikelkette, obwohl der audiometrische Befund eine funktionelle Kettenunterbrechung nahelegte. Eine derartige Konstellation kann u.a. durch einen

bindegewebig atrophierten langen Amboßfortsatz verursacht werden [12,78]. Auffällig war bei drei Patienten, die eine Tympanoplastik Typ III mit Columella zwischen Trommelfell und ovalem Fenster erhalten hatten, der Nachweis einer SL-SH >30 dB trotz orthotoper Protheselage und -stellung. Diese Ergebnisse unterstreichen, daß andere Komponenten, wie die ossikuläre Schwingungsfähigkeit oder feine Bindegewebsbänder, die die Schallübertragung einschränken können, bildgebend nicht oder nur unzureichend erfaßbar sein können. Dennoch konnte in der weit überwiegenden Zahl der Patienten, bei denen Audiometrie und Bildgebungsbefunde korreliert wurden, der tympanale bzw. ossikuläre Status hinsichtlich Schalleitungs-relevanter Pathologien präzise charakterisiert werden (Korrelationskoeffizient nach Spearman $r_s = 0,89$).

Die Auswahl otologisch relevanter 3D-Ansichten war eine wichtige Voraussetzung für die klinische Akzeptanz der virtuellen Otoskopie. Zu diesem Zweck wurden im Rahmen einer interdisziplinären Arbeitsgruppe aus Neuroradiologen und otoendoskopisch erfahrenen HNO-Ärzten VO-Ansichten ausgewählt, die das standardisierte virtuell-otoskopische Protokoll definierten [101].

Auch die Dauer der Daten-NV zur virtuellen Endoskopie beeinflusst die Akzeptanz dieser Technik. Da einige Verfahren aufwendige Segmentations-Prozesse der pathoanatomisch relevanten Strukturen erforderten [52,172,183,186,187], von bis zu mehreren Stunden Zeitdauer [52], ist eine Eignung dieser Techniken in der Bildgebungsroutine nicht bzw. nur in geringem Umfang gegeben [209]. Die Wahl der Volume Rendering-Technik ermöglichte den Einsatz semi-automatisierter NV-Protokolle, so daß die mittlere Zeitdauer zur Durchführung der virtuellen Otoskopie 10 –12 Min. betrug [101], in Übereinstimmung mit der von Wang et al. ebenfalls unter Einsatz der VR-Technik bestimmten NV-Dauer (ca. 10 Minuten) [218]. Erst der Einsatz der VR-Technik ermöglichte die Anwendung des VO-Protokolls bei über 120 Patienten mit sicher oder fraglich pathologischen Befunden in der primären Schnittbildgebung.

Die virtuelle Otoskopie erwies sich dabei als komplementäres Bildgebungsverfahren, da sie die hinter den abgebildeten (endoluminalen) Oberflächen lokalisierte (Patho-) Anatomie nicht miterfassen kann und ihre Ergebnisse vor allem in der Zusammenschau mit den klinischen Befunden, insbesondere der Audiometrie, diagnostisches Gewicht erhalten [166,218].

Im Vergleich zur (realen) Otoendoskopie, die in der Regel einen Trommelfelldefekt voraussetzt und das Risiko von tympanalen Infektionen sowie ossikulären Verletzungen birgt bei inkompletter Untersuchbarkeit der Paukenhöhle [93-96,160], kann die nicht-invasive virtuelle Otoskopie alle tympanalen Kompartimente visualisieren, allerdings ohne die Option einer endoskopischen Biopsie/Intervention.

2.2 Bildgebung des Innenohrs, MAI und KHBW

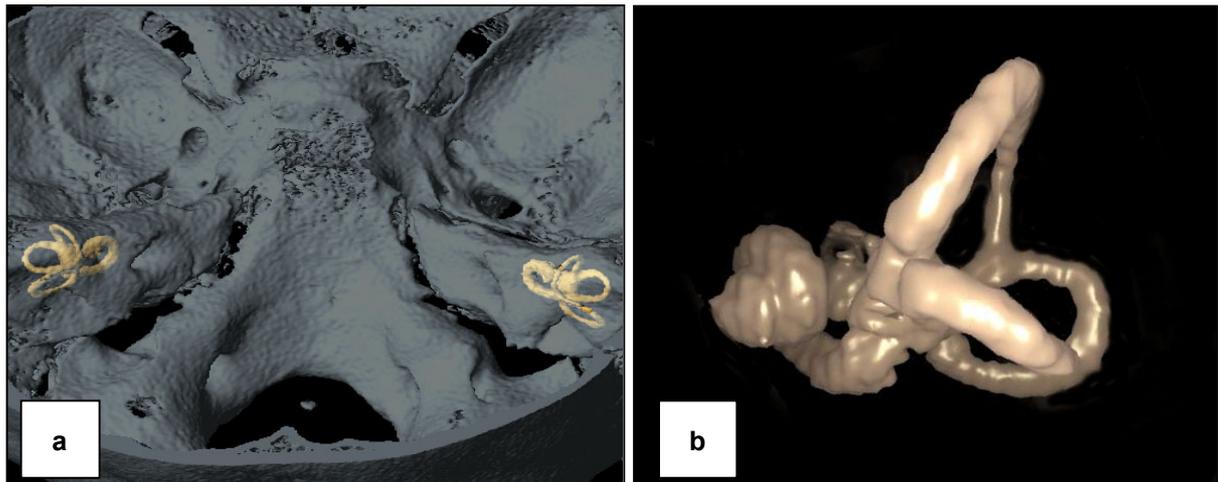


Abb. 39a-b: Farbkodierte Darstellung des Innenohrs aus der hochauflösenden CT und MRT.

(a) MS-CT. Lage des Innenohrs im Felsenbein, kranio-dorsale Aufsicht auf die mittlere Schädelgrube. (b) MRT. 3D-Ansicht des Labyrinths von anterolateral.

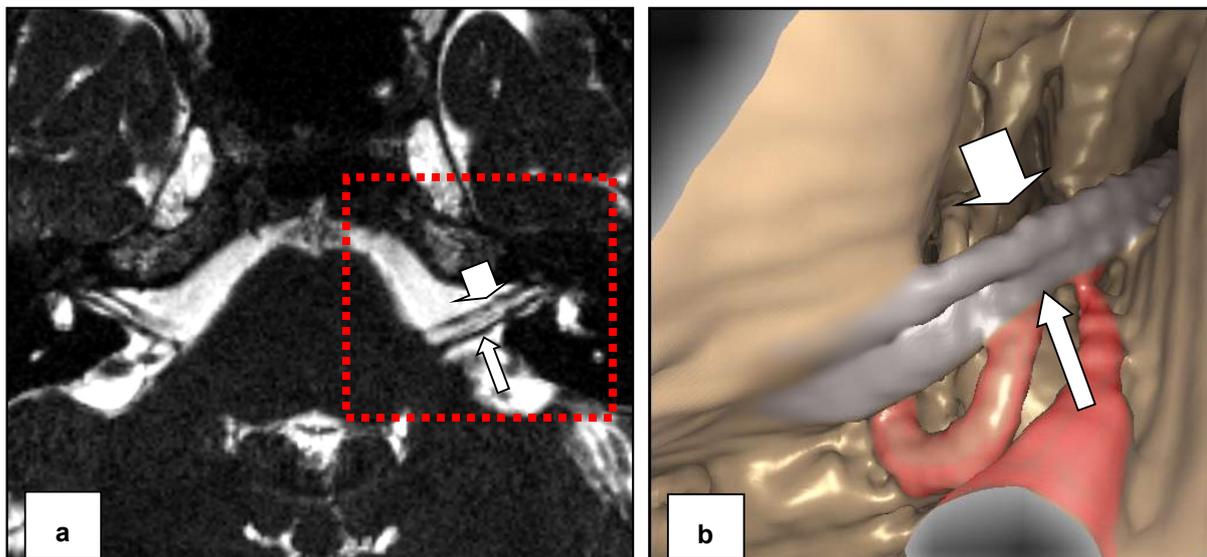


Abb. 40: Darstellung des linken KHBW mit den HN VII (kurzer Pfeil) und VIII (langer Pfeil).

Aus Datensätzen der MRT (3DFT CISS-Sequenz). (a) axiales hochauflösendes Schnittbild. (b) farbkodierte virtuell-zisternoskopische Ansicht (Hirnnerven grau, AICA rot) des linken KHBW (anderer Patient) von rostral (b).

2.2.1 MATERIAL UND METHODEN

2.2.1.1 Methodische Voruntersuchungen

2.2.1.1.1 DATEN-AKQUISITION

Die erstmals 1993 von Casselman et al. vorgestellte stark T2-gewichtete Gradientenecho Sequenz 3DFT (dreidimensionale, Fourier-transformierte) CISS (**C**onstructive-**I**nterference-in-**S**teady-**S**tate) [33], wurde als methodische Grundlage gewählt, da ihre Eignung zur HR Bildgebung des Innenohrs, inneren Gehörgangs und Kleinhirn-Brückenwinkels in mehreren Studien nachgewiesen werden konnte [30,32,33,73,189,193,226]. Die Untersuchungen wurden mittels Kopfspule durchgeführt in einem 1,5 Tesla MR Scanner (Magnetom Vision, Siemens, Erlangen).

INNENOHR

► Einschub: Terminologie des Innenohrs in der MRT-Bildgebung

Wie o.a. (→P. 1.3) wird unter der Bezeichnung >Innenohr< der im Felsenbein lokalisierte Anteil des Hör- und Gleichgewichtsorgans verstanden [51]. Das Innenohr unterteilt sich weiter in das knöcherner sowie das darin bindegewebig aufgehängte häutige Labyrinth. Zwischen dem knöchernen und dem häutigen Labyrinth befindet sich die Perilymphe [156], die in der nachfolgend beschriebenen, stark T2-gew. MRT-Bildgebung des Innenohrs ebenso zur Signalentstehung beiträgt wie die Endolymphe des häutigen Labyrinths. Aus diesem Grund ist es, bezogen auf die evaluierte MRT-Sequenz weder korrekt von der Bildgebung des Innenohrs zu sprechen (das knöcherner Labyrinth wird nicht dargestellt), noch von der des häutigen Labyrinths (die Perilymphe wird hierbei nicht eingeschlossen). In der Literatur wird diese Unterscheidung im Zusammenhang mit der verwendeten MRT-Sequenz zumeist nicht getroffen und entweder summatorisch von der Bildgebung des Innenohrs gesprochen oder der des häutigen Labyrinths [3,32,33,44,71-73,189]. In Kenntnis dieser terminologischen Ungenauigkeiten wird im Rahmen der vorliegenden Arbeit unter dem Begriff des Innenohrs ebenso wie dem des Labyrinths im Zusammenhang mit der MRT das häutige Labyrinth zuzüglich der Perilymphe verstanden.

Folgende Kriterien wurden als Zielgrößen der MRT-gestützten Schnittbildgebung des Innenohrs definiert:

- Hohe Ortsauflösung,
- Weitestgehend isotrope Voxel,
- Regelmäßige, scharfe Abgrenzbarkeit der kritischen Bildelemente,
- Cochlea inklusive des interskalaren Septums,
- Vestibulum,
- Superiorer, lateraler und posteriorer Bogengang,
- Eignung für den Einsatz in der neuroradiologischen Bildgebungsroutine (Akquisitionszeit <15 Minuten).

MAI/KHBW

Die Primärdatensätze für das virtuell-zisternoskopische Bildgebungsprotokoll sollten folgenden Anforderungen genügen (entsprechend der Reizleitung vom Innenohr zum Gehirn):

- Differenzierbarkeit der Nn. vestibularis inferior/superior, cochlearis und facialis im Fundus des MAI,
- Vollständige Abbildung des intrazisternalen Verlaufs der Hirnnerven (HN) V –VIII,
- überlagerungsfreie Abbildung der Wurzeleintrittszone (WEZ) der Hirnnerven V-VIII am Hirnstamm.

Bei insgesamt sechs Probanden, bei denen weder klinisch noch anamnestisch Zeichen einer Innenohr- und/oder HN-Affektion zu erheben waren, wurden die Parameter der Datenakquisition wie folgt systematisch variiert (zeitversetzte Messung des Phasen-Oversampling):

- Schichtdicke 1,0 0,75 0,5 mm,
- Matrix 526² 256² 128² Pixel,
- Ausleserichtung P → A R → L,
- Phasen-Oversampling 100% 75% 50%.

Anschließend wurde im Rahmen eines Konsensus-Reading durch zwei Neuroradiologen die Sequenz definiert, die sowohl in den primären Schnittbilddatensätzen wie auch in den abgeleiteten zwei- und dreidimensionalen Rekonstruktionen des Labyrinths und der basalen Zisternen die höchste Bildqualität ermöglichte.

2.2.1.1.2 DATEN-NACHVERARBEITUNG

Zunächst erfolgte der Datentransfer über interne Netzwerkverbindungen auf eine Workstation mit Softwaremodulen für das Volume Rendering sowie zur endoluminalen Navigation (EASY VISION 4.1, Philips, Holland).

INNENOHR

Folgendes Anforderungsprofil für die 3D-Bildgebung des Labyrinths wurde definiert:

- Direkte Übernahme der hochauflösenden MRT-Datensätze ohne zusätzliche Segmentations- bzw. Editierschritte,
- Option der (Teil-) Automatisierung der NV durch anwenderseitig definierte Rekonstruktionsprotokolle,
- Gute bis sehr gute Bildqualität, auch bei starker Vergrößerung von Bilddetails,
- Überlagerungsfreie und scharf abgrenzbare Darstellung aller pathoanatomisch relevanten Kompartimente des Labyrinths (Cochlea, Vestibulum und alle drei Bogengänge),
- Schnelle und variable Änderung der Ansichtsposition,
- Vergleichbare bzw. geringere Zahl an 3D-Ansichten, bezogen auf die etablierte NV-Technik der MIP,
- Vergleichbare bzw. kürzere Nachverarbeitungs-Dauer bezogen auf die MIP,
- Vergleichbare oder kürzere Dauer der Bildanalyse gegenüber der MIP.

Als 3D-Rekonstruktions-Verfahren standen die Technik der Maximum Intensity Projection, des Surface Rendering sowie des Volume Rendering zur Verfügung.

Zunächst wurden in allen drei Techniken vergleichbare Ansichten des Labyrinths erzeugt und daraus das 3D-Verfahren mit der höchsten Bildqualität ausgewählt. Anschließend wurden verschiedenartige Labyrinth-Rekonstruktionen auf der Basis

des gewählten 3D-Verfahrens erzeugt und daraus diejenigen ausgewählt, die in der Zusammenschau das Kriterium einer vollständigen Bildgebung aller Anteile des Labyrinths erfüllten.

DEFINITION DES 3D-NV-PROTOKOLLS

Die Definition des VR-Protokolls erfolgte zunächst durch orientierende Bestimmung des unteren Schwellenwerts bei niedriger Bild-Matrix. Anschließend wurden die Parameter der Oberflächenschattierung der VR-Software so eingestellt, daß eine möglichst helle und plastische, d.h. nicht überstrahlte, Ausleuchtung des Labyrinths erreicht wurde. Danach wurden die Parameter Schwellenwert und Depth Cueing (prozentualer Intensitätsverlust der Lichtquelle/cm) derart variiert, daß eine weitgehende Unterdrückung von Bildartefakten im Vordergrund (Schwellenwert) und Hintergrund (Depth Cueing) gewährleistet war. Nachfolgend wurde der Parameter >unterer Schwellenwert< in den Datensätzen der Probanden zunächst soweit heraufgesetzt, bis eine sichere Unterbrechung der Bogengangs-Signale abgrenzbar war, und anschließend reduziert, bis Bildartefakte in den klinisch und bildgebend zuvor unauffälligen Labyrinth die diagnostische Auswertung wesentlich einschränkten. Als geeigneter Schwellenwert wurde der Median dieser Schwellenwert-Spanne bestimmt.

MAI/KHBW

Die hochauflösenden Datensätze der Probanden wurden eingesetzt um insgesamt 10 virtuell-zisternoskopische Ansichten der basalen Zisternen und des inneren Gehörgangs zu erzeugen unter Variation der folgender Parameter: Oberer Schwellenwert, Position und Blickrichtung der virtuellen Kamera, Depth Cueing, perspektivischer Blickwinkel, Farbkodierung und Matrix.

Bildmatrix (512² Pixel) und Farbkodierung (hautfarben) wurden für alle Ansichten identisch gewählt. Zusätzliche Farbkodierungen klinisch relevanter neurovaskulärer Strukturen wurden im Einzelfall vorgenommen unter Nutzung eines Softwaremoduls zur digitalen Bildnachverarbeitung (Adobe Photoshop 6.0, Adobe Systems Inc., USA).

2.2.1.2 Anwendungsstudien

INNENOHR

Die Anwendungsstudien untergliedern sich nach den evaluierten Fragestellungen in eine Pilotstudie zur Erprobung des Nachverarbeitungsprotokolls in der Routinediagnostik (Studie 1), eine Hauptstudie zur vergleichenden Anwendung des Bildgebungsverfahrens im Hinblick auf die etablierte radiologische Innenohr-Diagnostik (Studie 2) sowie eine Studie zur Eignung der Bildgebungstechniken im Hinblick auf Innenohr-Fehlbildungen (Studie 3).

Die nachstehende Abbildung gibt einen Überblick über die Studiengruppen.

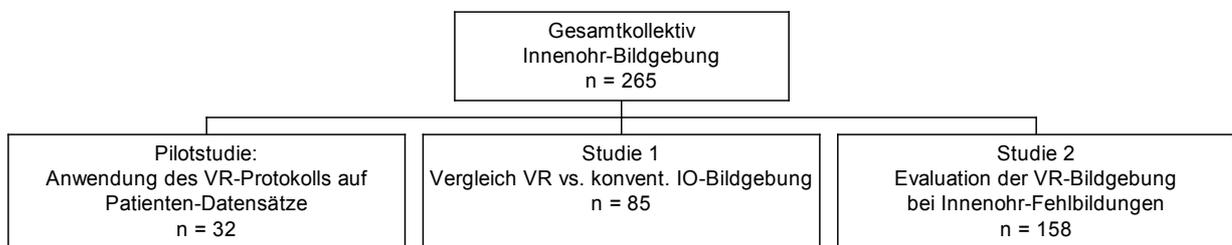


Abb. 41: Übersicht über die Anwendungsstudien in der Innenohrbildgebung

PILOTSTUDIE

Die Datensätze von 32 Patienten mit Schallempfindungs- oder kombinierter Schwerhörigkeit, in deren Schnittbilddaten und/oder den daraus abgeleiteten MIP-Rekonstruktionen der Verdacht auf pathologische labyrinthäre Signalveränderungen durch zwei neuroradiologische Bilddiagnostiker erhoben worden waren, wurden in standardisierter Weise in Volume Rendering-Technik nachverarbeitet. Die Dauer der Daten-Nachverarbeitung wurde ebenso wie die Dauer der Bildanalyse mittels einer Stoppuhr bestimmt.

3D-BILDGEBUNG MITTELS VR (HAUPTSTUDIE)

Im Rahmen dieser Studie wurden HR MRT-Datensätze von 85 mittels des standardisierten Akquisitionsprotokolls untersuchten Patienten, die von HNO-Ärzten zur IO-Diagnostik zugewiesen worden waren, durch einen in der otologischen Bildgebung erfahrenen Neuroradiologen auf sichere oder fragliche Zeichen einer Innenohr-Pathologie untersucht. Bei 35 Patienten ergab sich bildgebend kein Hinweis auf eine labyrinthäre Pathologie.

Alle anderen Patienten (n = 50, 33 Männer, 17 Frauen, Altersspanne 1-77 Jahre, mittleres Alter 42 Jahre) mit sicher oder fraglich pathologischen Befunden in den primären Schnittbilddatensätzen wurden in die Studie eingeschlossen. Die Mehrheit der Patienten litt unter Schallempfindungs-Schwerhörigkeit (n = 24) gefolgt von SE-SH und Vertigo und/oder Tinnitus (n = 20). Vertigo und/oder Tinnitus alleine wurden bei 3 Patienten verzeichnet und bei 3 weiteren Patienten waren schlüssige klinische Daten nicht verfügbar. Die Bilddaten der Studienpatienten wurden nach Datenübertragung mittels des VR-Protokolls nachverarbeitet. Zusätzlich wurden Innenohr-Rekonstruktionen als Maximum Intensity Projection erstellt an der Nebenkonzole des Scanners in jeweils neun verschiedenen Projektionen als 180° Drehung um die Längsachse des inneren Gehörgangs.



Abb. 42: Maximum Intensity Projection des Labyrinths in einer 180°-Rotation (Bildauswahl).

Die zur Nachverarbeitung der Bilddaten erforderliche Zeit wurde mittels einer Stoppuhr erfaßt. Anschließend evaluierten vier Radiologen mit unterschiedlicher neuroradiologischer Erfahrung (35, 2 und 1 Jahr sowie 3 Monate) die VR- und MIP-Rekonstruktionen hinsichtlich der Parameter Bildqualität und Diagnostische Wertigkeit mittels eines fünfteiligen Scores (1 = unzureichend, 2 = eingeschränkt, 3 = ausreichend, 4 = gut, 5 = sehr gut). Darüber hinaus wurden anatomische Segmente des Labyrinths, definiert als basale bzw. übrige Cochlea-Windungen, Vestibulum, lateraler, posteriorer und superiorer Bogengang selektiv hinsichtlich Ihrer Beurteilbarkeit überprüft. Die nachstehende Abbildung zeigt den Evaluationsbogen, der im Rahmen der Bildauswertung eingesetzt wurde.

S	1 unzureichend	Arzt:							
C	2 ausreichend	Datum:							
O	3 befriedigend	Uhrzeit:							
R	4 gut	IO-Studie 02/00							
E	5 sehr gut	Befunde							
		Cochlea Bogengaenge							
Film-Nr	Bildqualität	Diagn.Wertigkeit	Cochlea		Bogengänge			Vestibulum	Zeit
			basale Wdg	übrige	superior	lateral	posterior	Min.sec	

Abb. 43: Evaluations-Bogen der Bildanalyse im Rahmen der IO-Hauptstudie

Die statistische Auswertung erfolgte mittels eines Wilcoxon Rangsummen-Tests bezüglich des 5-teiligen Scores, eines McNemar-Tests bezüglich der segmentalen Labyrinth-Beurteilbarkeit sowie eines *t*-Tests bezüglich der Stoppuhr-Messungen der NV-Zeit und Filmanalyse-Dauer.

BILDGEBUNG VON INNENOHHR-DYSPLASIEN

Die Innenohrstudien von 158 Patienten ($n = 316$ Innenohren) mit Schallempfindungs-Schwerhörigkeit, die konsekutiv mittels des o.a. Akquisitionsprotokolls innerhalb von 20 Monaten untersucht worden waren (August 1999–März 2001), wurden hinsichtlich pathologischer Signalveränderungen des Innenohrs einschließlich des vestibulären Aquädukts, des endolymphatischen Sackes und des inneren Gehörgangs (MAI) retrospektiv ausgewertet. Patienten, die an einem Schwannom des N. acusticus erkrankt waren, wurden nicht in die Studie miteingeschlossen.

Die axialen Quelldaten aller Patienten mit sicher oder fraglich pathologischen Befunden der o.a. Kompartimente wurden auf dem vorbeschriebenen Weg zur Workstation übertragen wurden zur Erzeugung der standardisierten Labyrinth-Rekonstruktionen.

Die Diagnose einer labyrinthären Dysplasie wurde gestellt auf der Basis der von Jackler et al. vorgeschlagenen [89] und von Triglia et al. [212] modifizierten Klassifikation .

MAI/KHBW

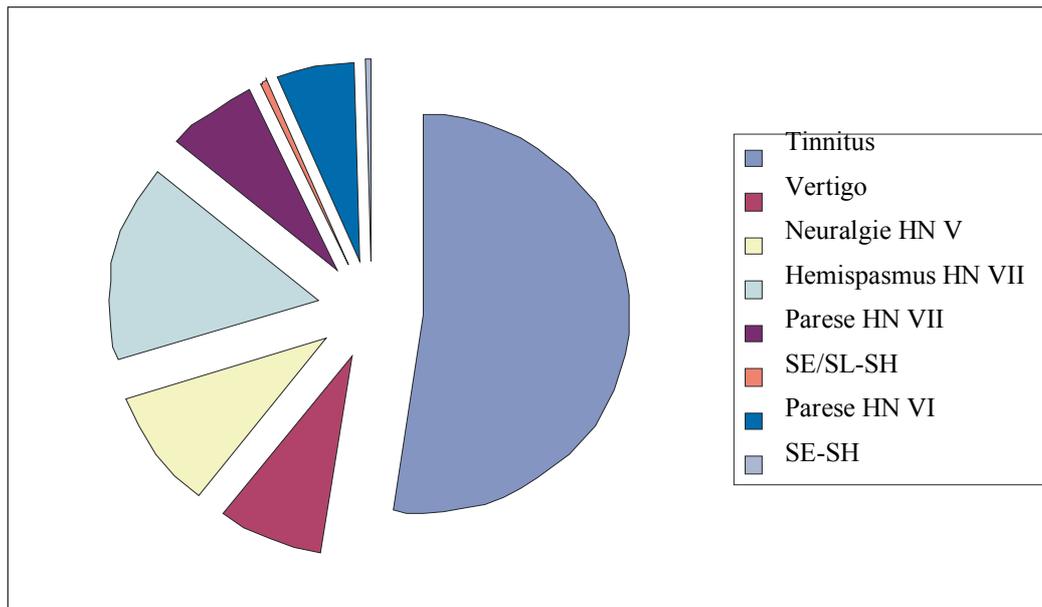
Das standardisierte DA- und NV-Protokoll wurde zur bildgebenden Evaluation eingesetzt bei 14 Patienten (8 weibliche, 6 männliche, Durchschnittsalter 49,4 Jahre) mit den nachstehend aufgeführten klinischen Verdachts-Diagnosen, die in den axialen Schnittbildern Zeichen eines neuralen Kompressions-Syndroms aufwiesen:

Trigeminus-Neuralgie (n = 5), Facialispese (n = 1), Hemispasmus facialis (n = 1), Vertigo und/oder retrocochleäre Schallempfindungs-Schwerhörigkeit (n = 6) sowie Status nach inkompletter Resektion eines KHBW-Tumors (Ependymom) (n = 1). Die Dauer der Daten-Nachverarbeitung wurde mittels einer Stoppuhr erfaßt. Jede der standardisierten Ansichten der virtuellen Zisternoskopie (VZ) wurde bezüglich der Bildqualität mittels einer Konsensbewertung durch zwei Neuroradiologen eingestuft unter Verwendung eines 5-teiligen Scores (1 = unzureichend, 5 = sehr gut). Mittels desselben Scores wurde der Parameter Diagnostische Wertigkeit der VZ-Untersuchung insgesamt eingestuft.

2.2.1.3 Gesamtkollektiv

Das Gesamtkollektiv setzte sich aus allen im Zeitraum 08/1999 – 09/2001 mittels des Standardprotokolls (3DFT CISS-Sequenz) untersuchten Patienten zusammen, die mit den nachstehend aufgeführten klinischen Indikationen zugewiesen worden waren:

- Schallempfindungs-Schwerhörigkeit (SE-SH),
- kombinierte Schwerhörigkeit (SE/SL-SH),
- Vertigo,
- Tinnitus,
- Neuralgie HN V (Trigeminusneuralgie),
- Hemispasmus HN VII (facialis),
- Pese des HN VII (Facialis-Pese),
- Pese des HN VI (Abducens-Pese).



SE-SH: Schallempfindungs-Schwerhörigkeit; SE/SL-SH: kombinierte Schwerhörigkeit; HN: Hirnnerv

Abb. 44: Prozentuale Aufteilung des Gesamtkollektivs nach Indikationen.

Insgesamt wurden (n = 347) Patienten (175 Frauen, 172 Männer; Altersspanne 5 Monate - 87 Jahre) in diesem Zeitraum mittels der hochauflösenden MRT untersucht.

Das verwendete Standardprotokoll der Datenakquisition unter Einschluß der zerebralen Bildgebung umfaßte dabei folgende Sequenzen:

- T2-gewichtet, Turbo-Spin-Echo, (6 mm Schichtdicke)
- T1-gewichtet, Spin-Echo, (2 mm Schichtdicke, koronare Schichtführung)
- 3DFT CISS (axialer Block, Planung anhand der koronaren T1w SE)
- T1-gewichtet, Kontrastmittel-gestützt, ausgeführt entweder als axiale und koronare SE-Sequenz (wie unter 2.) oder als 3D-MP-RAGE (1 mm Schichtdicke, axiale und koronare Reformationen).

Alle Patienten erhielten gemäß den Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie Gehörschutz-Stöpsel [57].

2.2.1.4 Korrelation von MRT und Klinik sowie MS-CT

INNENOHR

Zur Evaluierung der Bildgebungsergebnisse der MRT im Gesamtkollektiv wurden folgende Unterlagen herangezogen.

ELEKTRONYSTAGMOGRAPHIE (ENG)

OP-BERICHTE

HR MS-CT DES FELSENBEINS

ELEKTRONYSTAGMOGRAPHIE (ENG)

Zunächst wurden die Patienten bestimmt, die eine Obliteration des labyrinthären Lumens im lateralen Bogengang aufwiesen, da dieser einer thermischen Prüfung zugänglich ist [13]. Die Krankenakten dieser Patienten wurden ausgewertet hinsichtlich der Ergebnisse einer thermischen Prüfung mittels Elektronystagmographie (ENG). Zu den Patienten, in deren Unterlagen entsprechende Untersuchungsergebnisse nicht vorlagen, wurde Kontakt aufgenommen mit der Bitte sich einer ENG in der Abteilung Klinische Audiologie (Leiter: Prof. Dr.-Ing. D. Mrowinski) der HNO-Klinik der Charité zu unterziehen. Das Vorliegen einer thermischen Untererregbarkeit auf der Seite der bildgebend erfaßten Bogengangs-Obliteration wurde als Übereinstimmung beider Modalitäten gewertet.

OP-BERICHTE

Es wurde bei den Patienten, bei denen bildgebend und/oder anamnestisch der V.a. einen Zustand nach operativer Labyrinth-Eröffnung bestand, die Übereinstimmung zwischen der visualisierten Labyrinth-Läsion und dem OP-Bericht überprüft. Eine zumindest weitgehende Übereinstimmung zwischen MRT und OP-Berichten wurde als gegeben angesehen, wenn die bildgebend diagnostizierten labyrinthären Läsionen mit dem gewählten operativen Zugangsweg übereinstimmten bzw. wenn die operative Labyrinth-Eröffnung vom Otochirurgen beschrieben worden war. Bei uneindeutigen Berichten wurde im Einzelfall mit dem Operateur direkt Kontakt aufgenommen, um die Übereinstimmung zu sichern.

Zusätzlich wurden die OP-Berichte von 20 CI-Patienten ausgewertet hinsichtlich der Durchführbarkeit der cochleären Elektroden-Implantation.

HR MS-CT DES FELSENBEINS

Bei allen Patienten, bei denen zeitnah (± 4 Wochen) durchgeführte MRT und MS-CT Untersuchungen des Felsenbeins vorlagen (n = 58), wurden die CT-Untersuchungen überprüft auf pathologische Dichteveränderungen des Labyrinths. Dazu wurde das Labyrinth unterteilt in 8 Segmente (baso-, medio- und apikocochleäres Segment, Vestibulum, superiorer, lateraler und posteriorer Bogengang, vestibulärer Aquädukt). Anschließend wurden die 3D-Rekonstruktionen des Labyrinths kontrolliert hinsichtlich der Abgrenzbarkeit der mittels CT detektierten labyrinthären Läsionen. Eine Übereinstimmung wurde dann erkannt, wenn die IO-Läsionen in den 3D-Ansichten abgrenzbar waren und hinsichtlich der Ausdehnung und Topographie mit der HR MS-CT übereinstimmten.

MAI/KHBW

Bei allen Studien-Patienten wurden die im Anschluß an die stationäre bzw. poliklinische Versorgung erstellten Arztbriefe und, soweit verfügbar, die OP-Berichte, ausgewertet. Dabei wurde geprüft, ob die bildgebend erhobenen Befunde eines neurovaskulären Konflikts bzw. eines neuralen Kompressions-Syndroms anderer Genese in die klinische Diagnose/Differentialdiagnose und/oder Therapie Eingang gefunden hatten bzw. ob Bildgebung und intraoperativer Befund übereinstimmten.

2.2.2 ERGEBNISSE

2.2.2.1 Methodische Voruntersuchungen

2.2.2.1.1 DATEN-AKQUISITION

Die Voruntersuchungen an Probanden zeigten, daß zwar das Signal-zu-Rausch-Verhältnis in den Schnittbildern des CISS-Datensatzes mit 1 mm Schichtdicke am höchsten war, die Bildqualität der multiplanaren 2D-Reformationen sowie der 3D-Bildrekonstruktionen jedoch durch die Wahl der geringsten Schichtdicke optimiert wurden. Da die Evaluation der komplexen labyrinthären Architektur Bildrekonstruktionen unerlässlich machte, wurde die Schichtdicke von 0,5 mm als Parameter des Standardakquisitionsprotokolls definiert. Weitere Messungen wurden durchgeführt unter Variation der Parameter Auslese-Richtung, Bildmatrix und Oversampling.

Hierbei zeigte sich, daß eine Bildmatrix von 128^2 gegenüber einer Matrix von 256^2 Bildpunkten zu einer wesentlichen Verschlechterung der Bildqualität bereits in den axialen Schnittbildern führte, während die Wahl einer Matrix von 512^2 Pixel die Überschreitung der als Obergrenze definierten Messzeit von 15 Minuten (bei einer Akquisition) zur Folge hatte, so daß eine Matrix von 256^2 gewählt wurde.

Die Auswertung der Messungen mit unterschiedlichen Auslese-Richtungen ergab, daß zwar bei der Quer-Auslesung des Signales (R→L) schon geringe Schiefstellungen des Kopfes zu einer labyrinthären Überlagerung durch Pulsationsartefakte führten, in den P→A-ausgelesenen Schichten jedoch eine reduzierte Bildqualität der KHBW-Zisternen zu verzeichnen war, ebenfalls aufgrund von Bildartefakten.

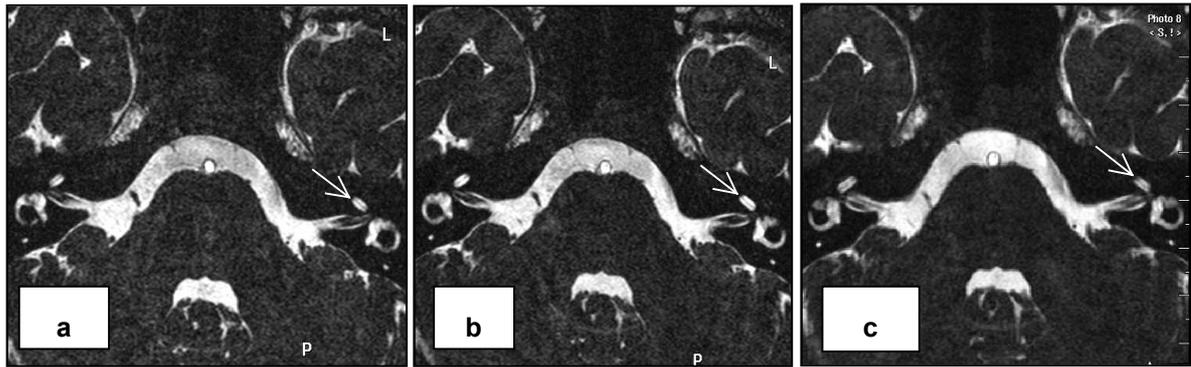


Abb. 45a-c: Einfluß der Schichtdicke auf die Detailauflösung der 3DFT CISS-Sequenz.

(a) 0,5 mm, (b) 0,75 mm, (c) 1 mm Schichtdicke (SD). In den axialen Schnittbildern zeigt die CISS-Sequenz mit 1 mm Schichtdicke (c) das höchste Signal-zu Rausch (S/R)-Verhältnis (1,0 versus 0,7 bei 0,5 mm SD), im Gegensatz zu den koronaren Reformationen (siehe nachfolgende Abbildungen). Das interskalare Septum ist auf allen drei Schnittbildern abgrenzbar (Pfeile).

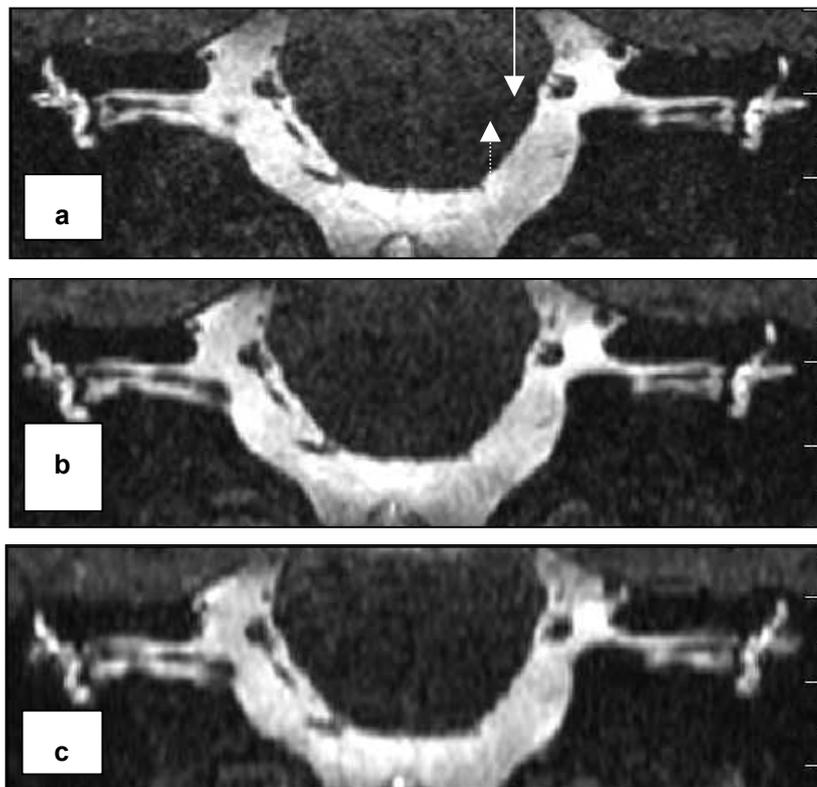


Abb. 46a-c: Einfluß der Schichtdicke auf die Detailauflösung der Bildreformationen

Koronare Bildreformationen in Höhe des Vestibulums auf der Basis derselben CISS-Datensätze wie in der vorangehenden Abb. (a) 0,5 mm, (b) 0,75 mm, (c) 1 mm SD. Die Bildqualität der Reformation auf der Basis 0,5 mm dünner Schichten (a) erlaubt die schärfste Abgrenzung der Hirnnerven VII und VIII (Pfeile) im Meatus acusticus internus.

Da bei Patienten mit Schallempfindungs-Schwerhörigkeit in der Regel beide Bereiche (Labyrinth und KHBW) von Interesse waren, wurde die Querauslesung des Signales gewählt bei und auf eine möglichst horizontale Kopf-Lagerung geachtet.

Zunächst wurde zur Vermeidung von Einfaltungsartefakten des vergleichsweise kleinen Messfeldes wegen (130 mm) eine Oversampling-Rate von 100% für das Standardakquisitionsprotokoll gewählt.

Parameter	TR ms	TE ms	SD mm	Flip-winkel	Voxel mm ³	TA min	Anzahl Akquis.	FOV mm
3DFT CISS	12,3	5,6	0,5	70°	0,5 ³	13:24	1	130

Abb. 47: Standardprotokoll der Datenakquisition mittels stark T2-gewichteter HR MRT.

TR: Repetitionszeit, TE: Echozeit, SD: Schichtdicke, TA: Akquisitionszeit, FOV: Field-of-View

Bei weiteren Probanden-Messungen zeigte sich jedoch, daß eine Reduktion dieses Parameters auf 50% möglich war mit Verkürzung der Meßzeit auf 10:03 Min., ohne daß Einfaltungsartefakte die Bildqualität beeinträchtigen.

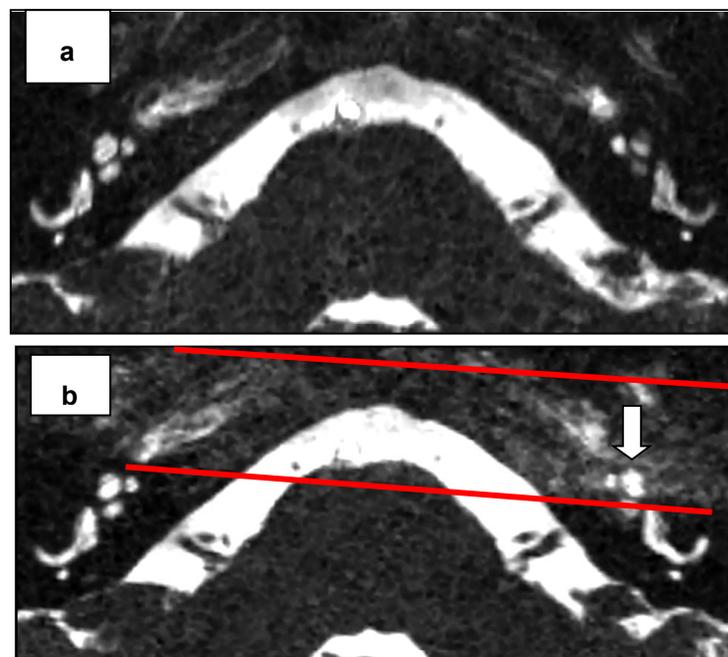


Abb. 48a-b: Einfluß der Auslese-Richtung und Kopflagerung auf die Beurteilbarkeit cochleärer Strukturen in der 3DFT CISS-Sequenz.

(a) P→A-Auslesung, (b) R→L-Auslesung. Schon eine geringe Schiefhaltung des Kopfes führt in der quer ausgelesenen Sequenz zur Überlagerung kritischer Bildelemente (hier der linken Cochlea, Pfeil) durch das Pulsationsband der A. carotis interna (durch Linien berandet).

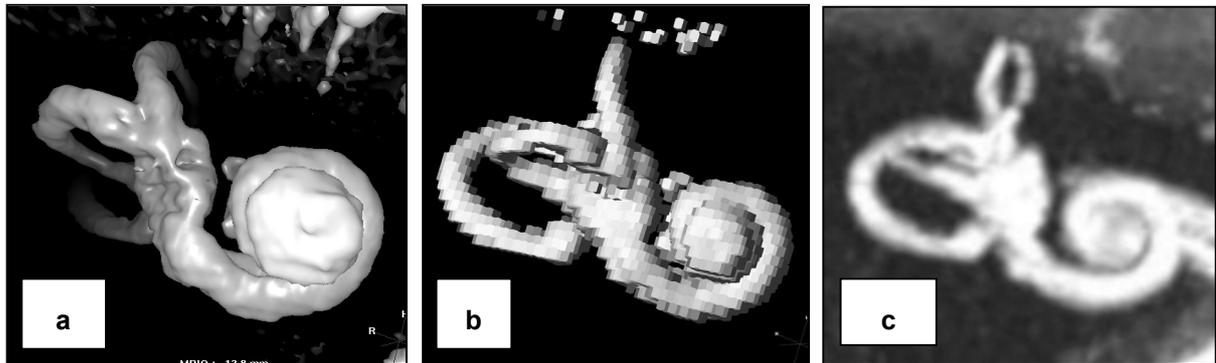
2.2.2.1.2 DATEN-NACHVERARBEITUNG

Abb. 49a-c: Vergleich der NV-Techniken auf der Basis desselben HR MRT-Datensatzes

(a) Volume Rendering, (b) Surface Rendering, (c) Maximum Intensity Projection. Die methodischen Limitationen des Surface Rendering bei starker Vergrößerung (b) sowie der MIP bezüglich der eingeschränkten räumlichen Wahrnehmung (c) sind veranschaulicht.

INNENOHR

AUSWAHL DER DATEN-NV-TECHNIK

Der Vergleich der mittels MIP, SR und VR aus denselben Datensätzen erzeugten Labyrinth-Rekonstruktionen offenbarte methodische Schwächen der SR-Technik, mit Einschränkungen der Bildqualität, bei Einsatz der in der labyrinthären Bildgebung erforderlichen hohen Zoomfaktoren zur Vergrößerung von Bilddetails. Die MIP war Einschränkungen unterworfen durch die fehlende Tiefendimension des Projektionsbildes und die aus diagnostisch irrelevanten Bildpunkten hoher Signalintensität entstehenden Überlagerungen (z.B. der Schnecke durch den Fundus des inneren Gehörgangs). Das Volume Rendering erzeugte bildqualitativ hochwertige, plastische 3D-Ansichten des Labyrinths. Methodische Einschränkungen, die jedoch auch die beiden anderen Rekonstruktionstechniken betrafen, beruhten hier teilweise auf hyper-intensen Mastoidzellen (überwiegend durch Sekretverhalte), teilweise auf Gefäßpulsationen (A. carotis interna, A. basilaris, A. vertebralis).

Die VR-Technik bot die Möglichkeit zur effektiven Reduktion von Bildartefakten durch mindergradige Schwellenwert-Varationen, die Verringerung der Tiefenausleuchtung (Depth Cueing) der virtuellen Lichtquelle sowie unkomplizierte, interaktive Variation der perspektivischen Ansicht. Nachteile dieses Verfahren ergaben sich durch die Schwellenwert-gesteuerte Auswahl von Bildinformationen mit der Gefahr einer Erzeugung artifizieller Pathologien bei Strukturen im Randbereich des Meßvolumens,

die eine reduzierte Signalintensität aufwiesen, z.B. der Kuppel des superioren Bogengangs.

Die folgenden Parameter definierten das Rekonstruktionsprotokoll in Volume Rendering-Technik für die hochauflösenden MRT-Daten des Innenohrs.

Tab. 2: Parameter des Standardprotokolls zur 3D-NV der HR MRT mittels Volume Rendering

Parameter	Unterer Schwellenwert	Farbe	Perspekt. Blickwinkel	Depth Cueing	Matrix
	300	Haut	90°	60 %/cm	512

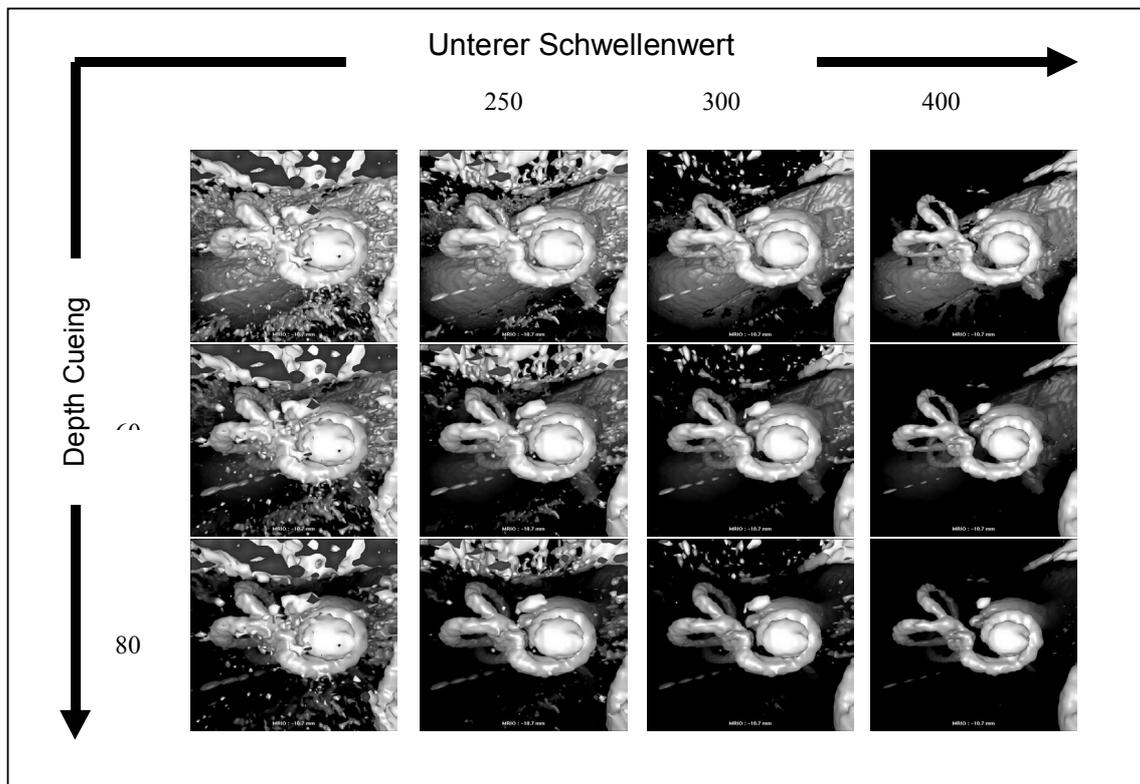


Abb. 50: Einfluß der Parameter-Variation auf die Bildqualität der Innenohr-Rekonstruktionen in VR-Technik.

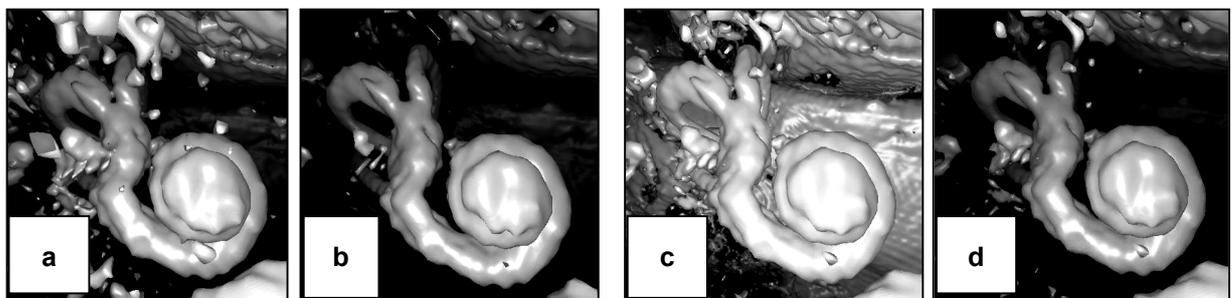


Abb. 51: Unterdrückung von Bildartefakten mittels der Volume Rendering-Technik.

(a-b) Mastoidale Flüssigkeits-Retentionen im Bild-Vordergrund. Artefakt-Reduktion durch Anhebung des unteren Schwellenwerts um 30%. (c-d) Liquorartefakte im Bild-Hintergrund. Artefakt-Reduktion durch Erhöhung des Parameters Depth Cueing um 100%.

MAI/KHBW

Aus den Datensätzen der Probanden wurden insgesamt 10 VZ-Ansichten definiert.

Tab. 3: Standardisierte Nachverarbeitungsprotokolle zur virtuell-zisternoskopischen Bildgebung der Hirnnerven V-VIII

Abb.Nr.	Hirnnerv	Ansicht	Blick nach	Kameraposition	DC	PBw	SchW	Kritische Bildelemente
52a	V	von kranial	kaudal	lateral der Pons, rostral der WEZ	40	90°	530	WEZ, kranialer Anteil. Verlauf bis zur Schädelbasis
52b	V	von kaudal	kranial	lateral der Pons, kaudal der WEZ	40	90°	530	WEZ, kaudaler Anteil. Verlauf bis zur Schädelbasis
52c	V	von dorsal	antero-medial	lateral der Pons, dorsal des N. V	40	90°	530	WEZ, dorsaler Anteil. Verlauf bis zur Schädelbasis
52d	V	von ventral	dorso-lateral	ventral der Pons, zwischen A. basilaris und N. V	30	90°	530	WEZ, ventraler Anteil. Verlauf bis zur Schädelbasis
53a	VI	von kaudal	kranial	ventro-kaudal der WEZ des N. VI	40	90°	530	WEZ, kaudaler Anteil
53b	VI	Von lateral	medial	ventro-lateral der Pons, zwischen KHBW und N. V	65	90°	530	intrazisternaler Verlauf
54a	VII/VIII	von ventral	dorso-lateral	lateral der Pons, zwischen WEZ der Nn. VII/VIII und Vorderrand der Pons	40	90°	530	intrazisternaler Verlauf
54b	VII/VIII	Von medial	lateral	zwischen Pons und PAI	45	90°	530	HN VII/VIII, Verlauf im MAI
54c	VII/VIII	Von kranial	kaudo-medial	kranio-lateraler Rand der peripontinen Zisterne	40	90°	530	WEZ der HN VII/VIII
54d	VII/VIII	von kaudal	kranio-lateral	medialer Rand der peripontinen Zisterne, in Höhe des ponto-medullären Übergangs	45	90°	530	Verlauf der HN VII/VIII zwischen Pons und PAI

Legende: HN = Hirnnerv; DC = Depth Cueing; PBw: Perspektivischer Blickwinkel; SchW = Schwellenwert; WEZ = Wurzeleintrittszone; MAI = Meatus acusticus internus; PAI = Porus acusticus internus

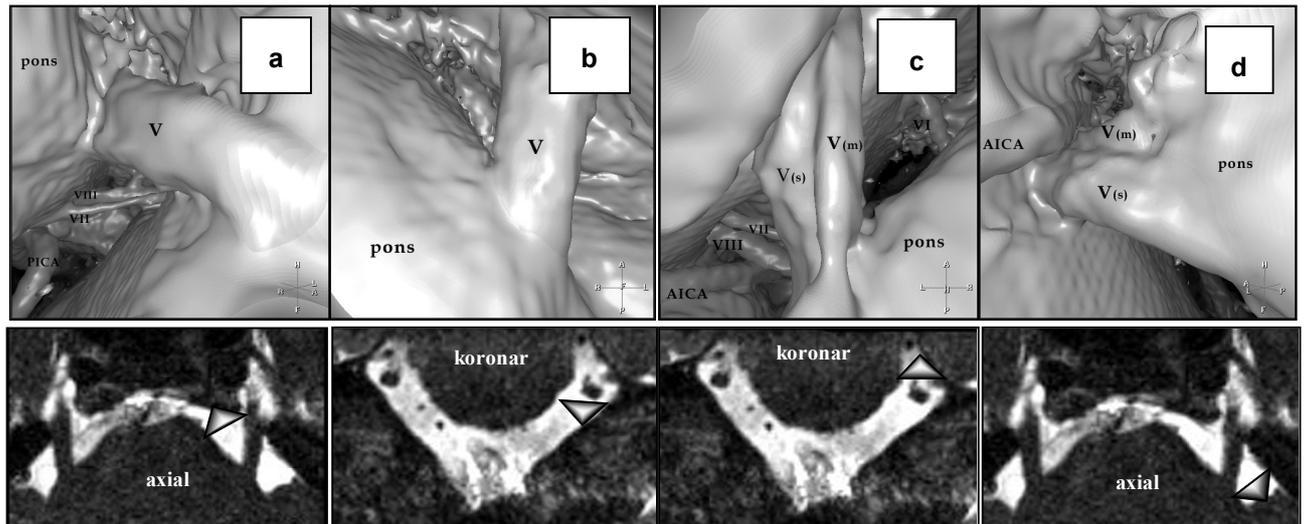


Abb. 52a-d: Standardansichten der virtuellen Zisternoskopie des Hirnnerven V

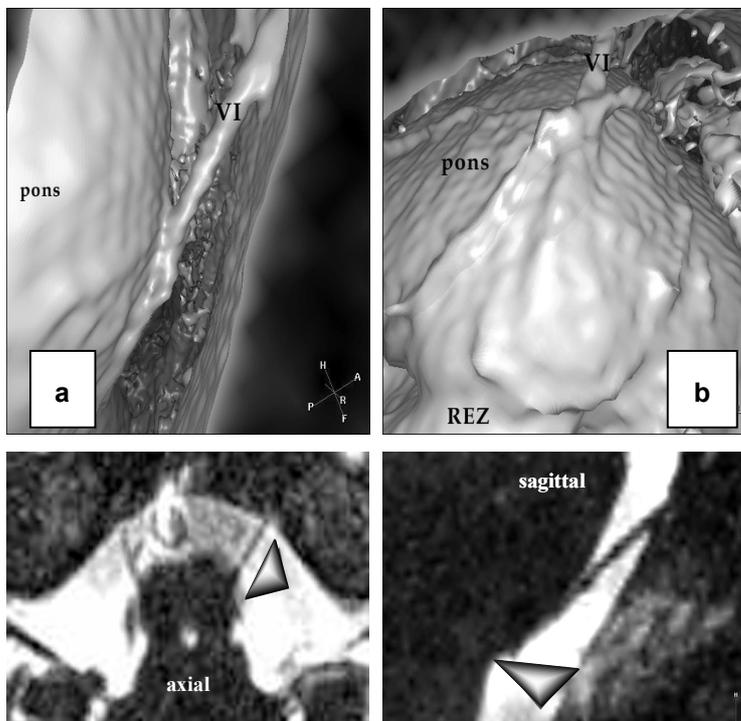


Abb. 53a-b: Standardansichten der virtuellen Zisternoskopie des Hirnnerven VI

Allen VZ-Ansichten gemeinsam war eine Bildmatrix von 512^2 Punkten sowie die Farbkodierung (hautfarben). Die Parameter der 3D-Rekonstruktionen zur Visualisierung der kritischen Bildelemente sind in Tab. 3 spezifiziert.

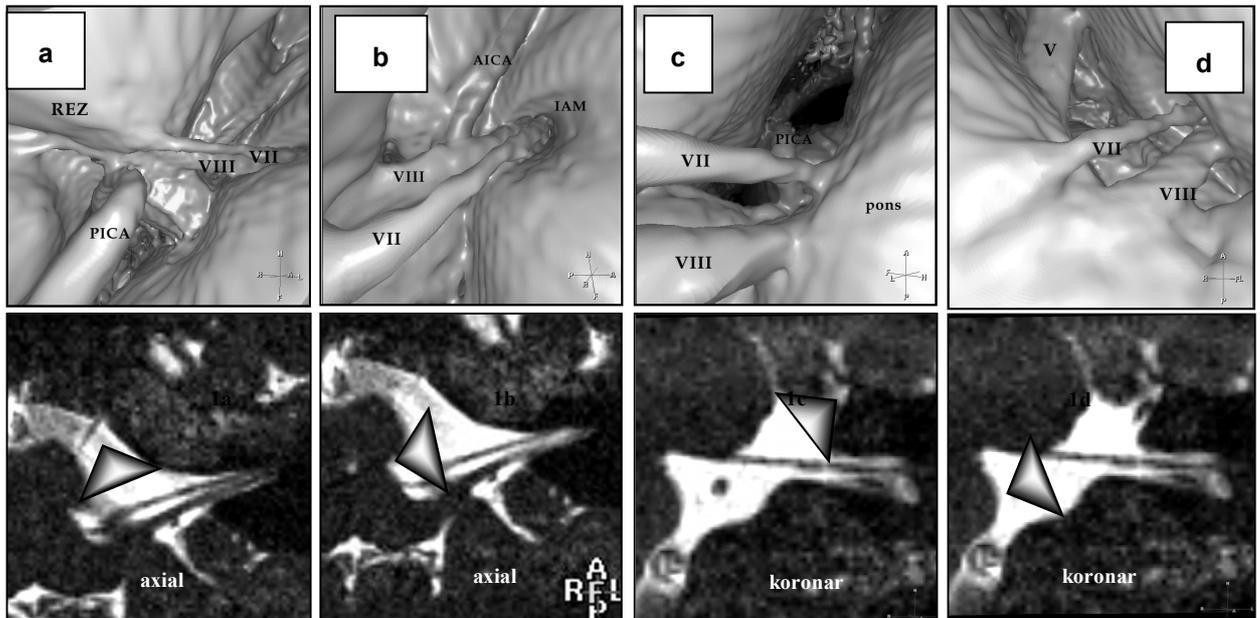


Abb. 54a-d: Standardansichten der virtuellen Zisternoskopie der HN VII-VIII

2.2.2.2 Anwendungsstudien

INNENOHR

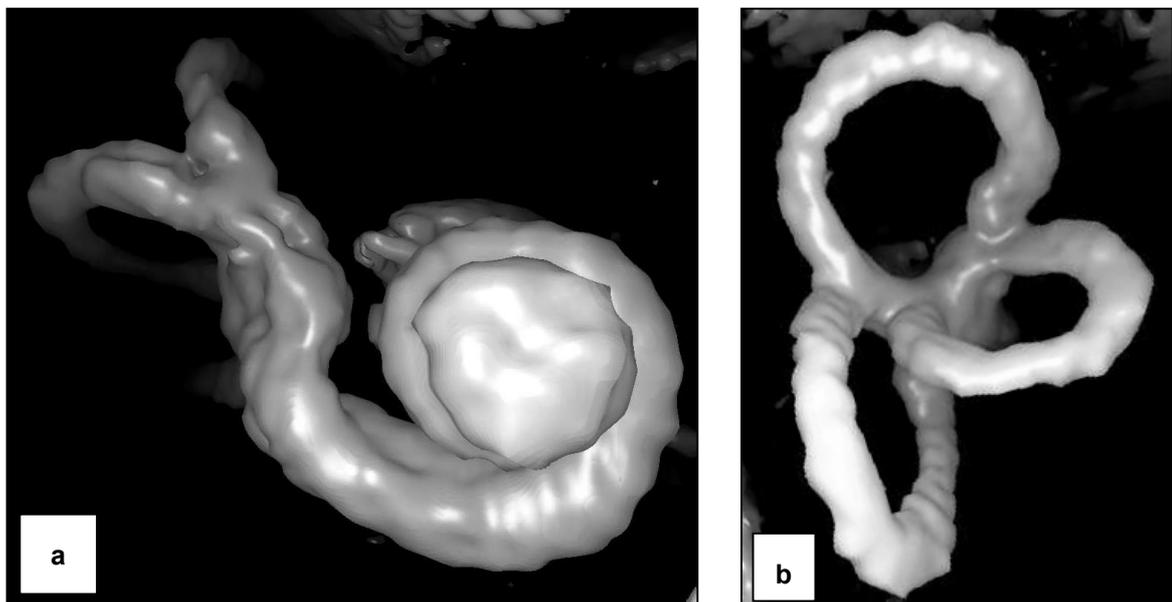


Abb. 55a-b: Standard-Ansichten des Labyrinths in Volume Rendering-Technik.

(a) Frontalansicht der Cochlea und des Vestibulums. (b) Kranio-laterale Ansicht der drei Bogengänge.

PILOTSTUDIE

Eine umfassende Darstellung des Innenohrs wurde bei 28/32 Patienten durch zwei oberflächenschattierte Ansichten erreicht. Eine unvollständige Datenakquisition (1/32), Bewegungs- und Pulsationsartefakte (2/32) sowie Flüssigkeits-Retentionen in Mastoidzellen (1/32) waren für die ungenügende Bildqualität bei 4/32 Untersuchungen verantwortlich. Bei den Datensätzen von 5/32 Patienten konnte durch Erhöhung des Schwellenwerts und/oder des Parameters Depth Cueing eine diagnostische Bildqualität erreicht werden. Die mittlere Nachverarbeitungszeit betrug 5,8 Minuten je Seite, die mittlere Dauer der Bildanalyse ca. 29 Sekunden je Seite.

Verschiedenartige Pathologien, die aufgrund der Anamnese, Klinik und der OP-Berichte der Patienten als dysplastische, postentzündliche, posttraumatische oder postoperative Obliterationen des labyrinthären Lumens eingestuft wurden, konnten erfolgreich mittels der beiden Standardprojektionen in Volume Rendering-Technik visualisiert werden.

3D-BILDGEBUNG MITTELS VR (HAUPTSTUDIE)

Im Rahmen der Hauptstudie wurden in den primären Schnittbilddaten von 50 von insgesamt 85 untersuchten Patienten ($n = 100$ Innenohren) sicher oder fraglich pathologische Befunde detektiert und mittels VR-Technik nachverarbeitet. Die Auswertung umfaßte sechs labyrinthäre Segmente, so daß die Gesamtauswertung 600 Segmentbeurteilungen je Diagnostiker und bei 4 Diagnostikern insgesamt 2400 Einzelanalysen umfaßte.

Die mittlere Zeitdauer der Bilddatennachverarbeitung wies keine statistisch signifikanten Unterschied zwischen der MIP (3,4 Min.) und dem Volume Rendering (3,1 Min.) auf. Die Dauer der Bildanalyse war bei den VR-Rekonstruktionen mit ca. 25 Sek. gegenüber ca. 38 Sek. für die MIP-Ansichten um 34,1% erniedrigt ($p < 0,001$, t -Test). Den VR-Ansichten wurden signifikant höhere Score-Werte im Vergleich zu den MIP-Rekonstruktionen ($p < 0,001$, Wilcoxon-Test) für die Parameter Bildqualität ($4,1 \pm 1,1$ vs. $3,0 \pm 1,3$) sowie Diagnostische Wertigkeit ($4,4 \pm 1,1$ vs. $3,3 \pm 1,3$) zugeordnet.

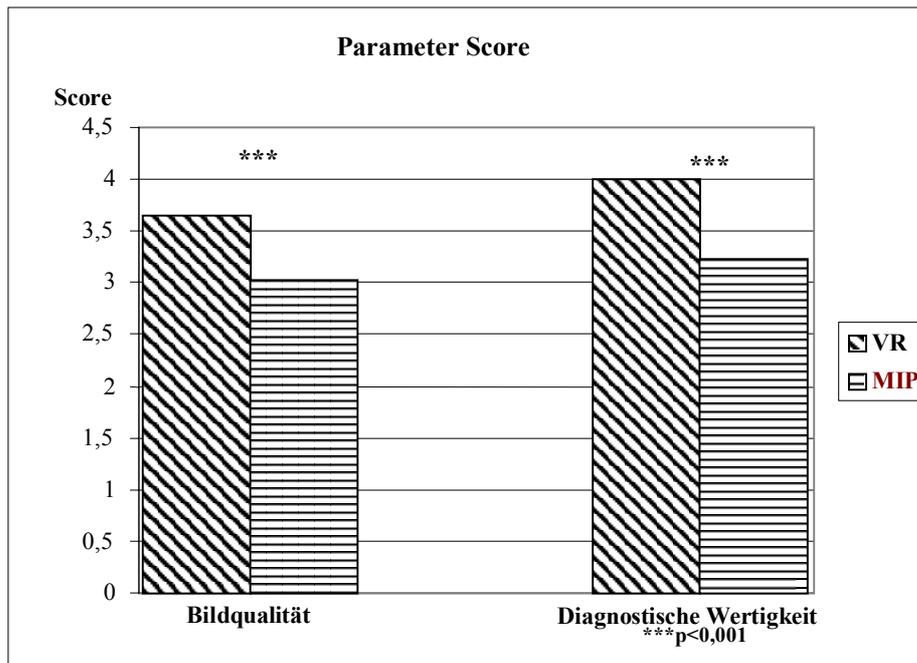


Abb. 56: Volume Rendering vs. Maximum Intensity Projection, Parameter Score.

Vergleichende Evaluation der labyrinthären Bildrekonstruktionen. Die VR-Ansichten weisen signifikant höhere Score-Werte auf.

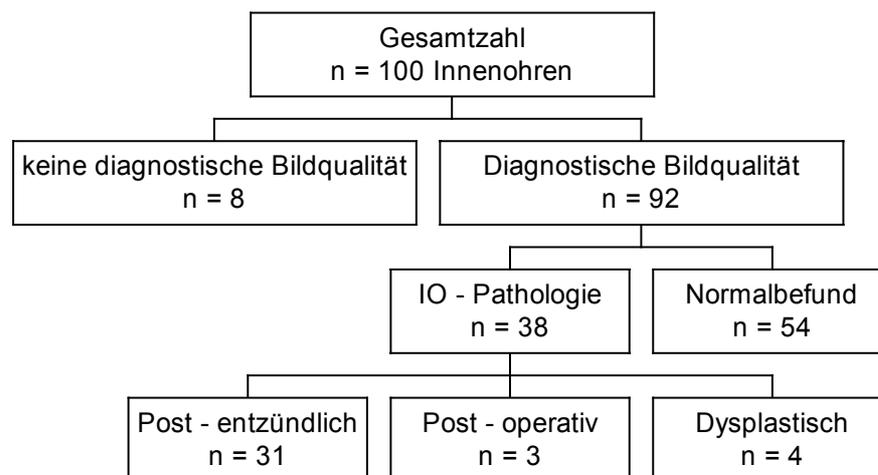


Abb. 57: Ergebnisse der 3D-Bildgebung mittels Volume Rendering (Hauptstudie).

Die diagnostische Beurteilbarkeit der labyrinthären Segmente war in den VR-Ansichten signifikant häufiger gegeben als bei Verwendung der MIP-Technik ($p < 0,001$, McNemar-Test), wobei das Signifikanz-Niveau bei der Beurteilung des Vestibulums geringer ausgeprägt war ($P < 0,01$, McNemar-Test). Monosegmentale ($n = 24$) oder multisegmentale ($n = 14$) Obliterationen des labyrinthären Lumens fanden sich bei 38 Innenohren (IO) (38%), mit folgender Verteilung: Cochlea (16 IO), Vestibulum (1 IO), superiorer Bogengang (Bg) (12 IO), lateraler Bg (16 IO) und posteriorer Bg (8 IO). Bei 14 IO zeigten sich multisegmentale Läsionen.

Bei der Evaluation von 8 IO waren deutliche Einschränkungen der Bildqualität durch Bewegungsartefakte (7 IO) sowie Pulsationsartefakte der A. carotis interna (1 IO) zu verzeichnen, die auch nach Anwendung Artefakt-reduzierender NV-Techniken (s.o.) keine diagnostische Bildaussage zuließen. Bei 21 IO halfen mindergradige Variationen der Parameter des Nachverarbeitungsprotokolls vaskulär und/oder mastoidal bedingte Bildartefakte auf ein Maß zu reduzieren, das eine bilddiagnostische Aussage ermöglichte.

Differentialdiagnostische Schwierigkeiten entstanden insbesondere dort, wo hochgradige labyrinthäre Obliterationen eine bilddiagnostische Zuordnung erschwerten; in diesen Fällen erwies sich eine komplementäre CT-Bildgebung als hilfreich und erforderlich.

BILDGEBUNG VON INNENOHHR-DYSPLASIEN

Von 158 (n = 316 Innenohren) konsekutiv untersuchten Patienten mit Schallempfindungs-Schwerhörigkeit wiesen 33 (20,9%) Zeichen einer labyrinthären Pathologie auf, nach Maßgabe der axialen Quelldaten. Auf der Basis der Anamnese, der klinischen Befunde und der Pathomorphologie der labyrinthären Obliterationen wurden 28 Innenohr-Affektionen eingestuft als postentzündlich (n = 25), als postoperativ (n = 2) oder posttraumatisch (n = 1). Neun Patienten (4 Männer, 5 Frauen, Altersspanne 9–57 Jahre, im Mittel 27,6 Jahre), entsprechend 5,7% aller untersuchten Patienten, zeigten labyrinthäre Malformationen. Dysplastische und postentzündliche Labyrinth-Läsionen unterschieden sich deutlich in ihrem morphologischen Erscheinungsbild. Im Gegensatz dazu zeigten postoperative und dysplastische Labyrinth-Obliterationen teilweise ähnliche Bildmerkmale, konnten jedoch verlässlich unterschieden werden auf der Basis der Patientenanamnese sowie assoziierter postoperativer Signalveränderungen (z.B. petrosaler Fettplomben).

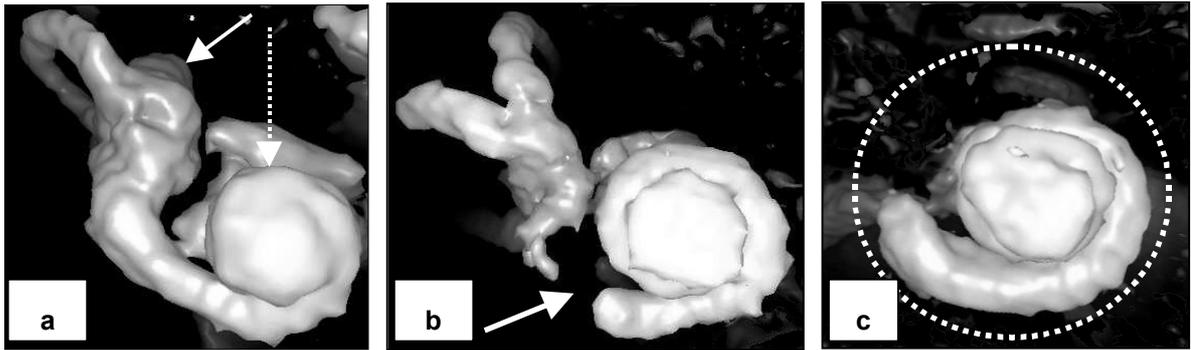


Abb. 58a-c: Visualisierung labyrinthärer Pathologien mittels Volume Rendering.

(a) Mondini Malformation. Nur 1,5 Cochlea-Windungen sind dargestellt (gepunkteter Pfeil) im Sinne einer inhibierten Cochlea-Partition. Zusätzlich Aplasie des oberen Bogengangs (Pfeil). (b) Labyrinthitis ossificans. Eine umschriebene Obliteration der basalen Cochlea-Windung ist dargestellt (Pfeil). (c) Status post translabyrinthärer Chirurgie. Lediglich die Cochlea ist erhalten (Kreis).

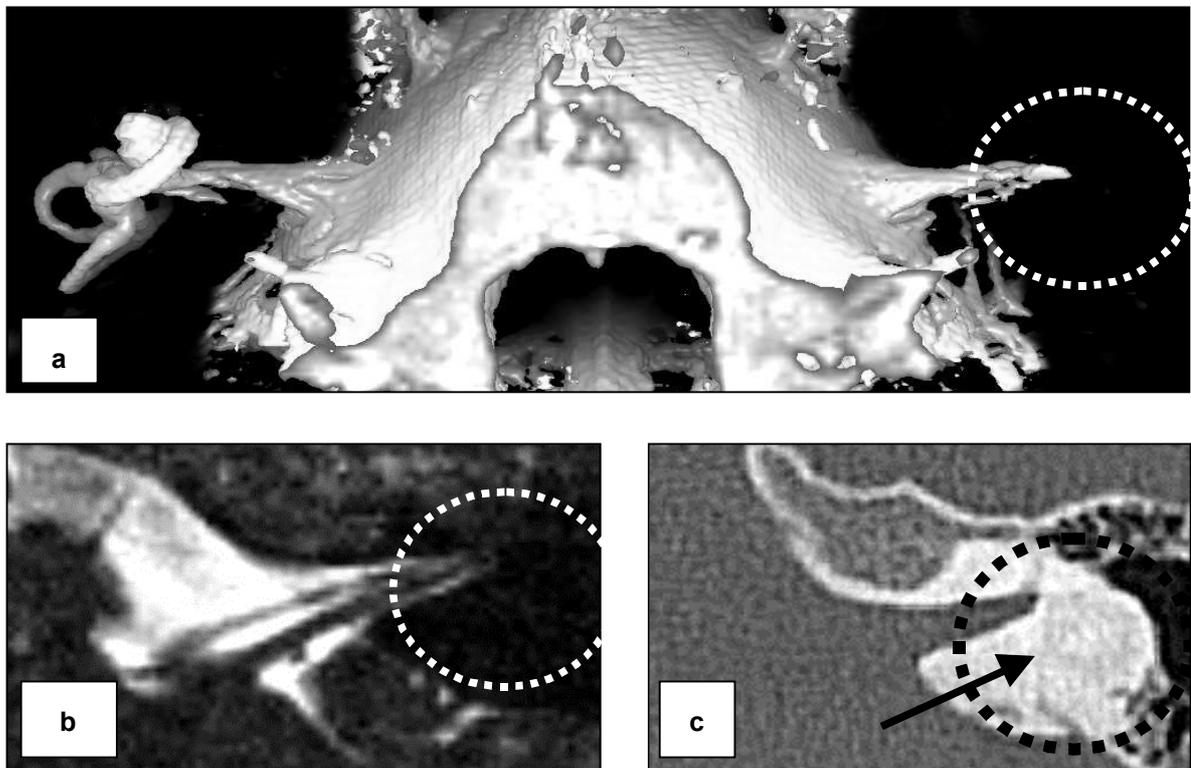


Abb. 59a-d: Komplementäre Bildgebung durch MRT und CT bei Labyrinthitis ossificans.

(a) VR-Rekonstruktion, Ansicht von kaudal. Linksseitig fehlendes labyrinthäres Flüssigkeitssignal. (b-c). Der Vergleich der korrespondierenden Schnittbilder der MRT (b) und CT (c) zeigt, daß das Labyrinth angelegt aber hochgradig ossifiziert ist (Pfeil).

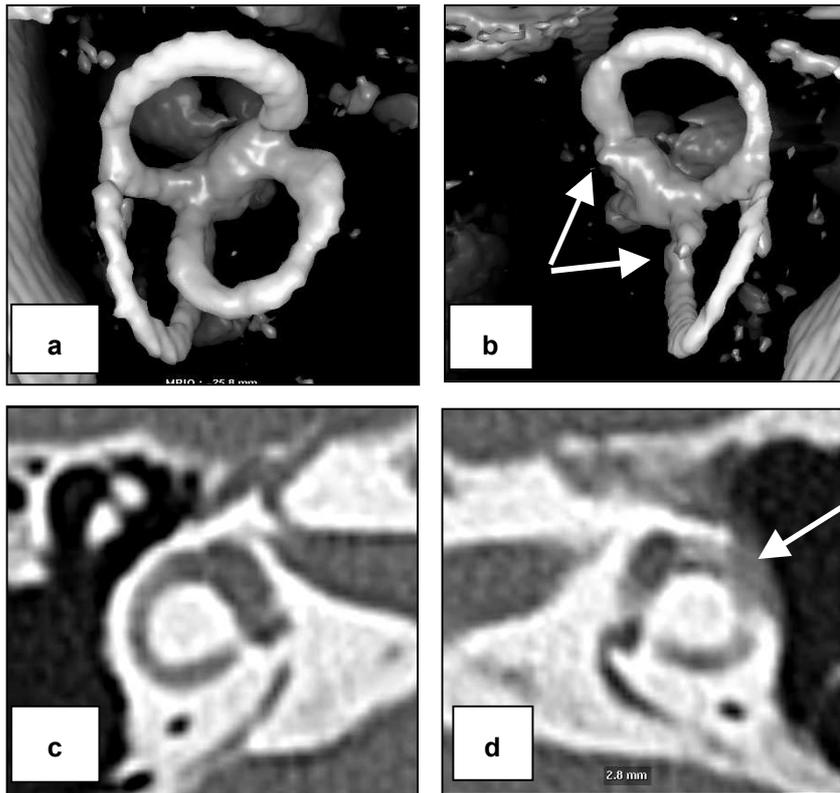


Abb. 60a-d: Komplementäre Bildgebung durch MRT und CT bei Labyrinth-Fistel.

Die MRT zeigt eine weitgehende Obliteration des lateralen Bogengangs links. Die HR CT weist den assoziierten Knochendefekt der Bogengangswand nach (Z.n. Labyrinth-Eröffnung bei Cholesteatom-OP).

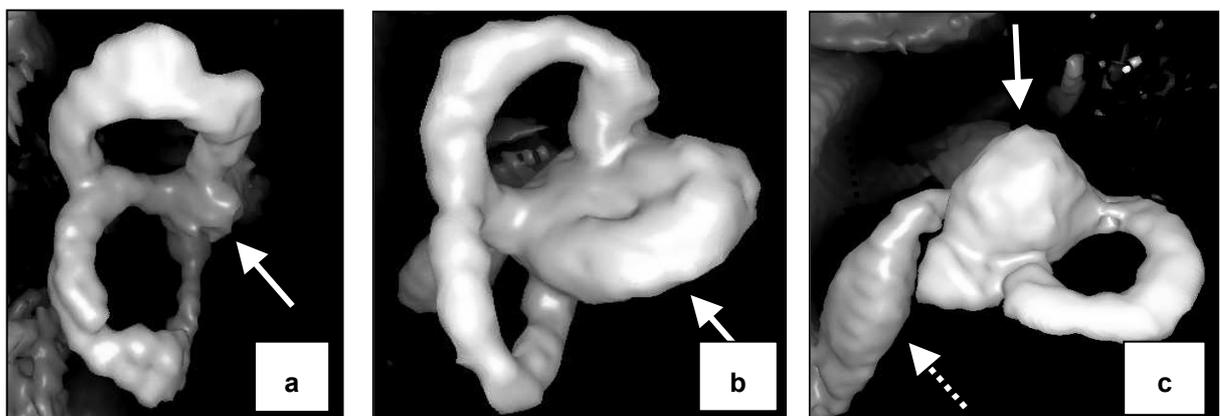


Abb. 61: Darstellung verschiedenartiger Bogengangs-Dysplasien (Pfeile).

Kranio-laterale Standardansichten in Volume Rendering-Technik. (a) Aplasie des lateralen Bogengangs. (b) Mondini Malformation mit zystischer Erweiterung des Vestibulums und lateralen Bogengangs. (c) Aplasie des sup. und post. Bogengangs sowie Erweiterung des vestibulären Aquädukts (gepunkteter Pfeil) bei einem Patienten mit BOR Syndrom.

Sechzehn Innenohrstudien (9 Patienten) wiesen Zeichen singulärer oder multipler labyrinthärer Malformationen auf mit Beteiligung der Cochlea (n = 6 IO), des Vestibulums (n = 4 IO), des lateralen (n = 4 IO), superioren (n = 2 IO) und/oder posterioren Bogengangs (n = 6 IO) und des vestibulären Aquädukts/endolympathischen Sackes (n = 10 IO).

4/9 Patienten mit labyrinthären Dysplasien zeigten multiple dysplastische Innenohrläsionen. Ein Patient mit rechtsseitiger Aplasie des N. vestibulocochlearis wies eine ipsilaterale Dysplasie des lateralen Bogengangs auf.

Zwei Patienten litten an einem branchio-oto-renalen Syndrom, ein Patient an einer Mondini Malformation und drei Patienten an einem Syndrom des erweiterten vestibulären Aquädukts, das nur dann diagnostiziert wurde, wenn ein erweiterter vestibulärer Aquädukt (ggf. mit erweitertem endolympathischem Sack) die einzige bildgebend detektierbare IO-Fehlbildung darstellte [89,214].

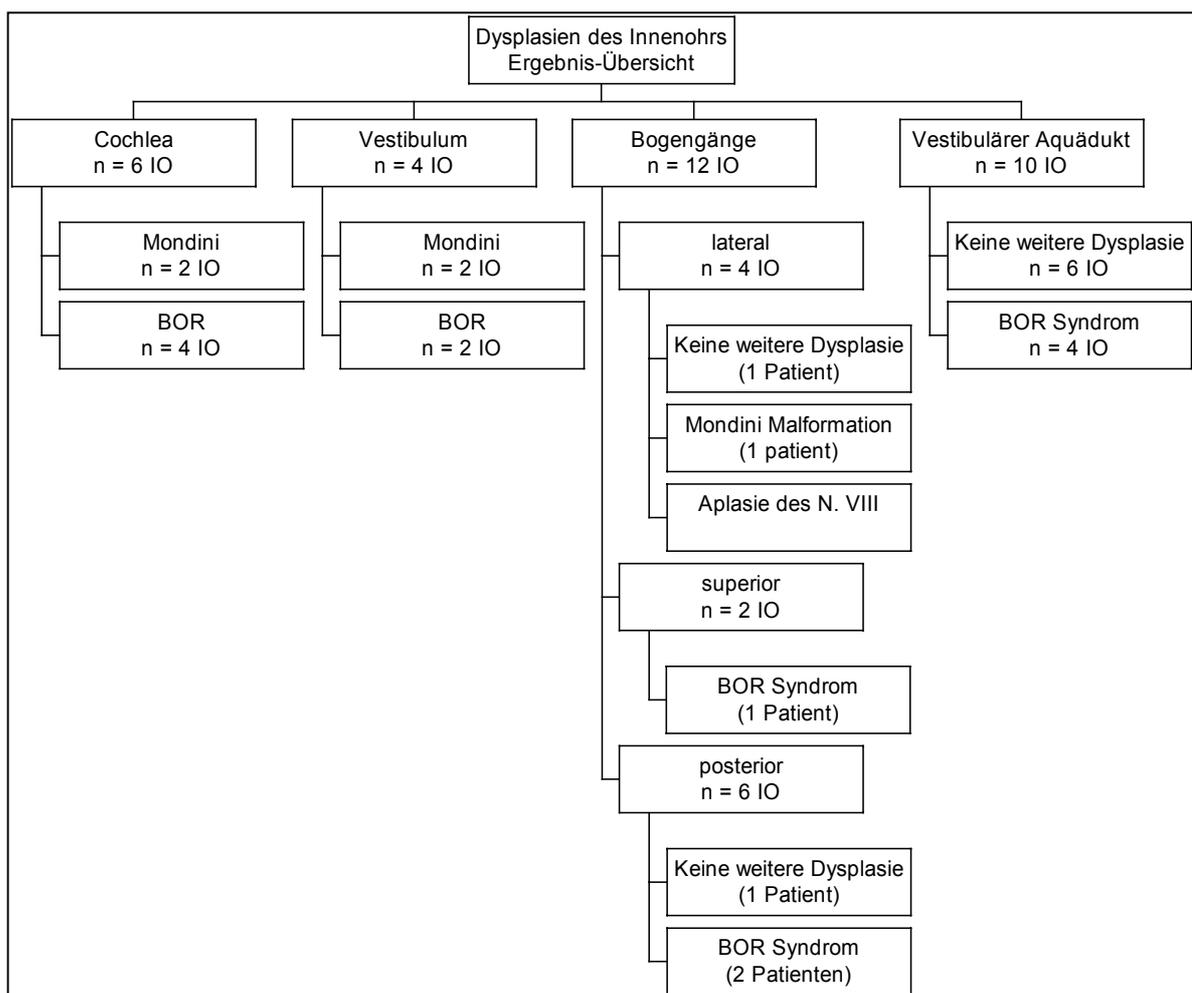


Abb. 62: Übersicht der Studienergebnisse (Bildgebung von Innenohr-Dysplasien)

Die Gesamtzeit, die für eine bilaterale Datenakquisition und –Nachverarbeitung benötigt wurde, betrug inclusive des Daten-Transfers über interne Netzwerk-Verbindungen ca. 30–35 Minuten. Auch bei Patienten mit kombinierten Dysplasien der Cochlea, des Vestibulums, der Bogengänge und/oder des vestibulären Aquädukts konnte die Pathomorphologie innerhalb von max. 5–7 Minuten je Seite durch zwei Bild-Rekonstruktionen in VR-Technik dargestellt werden. Bildgebungsprobleme wurden verursacht durch inkomplette Datenakquisition, Bewegungs- und Pulsationsartefakte der locoregionären Hirnarterien, perilabyrinthäre Flüssigkeits-Retentionen sowie postoperative Signalveränderungen.

Die axialen Primärdaten aller Patienten mit Hinweis auf eine Innenohr-Malformation wiesen jedoch eine diagnostische Bildqualität auf.

MAI/KHBW

Die virtuell-zisternoskopische Bildgebung auf der Basis der hochauflösenden MRT-Datensätze konnte bei 12/14 Patienten erfolgreich durchgeführt werden. Die mittlere Nachverarbeitungszeit je Seite betrug $13,1 \pm 5,8$ Min. für den HN V, $5,6 \pm 1,3$ Min. für den HN VI und $13,7 \pm 3,8$ Min. für die HN VII und VIII. Bei 6 Patienten mußten eine bzw. zwei (1 Patient) Kamerapositionen variiert werden, um eine adäquate Abgrenzbarkeit der jeweiligen kritischen Bildelemente zu erreichen. Bildgebungsprobleme ergaben sich durch einen geringen zisternalen Tiefendurchmesser in der Höhe der standardisierten Kamerapositionen sowie, vergleichbar der IO-Bildgebung, durch Pulsations- (A. basilaris/vertebralis/carotis interna) und Bewegungsartefakte. Die Bildqualität konnte durch die Anpassung folgender Parameter optimiert werden: Absenkung des Schwellenwerts, Erhöhung des Depth Cueing, Wahl eines größeren perspektivischen Blickwinkels und Standort-Variationen der virtuellen Kamera.

Die mittleren Scorewerte für die Parameter Bildqualität bzw. Diagnostische Wertigkeit betragen 4,2 bzw. 4,1. Obwohl die VZ-Bilder das räumliche Verständnis neurovaskulärer Beziehungen wesentlich vertieften, waren die primären Schnittbilder und daraus abgeleiteten multiplanaren Reformationen unentbehrlich für die korrekte anatomische Zuordnung neurovaskulärer Strukturen. Die VZ-Evaluierung erlaubte bei 10/12 Patienten die Erhebung einer radiologischen Diagnose auf der Basis der axialen Quelldaten und VZ-Bildrekonstruktionen sowie der klinischen Angaben, während die Auswertung von 2/12 Untersuchungen lediglich die Formulierung einer

Verdachts-Diagnose ermöglichte. Auf der Basis der Bildgebung, der Anamnese und klinischen Untersuchungsergebnisse wurden Kompressions-Syndrome vaskulärer Genese (neurovaskulärer Konflikt) bei 9 Patienten diagnostiziert sowie neurale Kompressions-Syndrome anderer Genese bei drei Patienten.

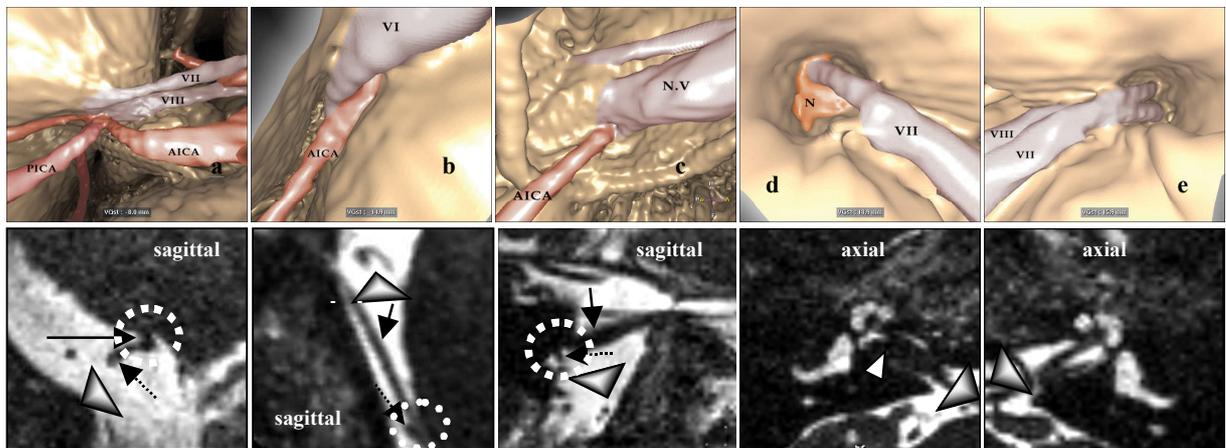


Abb. 63a-e: Visualisierung verschiedenartiger intrazisternaler und intrameataler Pathologien mittels virtueller Zisternoskopie (VZ).

Gegenüberstellung der VZ-Ansichten (obere Reihe) und der multiplanar reformatierten Schnittbilder (3DFT CISS-Sequenz, untere Reihe).

(a) Neurovaskulärer Konflikt (NVK) in Höhe der Wurzeleintrittszone (WEZ) zwischen dem HN VIII und der AICA.

(b) NVK intrazisternal zwischen dem HN VI und der AICA.

(c) NVK zwischen dem HN V und der AICA in Höhe der kaudalen WEZ.

(d-e) Intrameatales Schwannom des N. vestibularis superior rechts. (d) Die Nn. facialis und cochlearis werden durch die intrameatale Raumforderung auseinandergedrängt. Der Fundus des MAI ist obliteriert. (e) Kontralateraler Normalbefund zum Vergleich. Der Meatus acusticus internus ist bis in den Fundus frei einsehbar.

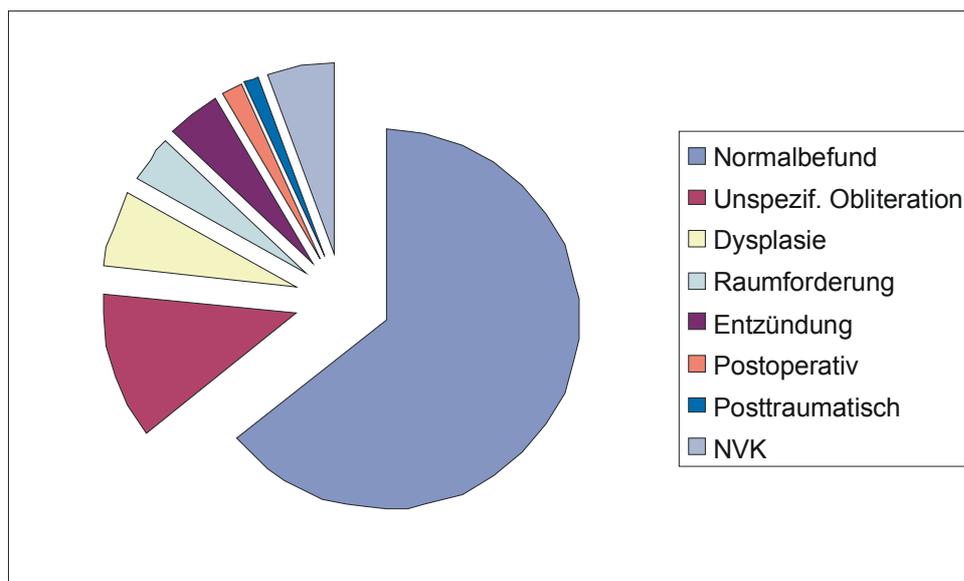


Abb. 64: Prozentuale Verteilung der Befundkategorien im Gesamtkollektiv.

2.2.2.3 Gesamtkollektiv

45 Patienten (13,0%) zeigten als postentzündlich eingestufte Obliterationen des labyrinthären Lumens, bei 23 Patienten (6,6%) wurden dysplastische Veränderungen der labyrinthären Morphe erkannt und bei sechs Patienten (1,7%) wurde aufgrund der Anamnese und der labyrinthären Pathomorphologie die Diagnose einer postoperativen Labyrinth-Affektion gestellt.

Von den 17 Patienten mit entzündlichen Veränderungen war die weit überwiegende Zahl (n = 15) Neuritiden, v.a. des HN VII, zuzuordnen, während nur bei zwei Patienten eine akut-entzündliche Labyrinth-Affektion diagnostiziert wurde (Cholesteatom und aktive Otosklerose). Diese Diagnosen wurden mittels der Kontrastmittel-gestützten MRT. Dysplastische Veränderungen des Labyrinths wurden am häufigsten in den Bogengängen (n = 14), dem vestibulären Aquädukt/endolymphatischen Sack (n = 12) sowie der Cochlea (n = 8) diagnostiziert.

Bei zwanzig Patienten mit verschiedenartiger klinischer Symptomatik (Parese der HN V, VI und VII, Hemispasmus facialis, fluktuierende SE-SH, Tinnitus und Vertigo) ergab sich der Verdacht auf einen neurovaskulären Konflikt.

2.2.2.4 Korrelation von Bildgebung und Klinik

INNENOHR

ELEKTRONYSTAGMOGRAPHIE (ENG)

Bei neun von sechzehn Patienten, bei denen die VR-Ansichten eine Läsion des lateralen Bogengangs nachwies, konnten die Ergebnisse der Elektronystagmographie ermittelt bzw. die ENG nachgeholt werden. Alle Patienten dieser Gruppe wiesen eine thermische Untererregbarkeit auf.

OP-BERICHTE

Bei allen Patienten, die in Vorbereitung einer CI-Operation eine MRT erhalten hatten und bei denen ein unauffälliger labyrinthärer Befund erhoben worden war (n = 17), konnte die Elektroden-Implantation erfolgreich durchgeführt werden. Bei einem Patienten wurden Obliterationen des Bogengangslumens sowie eine Taillierung der basalen Windung beschrieben im Sinne einer Labyrinthfibrose. Intraoperativ ließ sich der Elektrodenträger problemlos einführen, so daß dieser Befund als falsch positiv

bewertet wurde. Bei einem Patienten wurde in der MRT eine bilaterale Mondini-Malformation beschrieben mit inhibierter Cochlear-Partition und fehlendem interskalarem Septum sowie einer linksseitigen Erweiterung des vestibulären Aquädukts; hier wurden Elektrodenwahl (CI-Aggregat der Fa. Med-El mit kurzer Elektroden-Konfiguration) und Seitenwahl (rechts, da links erhöhtes Risiko einer Gusher-Komplikation bei erweitertem VA) wesentlich von der Bildgebung beeinflusst, ebenso wie bei einem weiteren CI-Patienten mit BOR-Syndrom. In beiden Fällen konnte die CI-Operation erfolgreich durchgeführt werden, ohne eine intraoperative Gusher-Komplikation.

Bei allen sechs Patienten, bei denen bildgebend und anamnestisch Hinweise auf postoperative Signalveränderungen des Innenohrs erhoben wurden, stimmte die Topographie und Morphologie der labyrinthären Läsionen mit dem jeweiligen operativen Zugangsweg überein (translabyrinthär, n = 2; transmastoidal, n = 2; Eröffnung des lateralen Bogengangs bei Cholesteatom-OP, n = 2).

HR MS-CT DES FELSENBEINS

Alle mittels petrosaler HR MS-CT gesicherten pathologischen Dichteveränderungen der labyrinthären Segmente (n = 58) bei insgesamt 22 Patienten stellten sich in den beiden standardisierten 3D-Rekonstruktionen auf der Basis der VR-Technik dar (Sensitivität = 100%). Da das MRT, im Gegensatz zur CT, in der Lage ist auch labyrinthäre Fibrosierungen darzustellen, sind Läsionen in der MRT bei fehlendem Korrelat in der CT nicht als falsch positiv einzustufen. Somit war die Spezifität der MRT-gestützten Bildgebungstechniken auf der Basis der CT-Bildgebung nicht sicher zu bestimmen.

MAI/KHBW

Bei 7 von zwölf Studien-Patienten, bei denen bildgebend der Verdacht auf einen NV-Konflikt geäußert worden war, fand dieser Befund Eingang in die Diagnose, Differentialdiagnose bzw. Therapie, zumeist in Form einer Carbamazepin-Medikation. Eine Patientin mit V.a. einen neurovaskulären Konflikt wurde neurochirurgisch zur Dekompressions-Therapie vorgestellt, lehnte den Eingriff jedoch wegen der damit verbundenen Risiken nach dem Aufklärungsgespräch ab. Bei zwei weiteren Patienten wurde eine neurochirurgische Intervention diskutiert, eine operative Intervention wurde bisher jedoch nicht durchgeführt. Bei zwei Patienten mit kleinen

Tumoren im Fundus des inneren Gehörgangs erfolgte die Indikationsstellung und Patienten-Aufklärung zur operativen Versorgung auf der Basis des Bildgebungsbefundes, der die Raumforderungen sowohl der Pars vestibularis des achten Hirnnerven (1 Patient) wie auch dem N. facialis (1 Patient) zugeordnet hatte. Diese Befunde wurden intraoperativ bestätigt. Bei einem Patienten mit Z.n. inkompletter Ependymom-Resektion wurde aufgrund der unmittelbaren Kontaktsituation zwischen dem HN VII und dem Tumorrest im KHBW die geplanten strahlenchirurgische Behandlung wegen der Gefahr einer Facialisparese modifiziert.

2.2.3 DISKUSSION

INNENOHR

Die Erfahrungen aus der Anwendung des Akquisitionsprotokolls bei mehr als 300 konsekutiv untersuchten Patienten unterstrichen die hohe Detailauflösung, die in der weit überwiegenden Zahl der Untersuchungen die scharfe Abgrenzbarkeit der kritischen Bildelemente, wie des interskalaren Septums bzw. die Differenzierbarkeit der intrameatalen Hirnnerven, ermöglichte. Da die 3DFT CISS-Sequenz als Gradientenecho-Sequenz prinzipiell eine höhere Suszeptibilität aufweist für typische Bildartefakte im Bereich der Schädelbasis, wie sie auch in unseren Untersuchungen zu verzeichnen waren (z.B. Pulsationsartefakte locoregionärer Arterien), wurden von mehreren Arbeitsgruppen ebenfalls stark T2-gewichtete Spin-Echo-Sequenzen, in der Regel als Fast (Turbo-)Spin-Echo-Sequenz ausgeführt, erfolgreich zur Bildgebung des Innenohrs und Kleinhirn-Brückenwinkels eingesetzt [40,42,67,115,133,145,151-153,155]. Fast-Spin-Echo (FSE) und Turbo-Spin-Echo (TSE) bezeichnen die gleiche Sequenzart, wobei je nach Hersteller des MR-Scanners die eine oder andere Bezeichnung Verwendung findet. Vergleichende Untersuchungen zwischen 2D- und 3D-FSE/TSE wiesen die Überlegenheit der 3D-FSE-Technik nach [88,146]. Die vergleichenden Untersuchungen zwischen 3DFT CISS- und FSE/TSE-Sequenzen, u.a. in der Hirnnerven-Diagnostik, zeigten jedoch eine überlegene Detailerkennbarkeit bei Nutzung der CISS-Sequenz [74,188,226]. Diese bisherigen Studienergebnisse müssen nach einer neuesten, methodisch interessanten Vergleichsstudie zwischen CISS- und FSE (3D-FASE)-Sequenz von Naganawa et al. aus 2001 [154] überdacht werden. Die Autoren implementierten beide Sequenzen auf demselben 1,5 Tesla Scanner und verglichen u.a. die Bildqualität, wobei Schichtdicke, Voxelgröße sowie Akquisitionszeit annähernd identisch gewählt wurden. Der CISS-Sequenz wurde aufgrund der o.a. Bildartefakte eine geringere Bildqualität im Vergleich zur Spin-Echo-Technik zugeordnet. Die von Naganawa et al. berichteten Signal-Diskontinuitäten in den Bogengängen durch Suszeptibilitätsartefakte der CISS-Sequenz fanden allerdings keine Bestätigung im Sinne falsch positiver Befunde bei den von uns durchgeführten Korrelationen zwischen Bildgebung und thermischer Prüfung; in unserem Kollektiv zeigte sich in allen Fällen, in denen Obliterationen des lateralen Bogengangs diagnostiziert worden waren, eine thermische Untererregbarkeit [105].

Der Einsatz der Oberflächenspule in mehreren Studien zur Evaluation der Spin-Echo-Sequenzen [40,69] erfordert einen Spulen-Wechsel, wenn zum Ausschluß zentralnervöser Ursachen der Schwerhörigkeit neurootologisch relevante zerebrale Strukturen (Hirnstamm, Hörrinde) dargestellt werden sollen und verlängert so die Untersuchungszeit. Da der Ausschluß vaskulärer Läsionen im Hirnstamm (Kerngebiet des N. cochlearis) bzw. im Bereich der Heschlschen Querwindung als Ursache einer SE-SH u.a. im Rahmen der CI-Vorbereitung bedeutsam ist [38], wurde von uns die Durchführung der MRT mittels Kopfspule gewählt.

Im Rahmen der IO-Hauptstudie wiesen 38 Innenohren (22,4%) von insgesamt 85 untersuchten Patienten (n = 170 Innenohren) pathologische Signalveränderungen in den 2D- und/oder 3D-Bildern der 3DFT CISS-Sequenz auf. Im Gesamtkollektiv (n = 347) Patienten fanden sich entsprechende labyrinthäre Signalveränderungen in den IO-Untersuchungen von 21,3% der Patienten. Diese Ergebnisse korrespondieren zu den Zahlen von Lemmerling et al. [121], die in ihren vergleichenden Untersuchungen zur Eignung verschiedenartiger MR-Sequenzen (3DFT CISS, T2w FSE, T1w SE mit Gadolinium-Gabe) bei insgesamt 163 Patienten pathologische labyrinthäre Signalveränderungen in 21% (n = 34) detektierten. Casselman et al. [32] diagnostizierten im Rahmen ihrer IO-Untersuchungen mittels einer 3DFT CISS-Sequenz bei 167 Patienten mit Vertigo und/oder pathologischen Befunden bei der Gleichgewichtsprüfung bei ca. 14% der Patienten Signalveränderungen im Labyrinth, wobei der geringere Anteil labyrinthärer Affektionen hier am ehesten im Zusammenhang mit dem stärker selektierten Patientengut zu interpretieren ist. Zur Prävalenz obliterierender labyrinthärer Läsionen ist bisher nur eine Studie veröffentlicht worden [97], in der unter Nutzung des National Temporal Bone, Hearing and Balance Pathology Resource-Registers (USA) 264 Schläfenbeine von Patienten, deren klinische Angaben auf eine potentielle Innenohr-Affektion hinwiesen (SE-SL, Meningitis, Labyrinthitis, Otosklerose, chronische Otitis media, Schläfenbein-Frakturen, etc.) untersucht wurden. Während der Anteil labyrinthärer Ossifikationen in Abhängigkeit von der zugrundeliegenden Erkrankung bis zu 100% betrug (Autoimmunerkrankungen), lag der entsprechende Wert für die als häufigste Ursache labyrinthärer Ossifikationen anzusehende Gruppe der Patienten mit V.a. Meningitis/Labyrinthitis [157] bei 20% bis 30%.

Im methodischen Vergleich zwischen MRT und CT stellt der Wegfall der Strahlenexposition einen wichtigen Aspekt zugunsten der MRT dar. Weniger bekannt ist jedoch die Gefahr einer Hörschädigung durch den Eigenlärm der MRT, der Lärmpegel von bis zu ca. 100 dB zugeschrieben wurden [117] und in deren Folge temporäre Hörminderungen objektiviert werden konnten [232]. Im Rahmen einer technischen Aufrüstung des MRT-Scanners wurden nach Abschluß der vorliegenden Untersuchungen Messungen des Lärmpegels im Untersuchungsraum durchgeführt mittels eines Modulschaltpegel-Meßgerätes. Hierbei wurde während der Durchführung einer 3DFT CISS-Sequenz ein Lärmpegel von maximal 98 dB bestimmt. Von einer MRT im unmittelbaren zeitlichen Zusammenhang mit dem Auftreten eines Hörsturzes wird aufgrund des Geräte-Eigenlärms abgeraten, um eine Schädigung des Hörorgans in dieser vulnerablen Phase zu vermeiden [144]. Da MRT und CT auf Grund ihrer differenten Abbildungseigenschaften (Weichteil- vs. Knochenkontrast) als komplementäre petrosale Bildgebungsverfahren anzusehen sind [29], ist der Verzicht auf den mit der MRT verbundenen Informationsgewinn aus Lärmschutz-Gründen nicht sinnvoll, insbesondere wenn invasive therapeutische Optionen diskutiert werden [138].

Nachverarbeitungstechniken zur 3D-Visualisierung der hochauflösenden MRT-Schnittbilder fanden bereits in den ersten Veröffentlichungen zur CISS-Sequenz Erwähnung, da die labyrinthäre Morphologie einer zweidimensionalen Betrachtung nur eingeschränkt zugänglich ist [33,34]. Die dabei verwandte und auch heute noch überwiegend eingesetzte Maximum Intensity Projection reduziert das 3D-Datenvolumen auf ein 2D-Projektionsbild der Bildpunkte mit höchster Signalintensität und weist dadurch gegenüber den eigentlichen 3D-Rekonstruktionsverfahren, dem Surface und Volume Rendering, wesentliche methodische Einschränkungen auf [24,67,210]. In den von uns durchgeführten Untersuchungen wurden den MIP-Rekonstruktionen des Labyrinths signifikant geringere Score-Werte hinsichtlich der Bildqualität und diagnostischen Wertigkeit sowie der Beurteilbarkeit labyrinthärer Segmente zugeordnet, verglichen mit den Rekonstruktionen in Volume Rendering-Technik [105]. Die Volume Rendering-Technik wiederum erhielt den Vorzug gegenüber dem Surface Rendering aufgrund der höheren Bildqualität bei starker Vergrößerung von Bilddetails. Diese Ergebnisse stehen in Einklang mit den Berichten anderer Arbeitsgruppen [67,210], wenn auch Krombach et al. der MIP eine bessere Abgrenzbarkeit der 2 1/2 Cochlea-Windungen zuordneten [115]. Während

zwischen beiden Techniken (VR, MIP) keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Dauer der Daten-Nachverarbeitung bestanden, konnte die für die Bildanalyse erforderliche Zeit aufgrund der überlegenen Bildqualität und der auf zwei 3D-Ansichten reduzierten Bildanzahl bei Nutzung der VR-Technik um 1/3 verringert werden [105,106].

Im Rahmen der Cochlear Implant-Versorgung ist die hochauflösende MRT ein etablierter Bestandteil der präoperativen Diagnostik [6,48,70,116,150,163,189,219]. Das bildgebende Verfahren hat dabei die Frage nach dem Vorhandensein labyrinthärer Obliterationen zu beantworten und diese ggf. hinsichtlich der Morphologie und dem Verteilungsmuster zu charakterisieren. Da bereits wenige Wochen nach einer bakteriellen Meningitis postentzündliche labyrinthäre Veränderungen auftreten können [118], die die korrekte Insertion des Elektroden-Trägers einschränken [138], ist die Früherkennung solcher Veränderungen bedeutsam [135]. Ist zumindest eine Scala durchgängig, so kann auch bei höhergradiger Obliteration der jeweils anderen Scala erfolgreich eine CI-Versorgung durchgeführt werden ADDIN[67,138]. Auch in unserem Kollektiv konnte auf der Basis des Bildgebungsbefundes bei einem Patienten, der beidseits jeweils nur eine (durchgängig kontrastierte) Scala aufwies mit einem basocochleären Durchmesser von ca. 0,8 mm, die Indikation zur CI-Versorgung gestellt und die Wahl einer geeigneten Elektrodenkonfiguration getroffen werden. Ebenso war für die Seitenwahl der CI-Versorgung postmeningitisch ertaubter Patienten, die in einer Studie an 1009 CI-Kandidaten mit 44% die größte Patientengruppe mit cochleären Ossifikationen darstellten [157], die MRT-Bildgebung in unserem Patientengut von entscheidender Bedeutung, da sie das erhaltene cochleäre Lumen seitenvergleichend darzustellen vermochte. Auch im Rahmen von Innenohr-Dysplasien spielt die Bildgebung bei der Indikationsstellung, Seitenwahl und Operationsplanung, insbesondere der Wahl eines geeigneten Elektrodendesigns, eine wichtige Rolle [5,134,135], wie bei zwei Patienten in unserem Kollektiv mit Mondini-Malformation bzw. BOR-Syndrom. Auch Marangos und Laszig unterstreichen in ihrer Übersichtsarbeit zum Stand der CI-Chirurgie [135] die Bedeutung einer differenzierten präoperativen Bildgebung labyrinthärer Dysplasien.

Labyrinthäre Dysplasien stellen aufgrund ihrer klinischen und genetischen Heterogenität, assoziierter Malformationen und der komplexen Innenohr-Anatomie

an sich besondere Anforderungen an die Bildgebung [2,40,42,63,89,103,111,127,149]. Verschiedenartige, singuläre und syndromale Innenohr-Dysplasien konnten mittels des vorgestellten Bildgebungsprotokolls umfassend dargestellt werden unter Einschluß des inneren Gehörgangs (Aplasie des N. vestibulocochlearis) und des vestibulären Aquädukts (Syndrom des erweiterten vestibulären Aquädukts).

Wenngleich die Fibrosierung und Ossifikation der labyrinthären Flüssigkeitsräume als gemeinsame Endstrecke verschiedenartiger Schädigungen (meningogene und tympanogene Entzündung, Autoimmungenese, Trauma, Operation etc.) auftreten können [138], so zeigten sich in unseren Untersuchungen pathomorphologische Unterschiede in der 3D-Bildgebung, u.a. zwischen postentzündlichen und dysplastischen Labyrinth-Läsionen, [105,106]. ADDIN Himi et al. [77] konnten bei Patienten, die im Rahmen der CI-Vorbereitung evaluiert wurden, nachweisen, daß auch innerhalb der Gruppe (post-) entzündlicher Labyrinth-Obliterationen das Verteilungsmuster Aufschluß geben kann über die zugrundeliegende Pathogenese (tympanogene versus postmeningitische Labyrinthitis). Marsot-Dupuch et al [138] nennen als Grund einer unisclaren Obliteration der Cochlea bei meningogener Labyrinthitis das Eindringen infektiösen Liquors in die Scala tympani über den cochleären Aquädukt. Dieser Zusammenhang zwischen Pathogenese und Pathomorphologie bzw. Topographie labyrinthärer Läsionen ist u.a. bei der CI-Versorgung von Bedeutung, da bei basocochleären Obliterationen wie im Rahmen der meningogenen Labyrinthitis ossificans die Wahl eines Aggregats mit tiefer Elektrodeninsertion die Stimulation potentiell intakter neuraler Strukturen in den apikalen Cochleaanteilen ermöglicht [64]. Diese Erkenntnisse unterstreichen den Zusammenhang zwischen der Pathogenese und Pathomorphologie labyrinthärer Läsionen und somit die Bedeutung einer detaillierten Visualisierung obliverativer Veränderungen des Innenohrs, wie sie auch von anderen Autoren gefordert wird [4,31]. Der Abgleich der Bildgebungsbefunde mit etablierten diagnostischen Techniken, im Idealfall dem intraoperativen Befund, ist in der Innenohrbildgebung nur bedingt möglich, da rekonstruktive Operationen wie in der Mittelohr-Chirurgie nicht durchgeführt werden. Die problemlose Einführung der CI-Elektrode im Rahmen der Cochleostomie kann als Hinweis auf die Durchgängigkeit der Schneckenwindungen gelten und war in unserem Kollektiv bei allen präoperativ als unauffällig evaluierten CI-Patienten gegeben.

Bei den Patienten mit postoperativen labyrinthären Obliterationen (n = 6) zeigte sich eine vollständige Übereinstimmung zwischen dem operativen Procedere und der 3D-visualisierten Labyrinth-Pathologie mittels MRT, wobei verallgemeinernde Schlußfolgerungen aufgrund der geringen Fallzahl nur bedingt möglich sind. Eine hohe Sensitivität der 3D-Innenohr-Rekonstruktionen in der Visualisierung segmentaler Obliterationen des labyrinthärer Lumens konnte anhand des Vergleichs mit 58 in der CT gesicherten Labyrinth-Läsionen nachgewiesen werden, die sämtlich erfaßt wurden. Lemmerling et al. [121] ordneten der CISS-Sequenz eine Sensitivität von 94,1% sowie eine Spezifität von 99,2% in der Detektion labyrinthärer Läsionen zu bezogen auf die Gesamtzahl der mittels dreier verschiedener MRT-Sequenzen detektierten IO-Affektionen zu, wobei auch die Ergebnisse einer KM-gestützten T1-gewichteten Sequenz herangezogen wurden.

MAI/KHBW

Die neuroendoskopische Untersuchung der basalen Zisternen, die erstmals 1917 beschrieben wurde [46], stellt eine invasive Maßnahme dar, die aufgrund der damit verbundenen Risiken in der Regel nur im Rahmen einer therapeutischen Maßnahme und nicht zu diagnostischen Zwecken allein durchgeführt wird. Fortschritte in der Technologie der endoskopischen Optiken und Lichtquellen sowie der Bildwiedergabe [132] führten zu einem verstärkten Interesse an der Technik der Neuroendoskopie in der ersten Hälfte des letzten Jahrzehnts [128-131,173], in deren Folge der Bedarf an einer adäquaten präinterventionellen Bildgebung relevanter neurovaskulärer Strukturen wuchs.

Die sehr guten Langzeitergebnisse (komplette Symptombefreiheit in der Langzeit-Nachbeobachtung über 5-6 Jahre bei $\geq 70-84\%$ der Patienten) der neurochirurgisch durchgeführten Dekompressionsbehandlungen bei Patienten mit Hemispasmus facialis und Trigeminus-Neuralgie [8,9,36] haben das diagnostische und therapeutische Interesse an den zisternalen Kompartimenten weiter befördert.

Die diagnostische Wertigkeit der präoperativen Bildgebungstechniken dieser epidemiologisch bedeutsamen Krankheitsbilder (Inzidenz der Trigeminus-Neuralgie/Jahr: 4,3/100000) [21] wird weitgehend von deren Eignung beeinflusst, neurovaskuläre Kontakte zu visualisieren. In mehreren Studien konnte die Eignung der MRT belegt werden, den intrazisternalen Verlauf der Hirnnerven detailliert

abzubilden [33,39,226]. Zur Darstellung neurovaskulärer Kontaktzonen wurde empfohlen dünn-schichtige MRT-Sequenzen zu wählen [142,171,179], teilweise in Kombination mit MR Angiographie-Sequenzen. Der 3DFT CISS-Sequenz wurde die höchste diagnostische Effektivität in der Detektion operativ verifizierter neurovaskulärer Konflikte im Kleinhirn-Brückenwinkel zugesprochen [60,171].

Das prinzipielle Problem in der Visualisierung dieser, mittels operativer Dekompressionsverfahren in einem hohen Prozentsatz erfolgreich zu behandelnden [8,9], zisternalen Pathologien liegt in der Unterscheidung zwischen einem neurovaskulären Kontakt und einer dadurch bedingten Krankheitswertigen Konflikt-Konstellation. Als Hilfskriterien können hier, neben der Klinik, die Verlagerung bzw. die Verformung des betreffenden Hirnnerven genannt werden [143], sowie die präzise Lokalisation der Kontaktstelle, v.a. der Nachweis einer Beteiligung der Wurzeleintrittszone (WEZ). Alle drei Merkmale, Verlagerung, Verformung und Beziehung zur WEZ, sind dreidimensional in wenigen Abbildungen darstellbar, während zweidimensional eine Vielzahl von Schnittbildern und Reformationen heranzuziehen ist. Die von Shigematsu et al. benannten Einschränkungen der virtuell-zisternoskopischen Darstellung [194], wie Untersucher-Abhängigkeit, das Auftreten typischer Bildartefakte und die eingeschränkte Darstellbarkeit anatomischer Strukturen geringer Größe, waren auch in unseren Untersuchungen zu verzeichnen. Hier waren neben Flußartefakten insbesondere Pulsationsartefakte der A. basilaris sowie der A. carotis interna von Bedeutung. Boor et al. [18] betonen in ihrer 1998 erschienenen Arbeit den Wert der VZ für die präoperative Planung des chirurgischen Zugangs u.a. bei neurovaskulären Kompressionssyndromen und postulieren weitere Arbeiten zur Standardisierung dieser Technik.

Neben einer Optimierung der Detailauflösung im Rahmen der Datenakquisition hatten die vorliegenden Untersuchungen die Etablierung eines standardisierten NV-Protokolls zur Durchführung der virtuellen Zisternoskopie zum Gegenstand. Die Kriterien, die an das NV-Protokoll anzulegen waren, entsprachen im wesentlichen den in den anderen Themenbereichen dieser Arbeit genannten Vorgaben (Erzeugung kleinstmöglicher, isotroper Voxel, semi-automatisiertes NV-Protokoll, an neuroendoskopische Bildmerkmale angepasste Parameterwahl). Da die Bildgebung des KHBW integrativer Bestandteil der labyrinthären Bildgebung bei Schallempfindungs-Schwerhörigkeit ist, ergeben sich weitgehende

Überschneidungen bezüglich der Datenakquisition. Der wünschenswerten Erweiterung des Untersuchungsbereiches von ca. 32 mm in unserem Protokoll (gegenüber 45 mm in der Arbeit von Shigematsu [193]) stand die damit verbundene Verlängerung der Untersuchungszeit entgegen. In der weit überwiegenden Zahl der Untersuchungen ermöglichte eine Zentrierung in Höhe des inneren Gehörgangs die Abbildung der epidemiologisch bedeutsamen neurovaskulären Konfliktzonen der Hirnnerven V–VIII.

In Übereinstimmung mit anderen Autoren [194] zeigte sich auch in unseren Untersuchungen, daß die virtuelle Zisternoskopie als komplementäres Untersuchungsverfahren anzusehen ist, dessen diagnostische Wertigkeit nur in Zusammenhang mit den primären Schnittbilddaten gegeben ist. Dies galt insbesondere für die Identifikation zisternaler Gefäße, deren Verläufe variabel ausgeprägt sein können und die daher die multiplanare Durchmusterung der Schnittbilddaten erfordern. Diese Option wird üblicherweise von der Volume Rendering-Software bereitgestellt, so daß zu jedem Zeitpunkt des interaktiven Rekonstruktions-Prozesses eine räumliche Orientierung gewährleistet ist. Sobald der Rekonstruktions-Prozess beendet ist und VZ-Ansichten erzeugt worden sind, ist es für die nachfolgenden Diagnostiker schwierig, ohne detaillierte Information über die Position der virtuellen Kamera die räumliche Information, die in den dreidimensionalen Bildern enthalten ist, zu nutzen. Ein Lösungsansatz besteht in der Verwendung standardisierter perspektivischer Ansichten zusammen mit Referenzbildern, wie in den von uns vorgestellten Protokollen. Die Durchführung von Farbkodierungen der tubulären zisternalen Strukturen zur Differenzierung von Nerven und Gefäßen, entweder durch manuelle Segmentation an der Workstation oder unter Nutzung kommerziell verfügbarer NV-Programme für digitale Bilddaten, kann die räumliche Orientierung innerhalb der VZ-Ansichten erleichtern. Wenn auch die farbkodierten 3D-Ansichten hilfreich bei der Dokumentation und Demonstration pathoanatomisch komplexer Befunde sind, bergen dieserart präselektierte Bildinformationen das Risiko der Weitergabe initial fehlerhaft zugeordneter anatomischer Bildinformationen an nachfolgende Filmleser. Auch hier ist die gleichzeitige Bereitstellung standardisierter VZ-Ansichten bzw. von 2D- und 3D-Referenz-Bildern unerlässlich zur diagnostischen Nutzung der Bildinformationen.

In unserem Kollektiv wurde nur bei drei Patienten, bei denen nach Maßgabe der Bildgebung und der Klinik die Diagnose eines neurovaskulären Konflikts in den basalen Zisternen gestellt wurde, eine operative Dekompressions-Behandlung in Betracht gezogen. Da eine Patientin die operative Versorgung nach dem Aufklärungsgespräch ablehnte und bei zwei anderen Patienten die neurochirurgische Evaluation zum Zeitpunkt der Fertigstellung dieser Arbeit noch nicht abgeschlossen war, konnte die Korrelation zwischen Bildgebung und OP-Befund nicht gesichert werden. Die anderen Patienten mit Hinweisen auf einen neurovaskulären Konflikt in der Bildgebung und korrespondierenden klinischen Befunden, wurden zunächst einer medikamentösen Behandlung mit membranstabilisierenden Antikonvulsiva (Carbamazepin) in steigenden Dosierungen unterzogen [62].

Eine Korrelation der Bildgebungsbefunde mit intraoperativen Befunden wurde in zwei Studienpatienten durchgeführt, in denen intrameatal (MAI) lokalisierte Schwannome operativ versorgt wurden. In beiden Fällen bestätigte der OP-Bericht die präoperativ auf der Basis der 2D- und 3D-Ansichten durchgeführte Zuordnung des intrameatalen Tumors zu den Komponenten des akustikofacialen Bündels (1 Schwannom des N. vestibularis superior, 1 Schwannom des N. facialis). Diese Zuordnung ist für das operativ bedingte Ertaubungsrisiko und somit für die Patienten-Aufklärung von entscheidender Bedeutung. Handelt es sich bei der abzuklärenden intrameatalen Raumforderung um ein Schwannom des N. vestibularis (und nicht des N. cochlearis), kann in bis zu ca. 80% der Fälle eine hörerhaltende Tumorentfernung durchgeführt werden [167]

Wenngleich die begrenzte operative Korrelation der Bildgebungsbefunde hinsichtlich neurovaskulärer Konflikte die Aussagekraft unserer Untersuchungen einschränkt, so liegen von anderen Arbeitsgruppen durchgeführte Vergleiche der auf der Basis der 3DFT CISS-Sequenz erhobenen Bildgebungsbefunde bei neurovaskulären Konflikten der HN V und VII mit intraoperativen Befunden bei mehr als 150 Patienten vor [60,224,225]. In diesen Studien konnte die hohe Sensitivität ($\geq 89\%$) der CISS-Sequenz in der Detektion neurovaskulärer Konflikte gesichert werden.

3 Zusammenfassung

BILDGEBUNG DES MITTELOHRS

Gegenstand der vorliegenden Untersuchungen waren die Optimierung etablierter und die Evaluierung neuer Verfahren der Akquisition hochauflösender Schnittbilddaten in der otologischen Bildgebung sowie die Standardisierung und Evaluierung darauf basierender dreidimensionaler Visualisierungstechniken.

Im Rahmen der Felsenbeinbildgebung (Mittelohr und knöchernes Labyrinth) wurde unter Nutzung der 1999 eingeführten Mehrschicht-Spiral-CT (MS-CT) anhand von Kadaverstudien ein Akquisitionsprotokoll entwickelt, das eine hohe, isotrope Detailauflösung (ca. 0,3 x 0,3 x 0,3 mm Voxelgröße) mit einer vergleichsweise niedrigen Strahlenexposition verband und übliche Maßnahmen der Bilddatenoptimierung incl. zusätzlicher Schichtungen erübrigte. Das Protokoll wurde in der Folge über einen Zeitraum von 21 Monaten bei insgesamt 200 Patienten eingesetzt und in Anwendungsstudien durch radiologische Diagnostiker vergleichend zur herkömmlichen Akquisitionstechnik bezüglich der Bildqualität, der diagnostischen Wertigkeit, der Beurteilbarkeit Submillimeter-feiner kritischer Bildelemente sowie hinsichtlich der Eignung zur präoperativen Bildgebung (u.a. vor Ohrmuschel-Epithese, Tympanoplastik und Cochlear Implant-Versorgung) evaluiert. Die Bilddaten der MS-CT wiesen signifikant höhere Bewertungen ($p < 0,001$) bezüglich der Bildqualität und diagnostischen Wertigkeit sowohl hinsichtlich der zweidimensionalen Quelldaten als auch daraus abgeleiteter dreidimensionaler Bildrekonstruktionen auf, bei überlegener Abgrenzbarkeit der Stapes-Suprastruktur ($p < 0,005$) im Vergleich zur Inkremental-CT. Verschiedenartige, teilweise syndromale Dysplasien des Schläfen- und Felsenbeins wurden in 16,7% der Patienten detektiert und mittels der MS-CT-Daten umfassend charakterisiert. In Zusammenarbeit mit Otochirurgen wurde ein Protokoll zur virtuell-endoskopischen tympanalen Bildgebung (sog. virtuelle Otoskopie) auf der Basis der Volume Rendering-Technik entwickelt, zunächst anhand von Kadaverstudien hinsichtlich methodischer Limitationen evaluiert und nachfolgend bei 126 Patienten mit fraglich oder sicher pathologischen Befunden eingesetzt. Die virtuelle Otoskopie erwies sich als wichtige komplementäre Bildgebungstechnik zur zweidimensionalen Bildgebung bei verschiedenartigen

ossikulären Pathologien, in der Bildgebung des postoperativen Status sowie zur Darstellung der tympanalen Kompartimente bei intrakavitären Raumforderungen. Wichtige methodische Limitationen, neben der Beschränkung auf die Oberflächendarstellung, zeigten sich in der Abbildung weichteildichter Strukturen geringen Kalibers, der Erfassung otosklerotischer Läsionen im Bereich der Stapes-Fußplatte sowie der Beurteilung der Funktionalität der Ossikelkette inklusive tympanoplastischer Prothesen. Das vorgestellte Protokoll zur Bilddatennachverarbeitung erwies sich als geeignet für den Einsatz in der Bildgebungsroutine, da durch die Wahl eines Schwellenwert-gesteuerten Rekonstruktions-Algorithmus, den Einsatz semiautomatisierter Nachverarbeitungsprotokolle, sowie die Standardisierung der Kamerapositionen die virtuelle Otoskopie unilateral innerhalb von ca. 10 Minuten durchgeführt werden konnte. Die Kombination aus Datenakquisition mittels MS-CT und der virtuellen Otoskopie ermöglichte die Erfassung aller intraoperativ beschriebenen ossikulären Pathologien ohne falsch positive Befunde, wobei sich die o.a. methodischen Limitationen der VO vorwiegend in widersprüchlichen Ergebnissen zwischen Morphologie und Funktionsstatus der Ossikelkette dokumentierten. Der Korrelationskoeffizient nach Spearman zur Bestimmung des Zusammenhanges zwischen dem aus der Bildgebung abgeleiteten Status der Schalleitung und einer zeitnah durchgeführten Audiometrie betrug 0,89.

BILDGEBUNG DES INNENOHRS, MAI UND KHBW

Im Rahmen der Bildgebung des Innenohrs, inneren Gehörgangs und Kleinhirn-Brückenwinkels wurde zunächst anhand von Probanden-Messungen eine stark T2-gewichtete MRT-Sequenz (3DFT CISS) dahingehend optimiert, daß die Akquisition sehr hoch auflösender Datensätze mit isotropen Voxeln (0,5 x 0,5 x 0,5 mm) unter Einsatz der Kopfspule innerhalb einer klinisch-radiologisch akzeptablen Messzeit (< 15 Min.) möglich wurde. Dieses Protokoll wurde in der Folge über einen Zeitraum von 24 Monaten bei insgesamt 347 konsekutiven Patienten eingesetzt, die mehrheitlich (ca. 68%) zur Bildgebung wegen Schallempfindungs-Schwerhörigkeit, Tinnitus und/oder Vertigo zugewiesen worden waren. Die Bildqualität der Primär-Datensätze ermöglichte die regelhafte, scharfe Abgrenzbarkeit der kritischen Bildelemente (u.a. des interskalaren Septums und der intrameatalen Hirnnerven), wobei Artefakte vorwiegend durch Gefäß-Pulsationen sowie petrosale Sekretverhalte entstanden. Die dreidimensionale Nachverarbeitung der HR Datensätze erfolgte mittels der Volume

Rendering-Technik, die es erlaubte durch zwei oberflächenschattierte Ansichten alle Labyrinth-Segmente abzubilden und zusätzlich durch Parametervariationen (Schwellenwert, Depth Cueing) typische Bildartefakte zu unterdrücken. Diese Technik der Nachverarbeitung (NV) wurde in Anwendungsstudien vergleichend zur verbreiteten NV-Technik der Maximum Intensity Projection anhand von insgesamt 2400 Einzelbewertungen der labyrinthären Segmente evaluiert und wies bei vergleichbarer NV-Dauer eine höhere Bildqualität und diagnostische Wertigkeit auf ($p < 0,001$), bei verbesserter Abgrenzbarkeit der labyrinthären Segmente ($p < 0,001$) und verkürzter Dauer der Bildanalyse ($p < 0,001$). Da Innenohr-Dysplasien aufgrund der komplexen labyrinthären Architektur, der Vielfalt und phänotypischen Variabilität sowie des syndromalen Auftretens besondere Anforderungen an die Bildgebung stellen, wurde die Eignung des Volume Rendering zur Bilddaten-NV bei labyrinthären Dysplasien im Rahmen einer retrospektiven Studie bei insgesamt 158 konsekutiven Patienten mit Schallempfindungs-Schwerhörigkeit evaluiert. Auf der Basis der Anamnese, klinischen Befunde und anhand von OP-Berichten konnten bei 5,7% der Patienten verschiedenartige labyrinthäre Dysplasien visualisiert und von andersartigen labyrinthären Pathologien (postentzündlich, postoperativ) abgegrenzt werden. Bei allen vor CI-Versorgung mittels HR MRT evaluierten Patienten, die einen unauffälligen Befund hatten, konnte die Elektrodeninsertion erfolgreich durchgeführt, ebenso wie bei einem Patienten mit dem bildgebenden Verdacht auf eine Labyrinthfibrose (falsch positiver Befund). In der Korrelation von 56 computertomographisch gesicherten Obliterationen des labyrinthären Lumens mit den VR-Rekonstruktionen des Innenohrs zeigte sich eine vollständige Übereinstimmung hinsichtlich Anzahl und Verteilung der Läsionen.

Bezüglich der Bildgebung des Kleinhirn-Brückenwinkels wurde die Technik der endoluminalen Visualisierung der basalen Zisternen sowie des inneren Gehörgangs auf der Basis der o.a. 3DFT-CISS-Sequenz gewählt, im Sinne einer sog. virtuellen Zisternoskopie. Die Datensätze wurden unter Variation der Volume Rendering-Parameter derart nachverarbeitet, daß sowohl der intrazisternale Verlauf als auch die Wurzeleintrittszone der Hirnnerven V-VIII überlagerungsfrei zur Darstellung kamen. Die virtuell-zisternoskopischen Ansichten waren in der Lage die komplexen räumlichen Beziehungen der neurovaskulären, intrazisternalen Strukturen in wenigen 3D-Ansichten zusammenzufassen. Zur zweifelsfreien Zuordnung der neurovaskulären Strukturen jedoch war, ebenso wie zum Verständnis der 3D-Ansichten, die Durchmusterung der axialen Schnittbilddaten bzw. daraus abgeleiteter multiplanarer

Reformationen unerlässlich. Es wurden standardisierte NV-Protokolle zur intrazisternalen Darstellung der Hirnnerven V-VIII definiert und auf die Datensätze von 14 Patienten angewandt, bei denen aufgrund der Anamnese, klinischen Befunde und Schnittbildgebung die Diagnose eines neurovaskulären Konflikts bzw. eines neuralen Kompressionssyndroms anderer Genese erhoben worden war. In 12 Patienten konnten die neuralen Konflikt- bzw. Kompressionsareale dreidimensional mit hoher Detailauflösung visualisiert werden. Bei 7/12 Patienten fand der Bildgebungsbefund Eingang in die Diagnose, Differentialdiagnose und oder Therapie des Patienten. Eine Korrelation mit intraoperativen Befunden konnte nur bei zwei Patienten durchgeführt werden, die wegen kleiner Tumoren im Fundus des inneren Gehörgangs einer präoperativen Bildgebung unterzogen worden waren; hier bestätigte sich in beiden Fällen die bildgebend getroffene Zuordnung des Tumors zum intrameatalen Hirnnerven.

Zusammenfassend führte die Optimierung der Akquisitionstechniken zu einer verbesserten Abgrenzbarkeit klinisch relevanter Bilddetails und war gleichzeitig Voraussetzung für die Erzeugung bildqualitativ hochwertiger dreidimensionaler Bildrekonstruktionen. Die Kombination aus hochauflösenden Akquisitionstechniken und der dreidimensionalen Visualisierung mittels Volume Rendering ermöglichte die nicht-invasive endoluminale Darstellung im Sinne einer virtuellen Oto- bzw. Neuroendoskopie. Trotz weitgehender Übereinstimmung zwischen der realen und virtuell dargestellten Pathomorphologie ossikulärer Strukturen in der Mittelohr-Bildgebung zeigten sich methodische Limitationen in der Erfassung der Pathophysiologie. Die 3D-Bildgebung des Innenohrs gewährleistete eine detaillierte Darstellung pathoanatomisch komplexer Veränderungen und erlaubte dadurch Rückschlüsse auf die Pathogenese. Insbesondere in der Bildgebung des Mittelohrs und Kleinhirn-Brückenwinkels erwiesen sich die virtuell-endoskopischen Ansichten als komplementäre Darstellungstechniken, deren Ergebnisse im Zusammenhang mit den primären Schnittbilddaten und den klinischen Untersuchungsergebnissen zu interpretieren sind.

Prospektiv ist aufgrund neuer Gerätetechnologien in der Bilddaten-Erfassung (z.B. 16-Schicht-Spiral-CT) sowie höheren Rechnerleistungen in der Daten-Nachverarbeitung von einer zunehmenden Verbreitung dreidimensionaler Bildgebungstechniken auszugehen.

4 Literatur

1. ALI QM, ULRICH C, BECKER H. Three-dimensional CT of the middle ear and adjacent structures. *Neuroradiology*. 1993;**35**:238-41.
2. ARELLANO B, RAMIREZ-CAMACHO R, TRINIDAD A, VICENTE J. Inner ear malformations: Mondini's dysplasia. *J Otorhinolaryngol*. 1999;**61**:360-3.
3. ARNOLD B, JAGER L, GREVERS G. Visualization of inner ear structures by three-dimensional high-resolution magnetic resonance imaging. *Am J Otol*. 1996;**17**:480-5.
4. ARRIAGA MA, CARRIER D. MRI and clinical decisions in cochlear implantation. *Am J Otol*. 1996;**17**:547-53.
5. ASCHENDORFF A, MARANGOS N, LASZIG R. Large vestibular aqueduct syndrome and its implication for cochlear implant surgery. *Am J Otol*. 1997;**18**:S57.
6. AU G, GIBSON W. Cochlear implantation in children with large vestibular aqueduct syndrome. *Am J Otol*. 1999;**20**:183-6.
7. AWENGEN DF, NISHIHARA S, KUROKAWA H, GOODE RL. Measurements of the stapes superstructure. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1995;**104**:311-6.
8. BARKER FG, 2ND, JANNETTA PJ, BISSONETTE DJ, LARKINS MV, JHO HD. The long-term outcome of microvascular decompression for trigeminal neuralgia. *N Engl J Med*. 1996;**334**:1077-83.
9. BARKER FG, 2ND, JANNETTA PJ, BISSONETTE DJ, SHIELDS PT, LARKINS MV, JHO HD. Microvascular decompression for hemifacial spasm. *J Neurosurg*. 1995;**82**:201-10.
10. BECKER W, BUCKINGHAM RA, HOLINGER PH, STEINER W, JAUMANN MP. *Atlas of Ear, Nose and Throat Diseases*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1984.
11. BENTON C, BELLET PS. Imaging of congenital anomalies of the temporal bone. *Neuroimaging Clin N Am*. 2000;**10**:35-53.

12. BESS FH, MILLER GW, GLASSCOCK ME, 3RD, BRATT GW. Unexplained conductive hearing loss. *South Med J.* 1980;**73**:335-8.
13. Bhansali SA, Honrubia V. Current status of electronystagmography testing. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1999;**120**:419-26.
14. Biedermann F. Aussagewert und Standardisierung der Röntgendiagnostik bei den Mißbildungen des Mittelohres. Habilitationsschrift. Institut für Radiologie, Charité. Berlin: Humboldt Universität; 1985.
15. BONAFE A. Imaging of conductive hearing loss. *J Radiol.* 1999;**80**:1772-9.
16. BONGARTZ G, S.J. G, A.G. J, LEONARDI M, VAN MEERTEN EVP. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. In. EUR 16262 EN. ed: European Study Group of radiologists and physicists; 1998.
17. BOOR S, MAURER J, MANN W, STOETER P. Virtual endoscopy of the inner ear and the auditory canal. *Neuroradiology.* 2000;**42**:543-7.
18. BOOR S, RESCH KM, PERNECZKY A, STOETER P. Virtual endoscopy (VE) of the basal cisterns: its value in planning the neurosurgical approach. *Minim Invasive Neurosurg.* 1998;**41**:177-82.
19. BOTNAR RM, STUBER M, KISSINGER KV, MANNING WJJ. Free-breathing 3D coronary MRA: The impact of "isotropic" image resolution. *Magn Reson Imaging.* 2000:389-93.
20. BOWDLER DA, WALSH RM. Comparison of the otoendoscopic and microscopic anatomy of the middle ear cleft in canal wall-up and canal wall-down temporal bone dissections. *Clin Otolaryngol.* 1995;**20**:418-22.
21. BOWSHER D. Trigeminal neuralgia: an anatomically oriented review. *Clin Anat.* 1997;**10**:409-15.
22. Bruzzo M, Braccini F, Caces F, Vallicioni JM, Chays A, Magnan J. Fixed malleolar head syndrome. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac.* 1998;**115**:279-83.
23. BUNDESÄRZTEKAMMER. Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie. *Dt. Ärzteblatt.* 1992;**89**.

24. CALHOUN PS, KUSZYK BS, HEATH DG, CARLEY JC, FISHMAN EK. Three-dimensional volume rendering of spiral CT data: theory and method. *Radiographics*. 1999;**19**:745-64.
25. CALZOLARI F, GARANI G, SENSI A, MARTINI A. Clinical and radiological evaluation in children with microtia. *Br J Audiol*. 1999;**33**:303-12.
26. CAMP JD, ALLEN E. P. Microtia and congenital atresia of the external auditory canal. *Am J Roentgenol*. 1940;**43**:201-3.
27. CANIGIANI G. Konventionelle Röntgendiagnostik des Felsenbeines. *Radiologe*. 1997;**37**:925-32.
28. CASSELMAN JW. Temporal bone imaging. *Neuroimaging Clin N Am*. 1996;**6**:265-89.
29. CASSELMAN JW, BENSIMON JL. Bildgebung des Innenohrs. *Radiologe*. 1997;**37**:954-63.
30. 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**:278-86.
31. 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.
32. 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 Suppl*. 1994;**513**:15-27.
33. 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. *Am J Neuroradiol*. 1993;**14**:47-57.
34. CASSELMAN JW, MAJOOR MH, ALBERS FW. MR of the inner ear in patients with Cogan syndrome. *Am J Neuroradiol*. 1994;**15**:131-8.

35. CASSELMAN JW, OFFECIERS EF, DE FOER B, GOVAERTS P, KUHWEIDE R, SOMERS T. CT and MR imaging of congenital abnormalities of the inner ear and internal auditory canal. *Eur J Radiol.* 2001;**40**:94-104.
36. CHANG JW, CHANG JH, PARK YG, CHUNG SS. Microvascular decompression in trigeminal neuralgia: a correlation of three-dimensional time-of-flight magnetic resonance angiography and surgical findings. *Stereotact Funct Neurosurg.* 2000;**74**:167-74.
37. CZERNY C, GSTOETTNER W, ADUNKA O, HAMZAVI J, BAUMGARTNER WD. Postoperative Darstellung und Erfassung der Lage und Insertionstiefe von multikanalikulären Cochlear-Implantaten durch die hochauflösende Computertomographie und durch das Nativröntgen. *Wien Klin Wochenschr.* 2000;**112**:509-11.
38. CZERNY C, GSTOETTNER W, ADUNKA O, HAMZAVI J, BAUMGARTNER WD. Praoperative Bildgebung vor dem Einsetzen eines multikanalikulären Cochlear-Implantates mittels Computer- und Magnetresonanztomographie der Innenohrregion. *Wien Klin Wochenschr.* 2000;**112**:481-6.
39. CZERNY C, RAND T, GSTOETTNER W, WOELFL G, IMHOF H, TRATTNIG S. MR imaging of the inner ear and cerebellopontine angle: comparison of three-dimensional and two-dimensional sequences. *Am J Roentgenol.* 1998;**170**:791-6.
40. DAHLEN RT, HARNSBERGER HR, GRAY SD, SHELTON C, ALLEN R, PARKIN JL, SCALZO D. Overlapping thin-section fast spin-echo MR of the large vestibular aqueduct syndrome. *Am J Neuroradiol.* 1997;**18**:67-75.
41. DAHM MC, MACK MG, TYKOCINSKI M, VOGL TJ. Submillimeter imaging and reconstruction of the inner ear. *Am J Otol.* 1997;**18**:S54-6.
42. DAVIDSON HC, HARNSBERGER HR, LEMMERLING MM, MANCUSO AA, WHITE DK, TONG KA, DAHLEN RT, SHELTON C. MR evaluation of vestibulocochlear anomalies associated with large endolymphatic duct and sac. *Am J Neuroradiol.* 1999;**20**:1435-41.

43. DECLAU F, VAN SPAENDONCK M, TIMMERMANS JP, MICHAELS L, LIANG J, QIU JP, VAN DE HEYNING P. Prevalence of otosclerosis in an unselected series of temporal bones. *Otol Neurotol.* 2001;**22**:596-602.
44. DIAMANTOPOULOS, II, LUDMAN CN, MARTEL AL, O'DONOGHUE GM. Magnetic resonance imaging virtual endoscopy of the labyrinth. *Am J Otol.* 1999;**20**:748-51.
45. DILLO W, WEBER B, BECKER H. Computertomographische Untersuchungstechnik und Anatomie des Felsenbeines. *Klinische Neuroradiologie.* 1998;**8**:159-64.
46. DOYEN E. Retro-Gasserian neurotomy of the trigeminal nerve, with the aid of intracranial endoscopy. In: *Surgical therapeutics and operative techniques.* London: Baillière, Tindall, Cox, 1917:599-602.
47. EDELSTEIN DR, MAGNAN J, PARISIER SC, CHAYS A, ISAACS RS, GIGNAC D, BUSHKIN S, HAN JC. Microfiberoptic evaluation of the middle ear cavity. *Am J Otol.* 1994;**15**:50-5.
48. ELLUL S, SHELTON C, DAVIDSON HC, HARNSBERGER HR. Preoperative cochlear implant imaging: is magnetic resonance imaging enough? *Am J Otol.* 2000;**21**:528-33.
49. FELLNER F, BLANK M, FELLNER C, BOHM JURKOVIC H, BAUTZ W, KALENDER WA. Virtual cisternoscopy of intracranial vessels: a novel visualization technique using virtual reality. *Magn Reson Imaging.* 1998;**16**:1013-22.
50. FELLNER F, BLANK M, FELLNER C, BOHM-JURKOVIC H, BAUTZ W, KALENDER WA. Virtual cisternoscopy of intracranial vessels: a novel visualization technique using virtual reality. *Magn Reson Imaging.* 1998;**16**:1013-22.
51. FENEIS H. *Anatomisches Bildwörterbuch der internationalen Nomenklatur.* 8. ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1998.

52. FRANKENTHALER RP, MOHARIR V, KIKINIS R, VAN KIPSHAGEN P, JOLESZ F, UMANS C, FRIED MP. Virtual otoscopy. *Otolaryngol Clin North Am.* 1998;**31**:383-92.
53. FUCHS T, KRAUSE J, SCHALLER S, FLOHR T, KALENDER WA. Spiral interpolation algorithms for multislice spiral CT--part II: measurement and evaluation of slice sensitivity profiles and noise at a clinical multislice system. *IEEE Trans Med Imaging.* 2000;**19**:835-47.
54. FUCHS TO, KACHELRIESS M, KALENDER WA. System performance of multislice spiral computed tomography. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 2000;**19**:63-70.
55. GALANSKI M, NAGEL HD, STAMM G. CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland. *Fortschr Röntgenstr.* 2001;**173**:R1-R66.
56. GALLIVAN RP, NGUYEN TH, ARMSTRONG WB. Head and neck computed tomography virtual endoscopy: evaluation of a new imaging technique. *Laryngoscope.* 1999;**109**:1570-9.
57. GANZER U, ARNOLD W. Leitlinie Schwerhörigkeit. (Klinischer Algorithmus). In: AWMF-Leitlinien-Register Nr. 017/053: Dt. Ges. f. Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde; 1996.
58. GIACOMUZZI SM, TORBICA P, RIEGER M, LOTTESBERGER C, PEER S, PEER R, PERKMANN R, BUCHBERGER W, BALE R, MALLOUHI A, JASCHKE W. Untersuchung zur Strahlenexposition bei der Einzelschicht- und Mehrschicht-Spiral- CT (eine Phantom-Studie). *Fortschr. Röntgenstr.* 2001;**173**:643 - 649.
59. GILANI S, NORBASH AM, RINGL H, RUBIN GD, NAPEL S, TERRIS DJ. Virtual endoscopy of the paranasal sinuses using perspective volume rendered helical sinus computed tomography. *Laryngoscope.* 1997;**107**:25-9.
60. GIRARD N, PONCET M, CACES F, TALLON Y, CHAYS A, MARTIN-BOUYER P, MAGNAN J, RAYBAUD C. Three-dimensional MRI of hemifacial spasm with surgical correlation. *Neuroradiology.* 1997;**39**:46-51.

61. GOODHILL V. The fixed malleus syndrome. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol.* 1966;**70**:370-80.
62. GÖRGE H-H. Operative Behandlungsmöglichkeiten der Trigemiusneuralgie. *Der Schmerz.* 2001;**15**:48-58.
63. GRAHAM JM, PHELPS PD, MICHAELS L. Congenital malformations of the ear and cochlear implantation in children: review and temporal bone report of common cavity. *J Laryngol Otol Suppl.* 2000;**25**:1-14.
64. GSTOETTNER W, HAMZAVI J, FRANZ P, PLENK H, JR., CZERNY C, SUSANI M, ADUNKA O, BAUMGARTNER WD. Intracochleäre Position von Cochlear-Implantat-Elektroden. *Wien Klin Wochenschr.* 2000;**112**:477-80.
65. GUNKEL AR, THUMFART WF, FREYSINGER W. Computer-gestützte 3D-Navigationssystem. Überblick und Standortbestimmung. *HNO.* 2000;**48**:75-90.
66. GUNKEL AR, VOGELE M, MARTIN A, BALE RJ, THUMFART WF, FREYSINGER W. Computer-aided surgery in the petrous bone. *Laryngoscope.* 1999;**109**:1793-9.
67. 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. *Am J Neuroradiol.* 1999;**20**:1197-206.
68. HARMS V. Schätzen und Testen. In: *Biomathematik, Statistik und Dokumentation.* 7 ed. Kiel: Harms Verlag, 1998.
69. 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**:1037-42.
70. HARNSBERGER HR, DART DJ, PARKIN JL, SMOKER WR, OSBORN AG. Cochlear implant candidates: assessment with CT and MR imaging. *Radiology.* 1987;**164**:53-7.

71. HELD P, FELLNER C, FELLNER F, GRAF S, SEITZ J, STRUTZ J. 3D MRI of the membranous labyrinth. An age related comparison of MR findings in patients with labyrinthine fibrosis and in persons without inner ear symptoms. *J Neuroradiol.* 1998;**25**:268-74.
72. HELD P, FELLNER C, FELLNER F, SEITZ J, GRAF S, HILBERT M, STRUTZ J. MRI of inner ear and facial nerve pathology using 3D MP-RAGE and 3D CISS sequences. *Br J Radiol.* 1997;**70**:558-66.
73. 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**:465-72.
74. HELD P, FRUND R, SEITZ J, NITZ W, HAFFKE T, HEES H, WALDECK A. Comparison of a T2* w. 3D CISS and a T2 w. 3D turbo spin echo sequence for the anatomical study of facial and vestibulocochlear nerves. *J Neuroradiol.* 2000;**27**:173-8.
75. HENLE H. Bericht über Versuche, den Processus mastoideus im Röntgenbild darzustellen. In: *Verslg. dtsch. Naturforscher*: zitiert in E.G. Mayer, *Otologische Röntgendiagnostik*, Springer Verlag, Wien, 1930; 1904.
76. HERMANS R, FEENSTRA L, MARCHAL G, BAERT AL. Three-dimensional CT-imaging of the ossicular chain. *Clin Otolaryngol.* 1995;**20**:475-8.
77. HIMI T, AKIBA H, YAMAGUCHI T. Topographic analysis of inner ear lesions in profoundly deafened patients with tympanogenic and meningogenic labyrinthitis using three-dimensional magnetic resonance imaging. *Am J Otol.* 1999;**20**:581-6.
78. HIMI T, SAKATA M, SHINTANI T, MITSUZAWA H, KAMAGATA M, SATOH J, SUGIMOTO H. Middle ear imaging using virtual endoscopy and its application in patients with ossicular chain anomaly. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 2000;**62**:316-20.
79. HOPF J, LINNARZ M, GUNDLACH P, SCHAFFER E, LEEGE N, SCHERER H, SCHOLZ C, MULLER G. Microendoscopy of the Eustachian tube and the middle ear. Indications and clinical application. *Laryngorhinootologie.* 1991;**70**:391-4.

80. HOUNSFIELD GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. 1973. Br J Radiol. 1973;**68**:H166-72.
81. HOUNSFIELD GN. Historical notes on computerized axial tomography. J Can Assoc Radiol. 1976;**27**:135-42.
82. HOWARD JD, ELSTER AD, MAY JS. Temporal bone: three-dimensional CT. Part I. Normal anatomy, techniques, and limitations. Radiology. 1990;**177**:421-5.
83. HOWARD JD, ELSTER AD, MAY JS. Temporal bone: three-dimensional CT. Part II. Pathologic alterations. Radiology. 1990;**177**:427-30.
84. HSIEH J. Tomographic reconstruction for tilted helical multislice CT. IEEE Trans Med Imaging. 2000;**19**:864-72.
85. HU H. Multi-slice helical CT: scan and reconstruction. Med Phys. 1999;**26**:5-18.
86. HUSSTEDT H, PROKOP M, BECKER H. Fensterweite als dosisrelevanter Faktor bei Hochkontraststrukturen in der CT. Fortschr Röntgenstr. 1998;**168**:139- 43.
87. HUSSTEDT HW, PROKOP M, DIETRICH B, BECKER H. Low-dose high-resolution CT of the petrous bone. J Neuroradiol. 2000;**27**:87-92.
88. IWAYAMA E, NAGANAWA S, ITO T, FUKATSU H, IKEDA M, ISHIGAKI T, ICHINOSE N. High-resolution MR cisternography of the cerebellopontine angle: 2D versus 3D fast spin-echo sequences. Am J Neuroradiol. 1999;**20**:889-95.
89. JACKLER RK, LUXFORD WM, House WF. Congenital malformations of the inner ear: a classification based on embryogenesis. Laryngoscope. 1987;**97**:2-14.
90. JANI AB, PELIZZARI CA, CHEN GT, ROESKE J, HAMILTON RJ, MACDONALD RL, BOVA F, HOFFMANN KR, SWEENEY PA. Volume rendering quantification algorithm for reconstruction of CT volume-rendered structures: Part I. Cerebral arteriovenous malformations. IEEE Trans Med Imaging. 2000;**19**:12-24.

91. JOHNSON PT, HEATH DG, BLISS DF, CABRAL B, FISHMAN EK. Three-dimensional CT: real-time interactive volume rendering. *Am J Roentgenol.* 1996;**167**:581-3.
92. KALENDER WA, SEISSLER W, KLOTZ E, VOCK P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology.* 1990;**176**:181-3.
93. KARHUKETO TS, DASTIDAR PS, LAASONEN EM, SIPILA MM, PUHAKKA HJ. Visualization of the middle ear with high resolution computed tomography and superfine fiberoptic videomicroendoscopy. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 1998;**255**:277-80.
94. KARHUKETO TS, LAIPPALA PJ, PUHAKKA HJ, SIPILA MM. Endoscopy and otomicroscopy in the estimation of middle ear structures. *Acta Otolaryngol Stockh.* 1997;**117**:585-9.
95. KARHUKETO TS, PUHAKKA HJ, LAIPPALA PJ. Endoscopy of the middle ear structures. *Acta Otolaryngol Suppl Stockh.* 1997;**529**:34-9.
96. KARHUKETO TS, PUHAKKA HJ, LAIPPALA PJ. Tympanoscopy to increase the accuracy of diagnosis in conductive hearing loss. *J Laryngol Otol.* 1998;**112**:154-7.
97. KEITHLEY EM, CHEN MC, LINTHICUM F. Clinical diagnoses associated with histologic findings of fibrotic tissue and new bone in the inner ear. *Laryngoscope.* 1998;**108**:87-91.
98. KIMURA H, YAMAGUCHI H, CHENG SS, OKUDAIRA T, KAWANO A, IIZUKA N, IMAKIREI M, FUNASAKA S. Direct observation of the tympanic cavity by the superfine fiberscope. *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho.* 1989;**92**:233-8.
99. KLINGEBIEL R, BAUKNECHT H-C, FREIGANG B, KASCHKE O, LINKE R, MEUSCHEL-WEHNER S, WERBS M, LEHMANN R. Imaging of temporal bone dysplasias by multislice computed tomography. *Otol Neurotol.* 2002;akzeptiert.
100. KLINGEBIEL R, BAUKNECHT HC, KASCHKE O, WERBS M, FREIGANG B, BEHRBOHM H, ROGALLA P, LEHMANN R. Virtual Endoscopy of the

- Tympanic Cavity Based on High-resolution Multislice Computed Tomographic Data. *Otol Neurotol.* 2001;**22**:803-807.
101. KLINGEBIEL R, BAUKNECHT HC, LEHMANN R, ROGALLA P, WERBS M, BEHRBOHM H, KASCHKE O. Virtuelle Otoskopie - Technik, Indikationen und erste Erfahrungen mit dem Mehrschicht-Spiral-CT. *Fortschr Röntgenstr.* 2000;**172**:872-8.
102. KLINGEBIEL R, BAUKNECHT HC, ROGALLA P, BOCKMUHL U, KASCHKE O, WERBS M, LEHMANN R. High-resolution petrous bone imaging using multi-slice computerized tomography. *Acta Otolaryngol.* 2001;**121**:632-6.
103. 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**:574-581.
104. KLINGEBIEL R, FREIGANG B, BAUKNECHT H-C, THIEME N, ROGALLA P, WERBS M, KASCHKE O, LEHMANN R. Virtuelle Darstellungstechniken in der otologischen Bildgebung. *Laryngo-Rhino-Otologie.* 2001;**80**:555-62.
105. KLINGEBIEL R, THIEME N, KIVELITZ D, ENZWEILER C, WERBS M, LEHMANN R. Three-dimensional Imaging of the Inner Ear by Volume Rendered Reconstructions of Magnetic Resonance Data. *Arch Otolaryngol.* 2002;(in Druck).
106. KLINGEBIEL R, THIEME N, WERNER JF, 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**:384-6.
107. KLINGENBECK REGN K, SCHALLER S, FLOHR T, OHNESORGE B, KOPP AF, BAUM U. Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. *Eur J Radiol.* 1999;**31**:110-24.
108. KLINKE R, KRAL A, HARTMANN R. Sprachanbahnung über elektronische Ohren - So früh wie möglich. *Dt. Ärzteblatt.* 2001;**98**:2591-2594.

109. KLUG C, FABINYI B, TSCHABITSCHER M. Endoscopy of the middle ear through the eustachian tube: anatomic possibilities and limitations. *Am J Otol.* 1999;**20**:299-303.
110. KOSLING S, BOOTZ F. CT and MR imaging after middle ear surgery. *Eur J Radiol.* 2001;**40**:113-8.
111. KOSLING S, SCHNEIDER-MOBIUS C, KONIG E, MEISTER EF. Computertomographie bei Kindern und Jugendlichen mit Verdacht auf eine Felsenbeinmißbildung. *Radiologe.* 1997;**37**:971-6.
112. KÖSTER O. Computertomographie des Felsenbeines. Stuttgart: Thieme, 1988.
113. KÖSTER O, EWN K. Zur Strahlenbelastung bei der hochauflösenden Computertomographie des Felsenbeins. *Digitale Bilddiagn.* 1986;**6**:176-80.
114. KOSTER O, STRAEHLER-POHL HJ, KIM KH. Hochauflösende Computertomographie bei Missbildungen des Gehör- und Gleichgewichtsorgans. *Fortschr Röntgenstr.* 1987;**147**:39-45.
115. KROMBACH GA, SCHMITZ-RODE T, TACKE J, GLOWINSKI A, NOLTE-ERNSTING CC, GUNTHER RW. MRI of the inner ear: comparison of axial T2-weighted, three-dimensional turbo spin-echo images, maximum-intensity projections, and volume rendering. *Invest Radiol.* 2000;**35**:337-42.
116. KUMAKAWA K, TAKEDA H, MUTOH N, MIYAKAWA K, YUKAWA K, FUNASAKA S. Image analysis of the inner ear with CT and MR imaging: pre-operative assessment for cochlear implant surgery. *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho.* 1992;**95**:817-24.
117. LANGKOWSKI JH, THIELE F, MAAS R, KOOIJMAN H. Messungen zur Geräuschbelastung in der MR-Tomographie bei 1,5 Tesla. *Fortschr Röntgenstr.* 1989;**151**:483- 6.
118. LASZIG R, MARANGOS N. Management in bilaterally obliterated cochleae. *Adv Otorhinolaryngol.* 1995;**50**:54-8.
119. LEBLANC A. The cranial nerves: anatomy, imaging, vascularisation. 2 ed. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 1995.

120. LECLERC X, GODEFROY O, LUCAS C, BENHAIM JF, MICHEL TS, LEYS D, PRUVO JP. Internal carotid arterial stenosis: CT angiography with volume rendering. *Radiology*. 1999;**210**:673-82.
121. LEMMERLING M, DE PRAETER G, CAEMAERT J, VAN CAUWEMBERGE P, DE REUCK J, VERMEERSCH H, KUNNEN M. Accuracy of single-sequence MRI for investigation of the fluid-filled spaces in the inner ear and cerebellopontine angle. *Neuroradiology*. 1999;**41**:292-9.
122. LEMMERLING M, DHOOGHE I, MOLLET P, MORTIER G, VAN CAUWENBERGE P, KUNNEN M. CT of the temporal bone in the CHARGE association. *Neuroradiology*. 1998;**40**:462-5.
123. LEWIS MA. Multislice CT: opportunities and challenges. *Br J Radiol*. 2001;**74**:779-81.
124. LITTLETON JT, SHAFFER KA, CALLAHAN WP, DURIZCH ML. Temporal bone: comparison of pluridirectional tomography and high resolution computed tomography. *Am J Roentgenol*. 1981;**137**:835-45.
125. MACLENNAN. Radiation dose to the lens from CT of petrous bones. *Br J Radiology*. 1995;**68**:1136-37.
126. MAFEE MF. Magnetic resonance imaging for evaluation of otic labyrinth pathology. *Top Magn Reson Imaging*. 2000;**11**:25-37.
127. MAFEE MF, SELIS JE, YANNIAS DA, VALVASSORI GE, PRUZANSKY S, APPLEBAUM EL, CAPEK V. Congenital sensorineural hearing loss. *Radiology*. 1984;**150**:427-34.
128. MAGNAN J, CHAYS A, CACES F, LEPETRE C, COHEN JM, BELUS JF, BRUZZO M. Contribution of endoscopy of the cerebellopontine angle by retrosigmoid approach. Neuroma and vasculo-nervous compression. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac*. 1993;**110**:259-65.
129. MAGNAN J, CHAYS A, CACES F, LEPETRE-GILLOT C, COHEN JM, BELUS JF, BRUZZO M. Role of endoscopy and vascular decompression in the treatment of hemifacial spasm. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac*. 1994;**111**:153-60.

130. MAGNAN J, CHAYS A, COHEN JM, CACES F, LOCATELLI P. Endoscopy of the cerebellopontine angle. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)*. 1995;**116**:115-8.
131. MAGNAN J, CHAYS A, LEPETRE C, PENCROFFI E, LOCATELLI P. Surgical perspectives of endoscopy of the cerebellopontine angle. *Am J Otol*. 1994;**15**:366-70.
132. MAGNAN J, SANNA M. *Endoscopy in Neuro - Otology*. Stuttgart, New York: Thieme, 1999.
133. MANFRE L, LAGALLA R, FERRARA S, RIGGIO E, TORTORICI M, CARDINALE AE. MRI of the inner ear: use of modified GRASS and fast spin-echo sequences. A preliminary study. *Neuroradiology*. 1996;**38**:669-74.
134. MARANGOS N, ASCHENDORFF A. Congenital deformities of the inner ear: classification and aspects regarding cochlear implant surgery. *Adv Otorhinolaryngol*. 1997;**52**:52-6.
135. MARANGOS N, LASZIG R. Cochlear Implants. Die prothetische Versorgung bei Taubheit um die Jahrtausendwende. *HNO*. 1998;**46**:12-26.
136. MARANGOS N, STECKER M, LASZIG R. Topodiagnosis of deafness: strategy for treatment of neurofibromatosis type 2. *J Laryngol Otol Suppl*. 2000;**27**:3-7.
137. MAROLDI R, FARINA D, PALVARINI L, MARCONI A, GADOLA E, MENNI K, BATTAGLIA G. Computed tomography and magnetic resonance imaging of pathologic conditions of the middle ear. *Eur J Radiol*. 2001;**40**:78-93.
138. MARSOT-DUPUCH K, MEYER B. Cochlear implant assessment: imaging issues. *Eur J Radiol*. 2001;**40**:119-32.
139. MAYER EG. *Otologische Röntgendiagnostik*. Wien: Springer Verlag, 1930.
140. MAYER TE, BRUECKMANN H, SIEGERT R, WITT A, WEERDA H. High-resolution CT of the temporal bone in dysplasia of the auricle and external auditory canal. *Am J Neuroradiol*. 1997;**18**:53-65.
141. MCCOLLOUGH CH, ZINK FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys*. 1999;**26**:2223-30.

-
142. MEANEY JF, ELDRIDGE PR, DUNN LT, NIXON TE, WHITEHOUSE GH, MILES JB. Demonstration of neurovascular compression in trigeminal neuralgia with magnetic resonance imaging. Comparison with surgical findings in 52 consecutive operative cases. *J Neurosurg.* 1995;**83**:799-805.
 143. MEANEY JF, MILES JB, NIXON TE, WHITEHOUSE GH, BALLANTYNE ES, ELDRIDGE PR. Vascular contact with the fifth cranial nerve at the pons in patients with trigeminal neuralgia: detection with 3D FISP imaging. *Am J Roentgenol.* 1994;**163**:1447-52.
 144. MICHEL O. Kernspintomographie bei Hörsturz. So früh wie nötig - so spät wie möglich. *HNO.* 1999;**47**:73-5.
 145. MITSUOKA H, ARAI H, TSUNODA A, OKUDA O, SATO K, MAKITA J. Microanatomy of the cerebellopontine angle and internal auditory canal: study with new magnetic resonance imaging technique using three-dimensional fast spin echo. *Neurosurgery.* 1999;**44**:561-6.
 146. MITSUOKA H, TSUNODA A, OKUDA O, SATO K, MAKITA J. Delineation of small nerves and blood vessels with three-dimensional fast spin-echo MR imaging: comparison of presurgical and surgical findings in patients with hemifacial spasm. *Am J Neuroradiol.* 1998;**19**:1823-9.
 147. MÖDDER U, COHNEN M. Leitlinien. Felsenbein: Schwerhörigkeit. In: AWMF-Leitlinien-Register Nr. 039/047: Expertengruppe der Deutschen Röntgengesellschaft; 1998.
 148. MOON CN, JR., HAHN MJ. Primary malleus fixation: diagnosis and treatment. *Laryngoscope.* 1981;**91**:1298-307.
 149. MUNDNICH K. The dysplasias of the middle and the inner ear in different types of malformation. *Proc R Soc Med.* 1974;**67**:1197-8.
 150. MURUGASU E, HANS P, JACKSON A, RAMSDEN RT. The application of three-dimensional magnetic resonance imaging rendering of the inner ear in assessment for cochlear implantation. *Am J Otol.* 1999;**20**:752-7.
 151. NAGANAWA S, ITO T, FUKATSU H, ISHIGAKI T, NAKASHIMA T, ICHINOSE N, KASSAI Y, MIYAZAKI M. MR imaging of the inner ear: comparison of a

- three-dimensional fast spin-echo sequence with use of a dedicated quadrature-surface coil with a gadolinium-enhanced spoiled gradient-recalled sequence. *Radiology*. 1998;**208**:679-85.
152. NAGANAWA S, ITO T, IWAYAMA E, FUKATSU H, ISHIGAKI T. High-resolution MR cisternography of the cerebellopontine angle, obtained with a three-dimensional fast asymmetric spin-echo sequence in a 0.35-T open MR imaging unit. *Am J Neuroradiol*. 1999;**20**:1143-7.
153. NAGANAWA S, ITOH T, FUKATSU H, ISHIGAKI T, NAKASHIMA T, KASSAI Y, MIYAZAKI M, TAKAI H. Three-dimensional fast spin-echo MR of the inner ear: ultra-long echo train length and half-Fourier technique. *Am J Neuroradiol*. 1998;**19**:739-41.
154. NAGANAWA S, KOSHIKAWA T, FUKATSU H, ISHIGAKI T, FUKUTA T. MR cisternography of the cerebellopontine angle: comparison of three-dimensional fast asymmetrical spin-echo and three-dimensional constructive interference in the steady-state sequences. *Am J Neuroradiol*. 2001;**22**:1179-85.
155. NAGANAWA S, KOSHIKAWA T, IWAYAMA E, FUKATSU H, ISHIGUCHI T, ISHIGAKI T, IKEDA M, NAKASHIMA T, ICHINOSE N. MR imaging of the enlarged endolymphatic duct and sac syndrome by use of a 3D fast asymmetric spin-echo sequence: volume and signal-intensity measurement of the endolymphatic duct and sac and area measurement of the cochlear modiolus. *Am J Neuroradiol*. 2000;**21**:1664-9.
156. NAIDICH TP, MANN SS, SOM PM. Imaging of the osseous, membranous, and perilymphatic labyrinths. *Neuroimaging Clin N Am*. 2000;**10**:23-34, vii.
157. NAIR SB, ABOU-ELHAMD KA, HAWTHORNE M. A retrospective analysis of high resolution computed tomography in the assessment of cochlear implant patients. *Clin Otolaryngol*. 2000;**25**:55-61.
158. NERI E, CARAMELLA D, PANCONI M, BERRETTINI S, SELLARI FRANCESCHINI S, FORLI F, BARTOLOZZI C. Virtual endoscopy of the middle ear. *Eur Radiol*. 2001;**11**:41-9.

159. NEUFANG KF, ZANELLA FE, EWEN K. Radiation dose to the eye lenses in computed tomography of the orbit and the petrous bone. *Eur J Radiol.* 1987;**7**:203-5.
160. NOMURA Y. A needle otoscope. An instrument of endoscopy of the middle ear. *Acta Otolaryngol.* 1982;**93**:73-9.
161. OLSON JE, DORWART RH, BRANT WE. Use of high resolution thin section CT scanning of the petrous bone in temporal bone anomalies. *Laryngoscope.* 1982;**92**:1274-8.
162. PAPPAS JN, DONNELLY LF, FRUSH DP. Reduced frequency of sedation of young children with multisection helical CT. *Radiology.* 2000;**215**:897-9.
163. PHELPS PD. Cochlear implants for congenital deformities. *J Laryngol Otol.* 1992;**106**:967-70.
164. PHELPS PD, PROOPS DW. Imaging for cochlear implants. *J Laryngol Otol Suppl.* 1999;**24**:21-3.
165. PLATZER W, MAURER M, THUMFART WF, GUNKEL. A.R. Ohr, Laterobasis - Spezielle Anatomie. In: Thumfart WF, Platzer W, Gunkel. A.R., Maurer M, Brenner E, eds. *Operative Zugangswege in der HNO-Heilkunde.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1998.
166. POZZI MUCELLI R, MORRA A, CALGARO A, COVA M, CIOFFI V. Virtual endoscopy with computed tomography of the anatomical structures of the middle ear. *Radiol Med Torino.* 1997;**94**:440-6.
167. PROBST R. Vestibularisschwannom (Akustikusneurinom). Wandel des Krankheitsbildes und der Therapie? *HNO.* 1999;**47**:223-5.
168. PROBST R. Audiologie. In: Probst R, Grevers G, Iro H, eds. *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2000:164-95.
169. PROBST R. Mittelohr. In: Probst R, Grevers G, Iro H, eds. *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2000:227-254.
170. PROKOP M. Multislice CT angiography. *Eur J Radiol.* 2000;**36**:86-96.

171. RAYBAUD C, GIRARD N, PONCET M, CHAYS A, CACES F, MAGNAN J. Current imaging of vasculo-neural conflicts in the cerebellopontine angle. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)*. 1995;**116**:99-103.
172. REISSER C, SCHUBERT O, WEIDAUER H. Die dreidimensionale Darstellung von Felsenbeinstrukturen mittels Spiral-CT. Erste Ergebnisse bei normaler Felsenbeinanatomie. *HNO*. 1995;**43**:596-600.
173. RESNICK DK, JANNETTA PJ, BISSONNETTE D, JHO HD, LANZINO G. Microvascular decompression for glossopharyngeal neuralgia. *Neurosurgery*. 1995;**36**:64-8; discussion 68-9.
174. ROGALLA P, NISCHWITZ A, GOTTSCHALK S, HUITEMA A, KASCHKE O, HAMM B. Virtual endoscopy of the nose and paranasal sinuses. *Eur Radiol*. 1998;**8**:946-50.
175. ROGALLA P, WERNER RUSTNER M, HUITEMA A, VAN EST A, MEIRI N, HAMM B. Virtual endoscopy of the small bowel: phantom study and preliminary clinical results. *Eur Radiol*. 1998;**8**:563-7.
176. RUBIN GD. Data explosion: the challenge of multidetector-row CT. *Eur J Radiol*. 2000;**36**:74-80.
177. RUBIN GD, BEAULIEU CF, ARGIRO V, RINGL H, NORBASH AM, FELLER JF, DAKE MD, JEFFREY RB, NAPEL S. Perspective volume rendering of CT and MR images: applications for endoscopic imaging. *Radiology*. 1996;**199**:321-30.
178. RYDBERG J, BUCKWALTER KA, CALDEMEYER KS, PHILLIPS MD, CONCES DJ, JR., AISEN AM, PERSOHN SA, KOPECKY KK. Multisection CT: scanning techniques and clinical applications. *Radiographics*. 2000;**20**:1787-806.
179. RYU H, TANAKA T, YAMAMOTO S, UEMURA K, TAKEHARA Y, ISODA H. Magnetic resonance cisternography used to determine precise topography of the facial nerve and three components of the eighth cranial nerve in the internal auditory canal and cerebellopontine cistern. *J Neurosurg*. 1999;**90**:624-34.

180. SAITO Y. Multislice X-ray CT scanner. Medical Review. 1999;**66**:1-8.
181. SANNA M, RUSSO A, DE DONATO G. Color Atlas of Otoscopy. Stuttgart, New York: Thieme, 1999.
182. SATAVA RM. Virtual endoscopy: diagnosis using 3-D visualization and virtual representation. Surg Endosc. 1996;**10**:173-4.
183. SCHUBERT O, SARTOR K, FORSTING M, REISSER C. Three-dimensional computed display of otosurgical operation sites by spiral CT. Neuroradiology. 1996;**38**:663-8.
184. SCHÜLLER A. Röntgendiagnostik des Kopfes. Hölder, Wien. 1912.
185. SCHULTZ E, FELIX R. Phantommessungen der Ortsauflösung und des Partialvolumen-Effektes in der Computertomographie. Fortschr Röntgenstr. 1978;**129**:673-8.
186. 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**:1851-8.
187. SEEMANN MD, SEEMANN O, ENGLMEIER KH, ALLEN CM, HAUBNER M, REISER MF. Hybrid rendering and virtual endoscopy of the auditory and vestibular system. Eur J Med Res. 1998;**3**:515-22.
188. SEITZ J, HELD P, FRUND R, STROTZER M, NITZ WR, VOLK M, HAFFKE T, FEUERBACH S. Visualization of the IXth to XIIth cranial nerves using 3-dimensional constructive interference in steady state, 3-dimensional magnetization- prepared rapid gradient echo and T2-weighted 2-dimensional turbo spin echo magnetic resonance imaging sequences. J Neuroimaging. 2001;**11**:160-4.
189. SEITZ J, HELD P, WALDECK A, VOLK M, LENHART M, STROTZER M. 3D CISS, 3D MP-RAGE und 2D TSE für die präoperative MRT vor Cochlea Implant. Fortschr Röntgenstr. 2000;**172**:227-31.
190. SHAFFER KA, HAUGHTON VM. Thin section computed tomography of the temporal bone. Laryngoscope. 1980;**90**:1099-105.

191. SHAFFER KA, HAUGHTON VM, WILSON CR. High resolution computed tomography of the temporal bone. *Radiology*. 1980;**134**:409-14.
192. SHAFFER KA, VOLZ DJ, HAUGHTON VM. Manipulation of CT data for temporal-bone imaging. *Radiology*. 1980;**137**:825-9.
193. SHIGEMATSU Y, KOROGI Y, HIRAI T, OKUDA T, IKUSHIMA I, SUGAHARA T, LIANG L, GE Y, TAKAHASHI M. Virtual MRI endoscopy of the intracranial cerebrospinal fluid spaces. *Neuroradiology*. 1998;**40**:644-50.
194. SHIGEMATSU Y, KOROGI Y, HIRAI T, OKUDA T, SUGAHARA T, LIANG L, GE Y, TAKAHASHI M. III. New developments: 2. Virtual MR endoscopy in the central nervous system. *J Magn Reson Imaging*. 1998;**8**:289-96.
195. SIEGERT R, WEERDA H, MAYER T, BRUCKMANN H. High resolution computerized tomography of middle ear abnormalities. *Laryngorhinootologie*. 1996;**75**:187-94.
196. SMITH SD, HARKER LA. Single gene influences on radiologically-detectable malformations of the inner ear. *J Commun Disord*. 1998;**31**:391-408.
197. STAMM G, NAGEL H, GALANSKI M. Von der Dosis-mAs- zur effektiven Dosis: Berechnung der Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen mit dem Excel-Programm CT-EXPO. *Fortschr Röntgenstr*. 2001;Abstracts 2001 zum 82. Deutscher Röntgenkongress, 23. bis 26. Mai 2001 in Wiesbaden.
198. STEELE JR, HOFFMAN JC. Brainstem evaluation with CT cisternography. *Am J Roentgenol*. 1981;**136**:287-92.
199. STENVERS HW. Röntgenologie des Felsenbeins und des bitemporalen Schädelbildes. Mit besonderer Berücksichtigung ihrer klinischen Bedeutung. Berlin: Springer, 1928.
200. SWARTZ JD. Sensorineural hearing deficit: a systematic approach based on imaging findings. *Radiographics*. 1996;**16**:561-74.
201. SWARTZ JD, DANIELS DL, HARNSBERGER HR, SHAFFER KA, MARK L. The temporal bone. *Am J Neuroradiol*. 1995;**16**:2081-4.
202. SWARTZ JD, HARNSBERGER HR. Imaging of the temporal bone. 3 ed. New York: Thieme Medical Publishers, 1998.

-
203. SWARTZ JD, WOLFSON RJ, MARLOWE FI, POPKY GL, VERNOSE GV, MAURIELLO AJD, HAMPEL A. External auditory canal dysplasia: CT evaluation. *Laryngoscope*. 1985;**95**:841-5.
 204. TAGUCHI K, ARADATE H. Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Med Phys*. 1998;**25**:550-61.
 205. TALBOT JM, WILSON DF. Computed tomographic diagnosis of X-linked congenital mixed deafness, fixation of the stapedial footplate, and perilymphatic gusher. *Am J Otol*. 1994;**15**:177-82.
 206. TERWISSCHA VAN SCHELTINGA J. Technical Background. In: Rogalla P, Terwisscha van Scheltinga J, Hamm B, eds. *Virtual Endoscopy and Related 3D Techniques*. Berlin: Springer, 2001:1-16.
 207. THOMASSIN JM, INEDJIAN JM, RUD C, CONCIATORI J, VILCOQ P. Otoendoscopy: application in the middle ear surgery. *Rev Laryngol Otol Rhinol*. 1990;**111**:475-7.
 208. THORNE M, SALT AN, DEMOTT JE, HENSON MM, HENSON OW, JR., Gewalt SL. Cochlear fluid space dimensions for six species derived from reconstructions of three-dimensional magnetic resonance images. *Laryngoscope*. 1999;**109**:1661-8.
 209. TOMANDL BF, HASTREITER P, EBERHARDT KE, NIMSKY C, GREESS H, HUK WJ, NARAGHI R. Schnelle interaktive 3D-Darstellung des Felsenbeins mit direktem Volume Rendering. *HNO*. 2001;**49**:618-25.
 210. TOMANDL BF, HASTREITER P, EBERHARDT KE, 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**:547-58.
 211. TREPEL M. *Neuroanatomie - Struktur und Funktion*. 2. Auflage ed. München: Urban & Fischer, 1999.
 212. TRIGLIA JM, NICOLLAS R, TERNIER F, CANNONI M. Deafness caused by malformation of the inner ear. Current contribution of x-ray computed tomography. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac*. 1993;**110**:241-6.

-
213. TURNIER H, HOUDEK PV, TREFLER M. Measurements of the partial volume phenomenon. *Comput Tomogr.* 1979;**3**:213-9.
 214. VALVASSORI G, CLEMIS J. The large vestibular aqueduct syndrome. *Laryngoscope.* 1978;**88**:723-8.
 215. VALVASSORI GE, A. BR. Tomography and cross sections of the inner ear: Thieme, 1975.
 216. VALVASSORI GE, MAFEE MF, CARTER BL. *Imaging of the Head and Neck.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1995.
 217. VENEMA HW, PHOA SS, MIRCK PG, HULSMANS FJ, MAJOIE CB, VERBEETEN B, JR. Petrosal bone: coronal reconstructions from axial spiral CT data obtained with 0.5-mm collimation can replace direct coronal sequential CT scans. *Radiology.* 1999;**213**:375-82.
 218. WANG D, ZHANG W, XIONG M, YU M, XU J. CT virtual endoscopy of the auditory ossicular chain: clinical applications. *Chin Med J.* 2001;**114**:1015-8.
 219. WEBER BP, DILLO W, DIETRICH B, MANEKE I, BERTRAM B, LENARZ T. Pediatric cochlear implantation in cochlear malformations. *Am J Otol.* 1998;**19**:747-53.
 220. WENDE S, CIBA K. Der Wert der Cisternographie für die Diagnostik des Kleinhirnbrückenwinkel-Tumors. *Radiologe.* 1966;**6**:438-42.
 221. WENDE S, LUDECKE B. Technique and value of gas and Pantopaque cisternography in the diagnosis of cerebello-pontine angle tumours. *Neuroradiology.* 1971;**2**:24-9.
 222. XU J, XU SA, COHEN LT, CLARK GM. Cochlear view: postoperative radiography for cochlear implantation. *Am J Otol.* 2000;**21**:49-56.
 223. YAMADA M, TSUNODA A, MURAOKA H, KOMATSUZAKI A. Three-dimensional reconstruction of the incudostapedial joint with helical computed tomography. *J Laryngol Otol.* 1999;**113**:707-9.
 224. YAMAKAMI I, KOBAYASHI E, HIRAI S, YAMAURA A. Preoperative assessment of trigeminal neuralgia and hemifacial spasm using constructive

- interference in steady state-three-dimensional Fourier transformation magnetic resonance imaging. *Neurol Med Chir (Tokyo)*. 2000;**40**:545-55.
225. YAMAMOTO S, RYU H, TANAKA T, TAKEHARA Y. Usefulness of high-resolution magnetic resonance cisternography in patients with hemifacial spasm. *Acta Otolaryngol Suppl*. 2000;**542**:54-7.
226. YOUSRY I, CAMELIO S, SCHMID UD, HORSFIELD MA, WIESMANN M, BRUCKMANN H, YOUSRY TA. Visualization of cranial nerves I-XII: value of 3D CISS and T2-weighted FSE sequences. *Eur Radiol*. 2000;**10**:1061-7.
227. ZBÄREN P. *Lehrbuch der Otoskopie*. Bern: Verlag Hans Huber, 1994.
228. ZENNER H. Schwerhörigkeit und Tinnitus. *Dt. Ärzteblatt*. 2001;**98**:2038-2042.
229. ZENNER HP. Freizeitlärm. Gehörschäden bei jedem zehnten Jugendlichen zu befürchten. *HNO*. 1999;**47**:225.
230. ZENNER HP, STRUWE V, SCHUSCHKE G, SPRENG M, STANGE G, PLATH P, BABISCH W, REBENTISCH E, PLINKERT P, BACHMANN KD, ISING H, LEHNERT G. Gehörschäden durch Freizeitlärm. *HNO*. 1999;**47**:236-48.
231. ZONNEFELD WF. *Computed tomography of the temporal bone and orbit*. München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1987.
232. ZWICKER E, SCHORN K, VOGL T. Zeitlich begrenzte Schwellenverschiebung nach Kernspin-Tomographie. *Laryngorhinotologie*. 1990;**69**:413-6.

5 Verzeichnis der Abkürzungen und Fachausdrücke

In der Mehrzahl der Fälle wurden die anatomischen Strukturen mit ihren deutschen Namen benannt (z.B. rundes Fenster anstatt Fenestra cochleae). Die Schreibweise der lateinischen Bezeichnungen, soweit verwendet, wurde der internationalen Nomenklatur (Nomina Anatomica, 6. Überarbeitung, Twelfth International Congress of Anatomists in London, 1985) angepasst [51].

AICA	Arteria inferior anterior cerebelli
AIP	Average Intensity Projection
BERA	Brainstem Electric Response Audiometry
Bg	Bogengang
BOR-Syndrom	Branchio-oto-renales Syndrom
CI	Cochlear Implant
CISS	Constructive interference in steady state
CT	Computertomographie
CTDI _w	gewichteter CT-Dosisindex
DA	Datenakquisition
Depth Cueing (DC)	prozentualer Intensitätsverlust der Lichtquelle je cm
Dehiszenz	Klaffen, Auseinanderweichen
DLP _w	gewichtetes Dosislängenprodukt
ES-CT	Einzelschicht-Spiral-CT
FOV	Field-of-view
FSE	Fast-Spin-Echo
FT	Fourier Transformation
Gantry	Bauelement des CT-Gerätes, enthält u.a. Röhre, Detektoren und Kühlsystem
HN	Hirnnerv, (-en)
HyR	Hybrid Rendering
IO	Innenohr
Isotropie (eines Voxels)	gleiche Kantenlänge in allen Raumrichtungen
Inkremental (-CT)	sequentielle Aufnahmetechnik (>Einzelschichten<)
Kernel	Faltungskern, Rekonstruktions-Algorithmus der CT
Kollimation	Einblendung des Röntgenstrahlen-Bündels
KHBW	Kleinhirn-Brückenwinkel

LADD-Syndrom	Lacrimo-auriculo-digito-dentales Syndrom
LVA-Syndrom	Syndrom des erweiterten vestibulären Aquädukts
MAI	Meatus acusticus internus
MIP	Maximum Intensity Projection
MO	Mittelohr
MPR	Multiplanare Reformation
MP-RAGE	Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo-Sequenz
MRT	Magnetresonanztomographie
MS-CT	Mehrschicht-Spiral-CT
NNH	Nasennebenhöhlen
NV	Nachverarbeitung
NVK	Neurovaskulärer Konflikt
Ossikel	Gehörknöchelchen
PAI	Porus acusticus internus
Pixel	Picture element
PORP	Partial Ossicular Replacement Prothesis
RI	Rekonstruktionsinkrement
Scannen	Aufnahme von (Bild-) Daten
Scanner	Gerät zur Aufnahme/Darstellung von (Bild-) Daten
SD	Schichtdicke
SE	Schallempfindung
Sensorineural,-e	Schallempfindungs-
Shaded Surface Display	oberflächenschattierte 3D-Ansicht
SH	Schwerhörigkeit
SL	Schalleitung
Spiral (-CT)	kontinuierliche Aufnahmetechnik (>Zylinder<)
SR	Surface Rendering
SSD	Shaded surface display
SW	Schwellenwert
Tesla	Einheit der magnet. Induktion (Flußdichte)
Tomographie	Schichtbildgebung
TORP	Total Ossicular Replacement Prothesis
TSE	Turbo-Spin-Echo
Tympanoplastik	rekonstruktive Mittelohr-Operation
VA	vestibulärer Aquädukt

VO	virtuelle Otoskopie
Voxel	Volume Element
VR	Volume Rendering
VZ	virtuelle Zisternoskopie
WEZ	Wurzeleintrittszone (engl.: Root Entry Zone)
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional

6. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. R. Lehmann, der mir im Anschluß an die inner- und außeruniversitär absolvierte Facharztausbildung die Rückkehr in die universitäre (Neuro-) Radiologie ermöglichte und mit großem Wohlwollen und Vertrauen die vorliegenden Arbeiten von Beginn an unterstützt hat.

Mein Dank gilt darüber hinaus Herrn Prof. Dr. B. Hamm für die Schaffung der strukturellen Voraussetzungen im Institut für Radiologie, Campus Mitte, die den Einsatz neuer Technologien in der Akquisition und Nachverarbeitung der otologischen Bilddaten ermöglichten.

Ohne die Unterstützung, Ermutigung und wohlmeinende kritische Begleitung klinisch-otologisch erfahrener Kollegen hätten die Arbeiten nicht in dem vorliegenden Umfang durchgeführt werden können; besonders danken möchte ich an dieser Stelle Frau Oberärztin Dr. M. Werbs aus der hiesigen HNO-Klinik sowie Herrn PD O. Kaschke, Chefarzt der HNO-Klinik im St. Gertrauden-Krankenhaus (Berlin).

Die vorgestellten Untersuchungsergebnisse sind Gegenstand von drei Dissertations-Vorhaben und basieren auf der engagierten Mitarbeit von Herrn cand. med. H.-C. Bauknecht (Bildgebung des Mittelohrs), Frau cand. med. N. Thieme (Bildgebung des Innenohrs) und Herrn cand. med. C. Heine (neurootologische Bildgebung des Kleinhirn-Brückenwinkels). Insbesondere freue ich mich, daß Herr Bauknecht über die Doktorarbeit Interesse an der Radiologie gefunden hat und seine Weiterbildung im Institut für Radiologie aufnehmen wird.

Ich danke meinen Kollegen in der Abteilung und im Institut für die Unterstützung und das freundschaftlich-kollegiale Miteinander, das über so manche Frustration nach mehrstündiger Arbeit an der Workstation hinweggeholfen hat.

Vor allem Herrn Dr. P. Rogalla bin ich für die Bereitschaft dankbar, sein unerschöpfliches Fachwissen zur computergestützten Bildgebung jederzeit zu teilen. Als Lektoren konnte ich meine Freunde, die Studienräte H. Glameyer und W. Günther gewinnen, die das gesamte Manuskript in wenigen Tagen durchgearbeitet haben.

Schließlich aber nicht zuletzt möchte ich meiner Partnerin danken für die Bereitschaft auf viele gemeinsame Stunden zu verzichten, in denen diese Arbeit entstanden ist. Ich widme die Arbeit meinen Eltern in Liebe und Dankbarkeit.

EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG

gemäß Habilitationsordnung der Charité

Hiermit erkläre ich, daß

- keine staatsanwaltschaftlichen Ermittlungsverfahren anhängig sind,
- weder früher noch gleichzeitig ein Habilitationsverfahren durchgeführt oder angemeldet wurde bzw. welchen Ausgang ein durchgeführtes Habilitationsverfahren hatte;
- die vorgelegte Habilitationsschrift ohne fremde Hilfe verfaßt, die beschriebenen Ergebnisse selbst gewonnen wurden, sowie die verwendeten Hilfsmittel, die Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaftlerinnen oder Wissenschaftlern und technischen Hilfskräften und die Literatur vollständig angegeben sind,
- mir die geltende Habilitationsordnung bekannt ist.

Berlin, den

Dr. med. R. Klingebiel