

Aus dem Medizinischen Zentrum für Hals- Nasen- und Ohrenheilkunde
(Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. med. J. A. Werner)

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH,
Standort Marburg

**Radiologische Untersuchung des Os temporale mittels digitaler
Volumentomographie und Computertomographie**

**Eine vergleichende Untersuchung an anatomischen
Felsenbeinpräparaten**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin
dem Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Stella Jasmin Hamzei

aus Düsseldorf

Marburg

2008

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität Marburg
am 27.11.2008.

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan:	Prof. Dr. med. M. Rothmund
Referent:	Prof. Dr. med. A. Teymoortash
Korreferent:	Prof. Dr. med. Dr. rer. physiol. J. Heverhagen

Meiner Familie

INHALTSVERZEICHNIS

1.	Einleitung	6
1.1	Radiologische Diagnostik des Felsenbeins und ihre klinische Bedeutung	6
1.2	Geschichte und Aufnahmetechnik der Computertomographie	8
1.3	Entwicklung und Prinzip der digitalen Volumentomographie	9
2.	Material und Methoden	11
2.1	Anatomische Felsenbeinpräparate	11
2.2	Datengewinnung mit dem Computertomographen	11
2.3	Datengewinnung mit dem digitalen Volumentomographen	13
2.4	Die rekonstruktiven Eingriffe am Mittelohr	14
2.4.1	Tympanoplastik Typ IIIb mit einer Prothese oder einem Incusinterponat	14
2.4.2	Tympanoplastik Typ IIIc	16
2.4.3	Stapesplastik	16
2.5	Verwendete Prothesentypen und Materialien	17
2.6	Studiendesign und statistische Auswertung	20
3.	Ergebnisse	23
3.1	Auswertung der Darstellungshäufigkeit anatomischer Strukturen	23
3.1.1	Anatomische Strukturen mit gleicher Darstellungshäufigkeit durch den Computertomographen und den digitalen Volumentomographen	23
3.1.2	Statistische Auswertung der anatomischen Strukturen mit unterschiedlicher Darstellungshäufigkeit	24
3.1.3	Anatomische Strukturen mit signifikant unterschiedlicher Darstellbarkeit durch den Computertomographen und den digitalen Volumentomographen	26
3.2	Auswertung der rekonstruktiven Eingriffe	35
3.2.1	Beurteilung der Tympanoplastiken Typ IIIb	35
3.2.2	Beurteilung der Tympanoplastiken Typ IIIc	46
3.2.3	Beurteilung der Stapesplastiken	51

4.	Diskussion	57
4.1	Radiologische Untersuchung der Felsenbeinstrukturen	57
4.1.1	Ossikelkette	57
4.1.2	Ligamente und Muskeln des Mittelohrs	60
4.1.3	Nervus facialis	61
4.1.4	Cochlea und Gleichgewichtsorgan	63
4.2	Radiologische Diagnostik der Mittelohrprothesen	66
4.2.1	Materialien zur Rekonstruktion des Schallleitungsapparates	66
4.2.2	Tympanoplastik	67
4.2.3	Entwicklung der Otosklerosechirurgie	68
4.2.4	Darstellung des rekonstruierten Mittelohrs	69
4.3	Stellenwert der digitalen Volumentomographie in der Felsenbeindiagnostik und deren Gegenüberstellung mit der Computertomographie	71
5.	Zusammenfassung	75
6.	Literaturverzeichnis	77
7.	Anhang	85
	Tabelle 18: An den Felsenbeinen untersuchte anatomische Strukturen	85
	Tabelle 19: Häufigkeiten der zu erkennenden Strukturen im CT und DVT in axialer und koronarer Projektionsebene	86
	Abkürzungsverzeichnis	88
	Akademische Lehrer	89
	Danksagung	90

1. Einleitung

1.1 Radiologische Diagnostik des Felsenbeins und ihre klinische Bedeutung

Zur Diagnose von Mittelohrerkrankungen stellt die radiologische Bildgebung eine wichtige Ergänzung zu Anamnese, Otoskopie und audiometrischen Untersuchungen dar. Für den Neuroradiologen und den Hals-Nasen-Ohrenarzt ist die Interpretation der komplexen Anatomie und der Pathologien des Felsenbeins, die sich in den radiologischen Aufnahmen widerspiegeln, stets eine Herausforderung. Eine genaue Kenntnis der gesunden anatomischen Verhältnisse ist dabei die Voraussetzung dafür, pathologische Veränderungen überhaupt diagnostizieren zu können. Für die moderne Mittelohrchirurgie ist die bildgebende Diagnostik ein wichtiger Bestandteil der Diagnostik und Operationsplanung. Sie wird zur postoperativen Kontrolle der Lage von Mittelohrprothesen und des Krankheitsverlaufs eingesetzt.

Der Ursprung der radiologischen Diagnostik des Felsenbeins geht auf das Jahr 1905 zurück, in dem es Schüller erstmals gelang, mittels konventioneller Röntgennativaufnahmen den Pneumatisationsgrad des Mastoids und die hintere Begrenzung der Felsenbeinpyramide darzustellen (Schüller, 1905). Einige Jahre später entwickelte Stenvers eine radiologische Projektion, die es ermöglichte, das knöcherne Labyrinth und den inneren Gehörgang zu visualisieren (Stenvers, 1928). Durch Überlagerung der knöchernen Strukturen blieb jedoch das Innere des Os temporale mit den darin enthaltenen Ossikeln weitestgehend verborgen. Die Einführung der CT in den siebziger Jahren revolutionierte durch ihre überlagerungsfreie Darstellung und die hohe Orts- und Kontrastauflösung die Felsenbeindiagnostik. Dies zeigte sich vor allem durch die Überlegenheit der CT gegenüber der konventionellen radiologischen Untersuchungstechniken bei der Darstellung ossärer Strukturen (Valvassori et al., 1982; Charkeres, 1984; Som et al., 1996). Die anatomischen Verhältnisse im rekonstruierten Mittelohr unterscheiden sich allerdings stark von denen eines gesunden Mittelohrs. Einige Autoren bevorzugen postoperativ die bildgebende Diagnostik mittels CT, jedoch erschweren es Metallartefakte der Implantate oftmals, die zu untersuchenden Strukturen richtig zu erkennen (Schubert et al., 1996; Ayache et al., 2003).

Ein weiterer Fortschritt in der Felsenbeindiagnostik gelang mit Einführung der MRT. Sie ermöglichte durch ihre der CT überlegenen Weichteilauflösung eine bessere Darstellung nervaler Strukturen und des häutigen Labyrinthes im Felsenbein. Jedoch sind dünne knöcherne Strukturen sowie die luftgefüllten Räume des Mittelohres und Mastoids mit dieser Methode nur vergleichsweise eingeschränkt beurteilbar (Ishii et al., 1991; Czerny et al., 1997).

Trotz des ständigen Fortschritts auf dem Gebiet der radiologischen Felsenbeindiagnostik ist es bis heute mit den gängigen oben genannten Verfahren nicht möglich, alle klinisch relevanten Strukturen des Os temporale vollständig und präzise darzustellen. Die Visualisierung anatomischer Strukturen mit kleinen Abmessungen ist limitiert. Eine Abbildung genau solcher anatomischen Strukturen, wie z.B. dem Processus lenticularis des Amboss und den filigranen Stapesschenkeln, ist jedoch von enormer klinischer Wichtigkeit. Oft sind es insbesondere diese Strukturen, die in Verlauf entzündlicher Mittelohrprozesse entscheidend in Mitleidenschaft gezogen werden. Eine genaue Darstellung solcher Strukturen ist häufig mit den genannten Untersuchungsmethoden nicht möglich. Zudem stehen bis heute keine ausreichend genauen radiologischen Verfahren zur Verfügung, um die postoperative Mittelohrimplantatlage sicher beurteilen zu können. Somit ist es nur schwer möglich, z.B. eine postoperativ verbleibende Schallleitungsschwerhörigkeit aufgrund einer Prothesendislokation zu diagnostizieren (Offergeld et al., 2006). Es bedarf deshalb neuer Möglichkeiten, pathologische Prozesse und operative Ergebnisse im Gebiet der Laterobasis angemessen visualisieren zu können.

Bei der DVT handelt sich um ein relativ neues radiologisches Verfahren, das bisher vor allem in der Implantologie, der Zahnheilkunde und Mund- Kiefer- Gesichtschirurgie zum Einsatz kam. Es wurden bereits Untersuchungen zur präoperativen Planung dentaler Implantate und zur Darstellung ektooper Zähne durchgeführt. Auf diesen Gebieten lieferte die DVT viel versprechende Ergebnisse in der Darstellung vor allem knöcherner Strukturen (Arai et al., 2001; Hashimoto et al., 2003). Zudem erfolgten an der Marburger Universitätsklinik für Hals-Nasen- Ohrenheilkunde erste Untersuchungen an Patienten mit Schallleitungsschwerhörigkeit durch Arrosion der Gehörknöchelchenkette, die Hinweise darauf geben konnten, dass sich die digitale Volumetomographie zur Felsenbeindiagnostik eignet (Dalchow et

al., 2006). Mit dem DVT wurde bei diesen Patienten präoperativ das Mittelohr, innerer und äußerer Gehörgang und das Mastoid untersucht. Es zeigte sich, dass diese Methode den Zustand des Felsenbeins bei geringer Strahlenexposition, hoher Auflösung und einem vergleichsweise günstigen Anschaffungspreis gut wiedergeben konnte.

Mit der vorliegenden Arbeit soll ein weiterer Schritt erfolgen, den Stellenwert der DVT in der radiologischen Felsenbeindiagnostik zu klären und zu beurteilen. Die Grundlage bildet dabei die Untersuchung der gesunden Felsenbeinanatomie anhand definierter Strukturen im Mittel- und Innenohr. Desweiteren soll die Bedeutung der DVT bei der postoperativen Lagekontrolle von Mittelohrprothesen am rekonstruierten Felsenbein überprüft werden. Die Klärung der o.g. Punkte geschieht mittels einer vergleichenden Untersuchung, wobei die DVT der CT gegenübergestellt wird.

Zunächst sollen die Geschichte und Technik der beiden genutzten Untersuchungsverfahren vorgestellt und verglichen werden.

1.2 Geschichte und Aufnahmetechnik der Computertomographie

Die Einführung der Computertomographie geht auf das Jahr 1972, in dem Hounsfield erstmals einen klinisch verwendbaren Computertomographen konstruierte, zurück (Hounsfield, 1973). Er stützte sich bei der Entwicklung auf die Erkenntnisse von Cormack, der im Jahre 1963 eine Methode zur Berechnung der Absorptionsverteilung im menschlichen Körper entwickelte (Cormack, 1973). Für ihre Entdeckung erhielten Cormack und Hounsfield 1979 den Nobelpreis für Medizin. Durch neue Algorithmen konnte die Auflösung immer weiter verbessert werden. Aufgrund ihrer ausgezeichneten Kontrastdarstellung findet die Computertomographie Einsatz in vielen Gebieten der Medizin. Im Bereich der Laterobasis gilt sie als Methode der Wahl, um die ossären Verhältnisse zu visualisieren.

Die Computertomographie ist ein radiologisches Schichtaufnahmeverfahren. In der Gantry befinden sich eine Röntgenröhre und ein Detektorsystem. Das von der Röntgenquelle emittierte kollimierte Strahlenbündel durchdringt während einer

kreisförmigen 360°-Rotation senkrecht den Patienten. Das in der Gantry der Röhre gegenüberliegende Detektorsystem erfasst dann die Intensitätsunterschiede der geschwächten Röntgenstrahlen. Anschließend erfolgt an der Workstation eine Berechnung der gewonnenen Daten, die dann in einem zweidimensionalen Bild dargestellt werden. Während der Aufnahme wird der Patient entsprechend dem zu untersuchenden Gebiet auf dem Lagerungstisch positioniert (Reiser et al., 2003).

Für die Diagnostik des Felsenbeins sollten Aufnahmen in axialer und ggf. koronarer Projektionsebene angefertigt werden. Die Schichtführung in der axialen Ebene sollte um 10° unter der Orbitomeatallinie liegen, um die Dosis der auf die Kornea und die Augenlinse einfallenden Strahlung so gering wie möglich zu halten. Der Patient befindet sich dazu in Rückenlage. Im Gegensatz dazu wird die Anfertigung der koronaren Schichten, soweit die Software eine Rekonstruktion aus den axialen Aufnahmen nicht ermöglicht, in Bauchlage durchgeführt. Um eine orthogonal zur Frontobasis verlaufende Schichtung zu erreichen, muss der Patient dabei mit einer hyperextendierten Halswirbelsäule gelagert werden, was sich bei Kindern und älteren Patienten zumeist als schwierig erweist (Casselmann et al., 1997; Turetschek et al., 1997).

1.3 Entwicklung und Prinzip der digitalen Volumentomographie

Im Jahr 1997 stand erstmals der Prototyp eines digitalen Volumentomographen am Dental Hospital der Nihon University School of Dentistry zur Verfügung. Es handelte sich bei diesem neuen Gerät um das sog. „Ortho-CT“, das eine Weiterentwicklung der Panoramatomographie darstellte. Die Panoramatomographie wird auch heute noch in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde zu diagnostischen Zwecken und in der präoperativen Planung der Zahnimplantologie eingesetzt (Ziegler et al., 2002; Cohnen et al., 2002; Fuhrmann et al., 2003).

Arai et al. testeten das „Ortho-CT“ vor Übernahme der Weiterentwicklung durch die Firma Morita (Kyoto, Japan) zwei Jahre lang auf dem Gebiet der dentalen Implantologie an 2000 ihrer Patienten (Arai et al., 2001). Es stellte sich dabei heraus, dass die Stärken des „Ortho-CT“ vor Allem in der Darstellung knöcherner Strukturen

lagen. Aus diesem experimentellen Modell entstand durch die Entwicklung der Firma Morita der digitale Volumentomograph „3D-Accu-I-Tomo“ (Hashimoto et al., 2003).

Mit dem DVT werden durch eine 360°-Rotation der Detektor-Emitter-Einheit große Zeilenmengen aufgenommen. Es werden somit nicht nur einzelne Schichten sondern ein Volumendatensatz in Form eines Zylinders von der zu untersuchenden Region erfasst. Dies ist möglich, da die Punktröntgenquelle einen Kegelstrahl (sog. „Cone-beam“) aussendet, der vom gegenüberliegenden digitalen Detektor aufgenommen wird. Der aus isotropen Voxeln bestehende Datensatz wird später durch die Workstation in axialer, koronarer und sagittaler Ebene rekonstruiert. Außerdem ist eine anschließende Rekonstruktion in beliebiger Ebene möglich.

Mit dem Gerät der Firma Morita werden die Aufnahmen am Patienten in sitzender Position durchgeführt. Eine Kopf- und Kinnstütze fixieren den Patienten während der Untersuchung in aufrechter Position.

2. Material und Methoden

2.1 Anatomische Felsenbeinpräparate

Für die vorliegende Untersuchung wurden aus der Schädelbasis präparierte Felsenbeinpräparate verwendet, die vom Anatomischen Institut der Philipps-Universität Marburg (Direktor: Prof. Dr. med. E. Weihe) bereitgestellt wurden. Sie stammten von erwachsenen Spendern, die ihren Körper nach dem Tod dem hiesigen Anatomischen Institut zur Verfügung gestellt hatten. Aufgrund der vorliegenden Daten konnte davon ausgegangen werden, dass es sich um gesunde Felsenbeine handelte. Die Präparate waren makroskopisch ohne pathologischen Befund. Um pathologische Veränderungen im Inneren auszuschließen, wurden sie einer CT-Untersuchung unterzogen. Präparate, die Veränderungen wie z.B. fehlende Ossikel aufwiesen, konnten anhand der gewonnenen Bilder erkannt und aus der Untersuchung ausgeschlossen werden. Insgesamt wurden 38 morphologisch unveränderte Felsenbeinpräparate in die Untersuchung einbezogen, die auf den CT-Bildern keine pathologischen Veränderungen aufwiesen. Es handelte es sich um 23 rechte und 15 linke. Sie wurden formalinfixiert einzeln in Behältern gelagert und aufbewahrt.

2.2 Datengewinnung mit dem Computertomographen

Die Aufnahmen wurden mit dem Computertomographen GE HiSpeed (General Electric Medicalsystems, Milwaukee, WI, USA) der Abteilung für Neuroradiologie der Philipps-Universität in Marburg (Direktor: Prof. Dr. med. S. Bien) durchgeführt, wobei die allgemein gültigen Vorschriften des Strahlenschutzes beachtet wurden. Es handelt sich bei o.g. Gerät um ein HR-CT. Für die Untersuchung wurden die Felsenbeine in einer flachen, mit Zellstoff gefüllten Kartonschale auf dem Lagerungstisch positioniert (Abb. 1). Die Position wurde so ausgerichtet, dass sie der eines Patienten bei der Untersuchung entsprach. Die Schichtführung lag dabei in der axialen Ebene 10° unter der Orbitomeatallinie. Da mit dem Gerät eine Rekonstruktion der koronaren Schichten aus den primär axialen Aufnahmen nicht möglich war, wurden die fast orthogonal zueinander verlaufenden Ebenen nacheinander erstellt. Die Röhrenspannung während des Scans betrug 140 kV bei einem Röhrenstrom von

100 mA (Tab. 1). Die rekonstruierten Bilder wurden in einem Knochenfenster bei einer Fenstermitte von 400 HU und einer Fensterbreite von 4000 HU dargestellt. Das FOV betrug 8 cm. Die weiteren Untersuchungsparameter sind der Tabelle 1 zu entnehmen.

Abb. 1: HR-CT mit Felsenbeinpräparat.



Tab. 1: Untersuchungsparameter des Computertomographen.

Röhrensprung	140 kV
Röhrenstrom	100 mA
Schichtdicke	1 mm
Voxelgröße	0,3125x0,3125x1 mm
Rotationszeit	2 sec
Vorschub	1 mm
Matrix	512 x 512
Field of view	8 cm
Projektionen	axial/koronar

2.3 Datengewinnung mit dem digitalen Volumentomographen

Hierbei handelte es sich um den 3D Accu-I-Tomo XYZ Slice View Tomographen (J. Morita MFG Corporation, Kyoto, Japan) (Abb. 2) der Abteilung für Neuroradiologie der Philipps-Universität Marburg (Direktor: Prof. Dr. med. S. Bien). Entsprechend der Positionierung des Patienten im Gerät wurden die Präparate für die Untersuchung gelagert. Sie wurden, wie bereits im Computertomographen, in einer mit Zellstoff gefüllten Kartonschale platziert. Während der Untersuchung rotierte die Emitter-Detektoreinheit 360° um das zu untersuchende Gebiet. Das dabei durch den Kegelstrahl entstandene zylindrische Volumen hatte eine Höhe von 60 mm und einen Durchmesser von 60 mm. In einer Aufnahmezeit von 17,5 Sekunden entstanden bei einer Spannung von 80 kV und einer Stromstärke von 6 mA 554 Frames. Bei anschließender Rekonstruktion der Daten durch die Workstation wurden bei einer Schichtdicke von 0,125 mm Aufnahmen in sagittaler, koronarer und axialer Ebene erstellt, wobei in der vorliegenden Untersuchung nur die axialen und koronaren Schichten betrachtet wurden. Der minimale Schichtabstand entsprach zudem der Kantenlänge der isotropen Voxel von 0,125 mm.

Abb. 2: Digitaler Volumentomograph, 3D Accu-I-Tomo Slice View.



2.4 Die rekonstruktiven Eingriffe am Mittelohr

Zur Darstellung verschiedener Materialien und ihres Artefaktverhaltens wurden die Felsenbeinpräparate Tympanoplastiken und Stapesplastiken unterzogen. In diesem Abschnitt werden die dazu angewandten Operationstechniken und Prothesen vorgestellt.

2.4.1 Tympanoplastik Typ IIIb mit einer Prothese oder einem Incusinterponat

Bei der Tympanoplastik Typ IIIb wird nur die Strecke zwischen Trommelfell und Stapeskopf bzw. Hammergriff und Stapeskopf ausgefüllt, deshalb genügt es, eine Partialprothese oder einen zurechtgeschliffenen Incus zu verwenden. Die Ossikel werden nur teilweise ersetzt, weil der gesamte Stapes noch vorhanden ist. Eine Partialprothese, oder wenn möglich ein autogenes Ambossinterponat, werden in das Mittelohr eingesetzt. Bei vorhandenem Malleus können sie zwischen dem Malleus

und dem Stapeskopf eingesetzt werden. Fehlt jedoch der Hammergriff, wird das Implantat nach Verstärkung des Trommelfells zwischen der Membran und dem Steigbügel eingestellt. Ist ein intakter Hammergriff vorhanden, kann eine Incusinterposition durchgeführt werden. Um den Amboss in die richtige Form zu bringen, werden der lange Schenkel und der hintere Bereich mit einem Diamantbohrer entfernt. Die ehemalige Gelenkfläche zum Malleus wird zu einem Winkel geformt und auf der entgegengesetzten Seite schafft man mit dem Diamantbohrer eine Einkerbung für den Steigbügel. Nun kann das Interponat so eingesetzt werden, dass die Chorda tympani kranial davon verläuft (Fisch, 1994).

Das Einbringen einer Partialprothese ist heutzutage bei o.g. Situs die bevorzugte Variante, da die modernen Prothesen eine bessere und schnellere Handhabung gewährleisten. In der vorliegenden Untersuchung wurden beide Verfahren durchgeführt und untersucht. Fehlen Hammergriff und Amboss, ist das Einbringen einer Prothese die Methode der Wahl. Zur Verfügung stehen hierbei verschiedene Materialien, auf die später näher eingegangen werden soll. Es handelt sich dabei um sog. Partialimplantate oder PORP (**P**artial **O**ssicular **R**eplacement **P**rosthesis).

Solche Prothesen bestehen aus einem Teller, der unter dem Trommelfell liegt, einem Schaft und einem Fuß, der die Stapes suprastruktur umfasst (Abb. 3, 4 und 5 in Kap. 2.5). An der Kontaktzone mit dem Prothesenteller ist es wichtig, das Trommelfell mit einer Knorpel-Perichondriumscheibe zu unterfüttern, um ein Durchwandern der Prothese zu verhindern. Um die Übertragungsverluste so gering wie möglich zu halten, sollte der Teller des Implantats dem Trommelfelltransplantat flächig aufliegen. Die Prothese darf die zu erwartende Trommelfellebene gering überragen, da sich sonst durch spätere Narbenschumpfung ihre Position verändert. Der Fuß der Prothese wird wie oben erwähnt auf der Stapes suprastruktur platziert (Fisch, 1994).

2.4.2 Tympanoplastik Typ IIIc

Bei zusätzlichem Fehlen der Stapessuprastruktur benötigt man eine längere, sog. Totalprothese (TORP (Total Ossicular Replacement Prosthesis)), welche hier den Defekt überbrückt. Sie wird medial direkt auf die Fußplatte eingestellt. Die Form der Prothese entspricht der der PORP, jedoch ist sie länger und hat einen glatten Fuß (Abb. 3 und 4 in Kap. 2.5). Auch hier erfolgt der Zugang in das Mittelohr wieder über den enauralen oder retroaurikularen Schnitt. Für ein optimales Ergebnis wird die Kolumella auf die Fußplattenmitte eingestellt. Um ein Verrutschen der TORP zu verhindern, bevorzugen einige Autoren die Anfertigung eines Knorpelschuhs, der die Prothese auf der Fußplatte in Position halten soll. Zudem soll die Knorpelscheibe bei einer ausgedünnten Fußplatte eine Penetration des Implantats in das Vestibulum verhindern. Auf das Einbringen einer solchen Knorpelscheibe wurde jedoch in dieser Studie verzichtet. In Richtung Trommelfell bzw. Hammer wird der Teller in gleicher Weise unterfüttert wie beim Einsetzen der Partialprothese. Falls der Hammer noch vorhanden ist, kann er genutzt werden, um den Prothesenteller darunter zu fixieren (Helms et al., 1994; Hüttenbrink et al., 2004).

2.4.3 Stapesplastik

Die Stapesplastik ist ein Verfahren zur Wiederherstellung der Schallleitung bei Schwerhörigkeit durch Otosklerose, Ringbandsklerose oder postinflammatorische Steigbügelfixation. Prinzip der Operation ist es, die Stapessuprastruktur zu entfernen, ein Loch in der Fußplatte anzulegen und anschließend eine Prothese (einen sog. Piston) zwischen dem langen Ambossfortsatz und der Fußplatte zu positionieren. Der kolbenförmige Fuß des Pistons wird in der perforierten Steigbügelplatte fixiert. Mit dem hakenförmigen Kopf der Prothese wird der lange Ambossfortsatz umschlossen. Wie auch bei der Tympanoplastik wird durch einen enauralen Schnitt ein tympanomeataler Lappen gebildet, um einen Zugang zum Mittelohr zu schaffen. Nach Eröffnung der Paukenhöhle muss die Chorda tympani identifiziert und ggf. lateralisiert werden. Eine ausreichende Sicht auf das ovale Fenster und den Stapes erzielt man durch Reduktion der hinteren Gehörgangswand. Nachfolgend kontrolliert der Operateur durch vorsichtiges Bewegen des Amboss die Fixation des Steigbügels.

Mit einem Mikroperforator eröffnet man nun das Vestibulum, um dann mit einer Schere die Stapediussehne zu durchtrennen. Im folgenden Schritt werden das Amboss-Steigbügel-Gelenk und die Stapes suprastruktur von der Fußplatte getrennt. Jetzt kann der Piston in die gefensterte Fußplatte eingebracht und mit der Drahtöhse am Ambossschenkel fixiert werden. Zur Abdichtung des Vestibulums wird Bindegewebe aufgelegt (Fisch, 1994).

2.5 Verwendete Prothesentypen und Materialien

Für die Untersuchung mit den verschiedenen Mittelohrprothesen wurden in drei der 38 Felsenbeine nach Begutachtung der nativen anatomischen Verhältnisse jeweils ein Piston aus Gold, Platin und Titan eingebracht (Tab. 4 und Abb. 6). In fünf weitere Präparate wurden Partialprothesen aus sechs verschiedenen Materialien implantiert (Tab. 2 und 3). Zusätzlich zu den schon bei der Stapesplastik genutzten Materialien wurden Partialimplantate aus Keramik, Ionomer und ein autologes Incusinterponat eingesetzt. Die drei Totalprothesen aus Keramik, Gold und Ionomer wurden wiederum in fünf Felsenbeine implantiert.

Tab. 2: Materialien und Hersteller der Partialprothesen.

Material	Prothesentyp
Ossikel	Autologes Incusinterponat
Titan	PORP Typ Düsseldorf, 2,5 x 0,2 mm Spiggle & Theis, Deutschland
Titan	PORP Bell Prothese Typ Tübingen, 3,0 x 0,2 mm, Kurz, Deutschland
Ionomer	PORP, Ionos, Seefeld, Deutschland
Keramik	Ceravital Partial Implant, Xomed Company, Jacksonville, USA
Gold	Bell-Partial-Prothese, 2 mm, Kurz, Deutschland

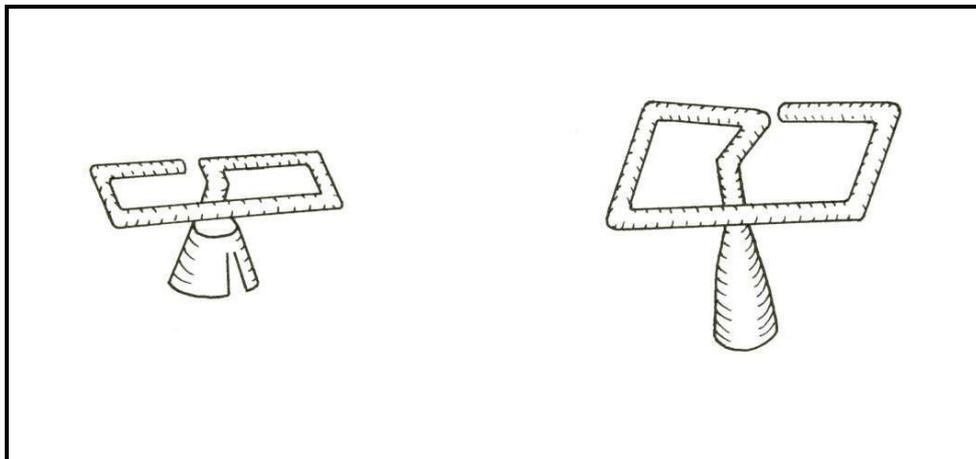
Tab. 3: Materialien und Hersteller der Totalprothesen.

Material	Prothesentyp
Keramik	Ceravital Total Implant, Xomed Company, Jacksonville, USA
Gold	Arial-Total-Prothese, 4,5 mm, Kurz, Deutschland
Ionomer	TORP, Ionos, Seefeld, Deutschland

Tab. 4: Materialien und Hersteller der Pistonprothesen.

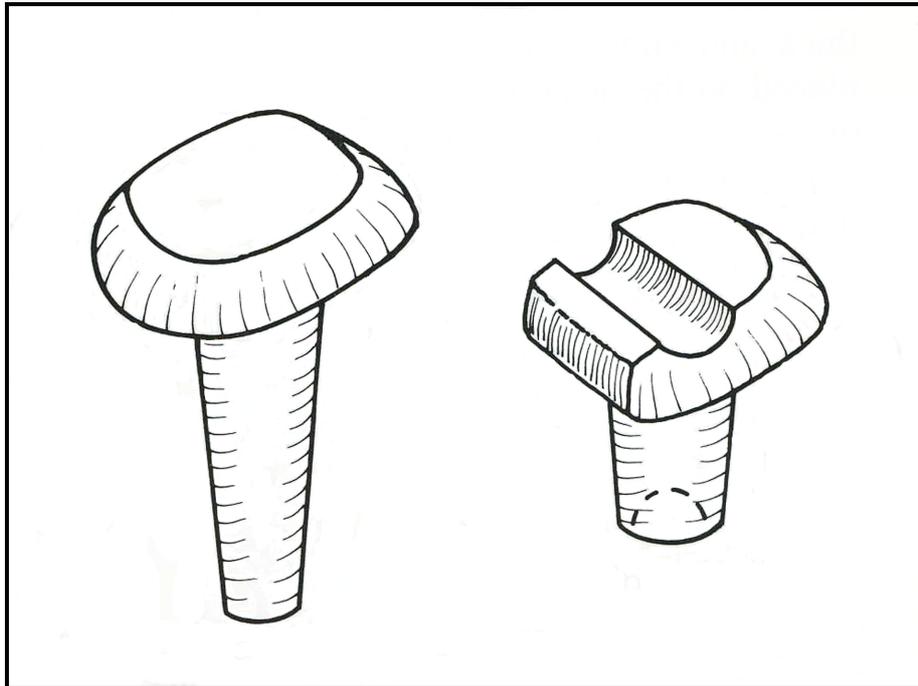
Material	Prothesentyp
Gold	Gold Piston, 4,5 x 0,6 mm, Kurz, Deutschland
Platin	Typ Schuhknecht, 5,5 x 0,6 mm, Audio Technologies, Piacenca, Italien
Titan	K-Piston, 4,25 x 0,4 mm, Storz, Tuttlingen, Deutschland

Abb. 3: Goldprothesen: links Bell-Partial-Prothese, rechts Arial-Total-Prothese.



(Quelle: Tos. Manual of middle ear surgery. Vol.1: Approaches, Myringoplasty, Ossiculoplasty, Tympanoplasty. Thieme. Stuttgart. 1995)

Abb. 4: Ionomerprothesen: links Totalprothese, rechts Partialprothese.



(Quelle: Tos. Manual of middle ear surgery Vol.1: Approaches, Myringoplasty, Ossiculoplasty, Tympanoplasty. Thieme. Stuttgart. 1995)

Abb. 5: PORP Bell Prothese Typ Tübingen.



Abb. 6: Pistonprothesen: links K-Piston Titan, rechts Goldpiston.



2.6 Studiendesign und statistische Auswertung

Jedes der 38 ausgewählten Felsenbeinpräparate wurde jeweils einer hochauflösenden Felsenbein-CT in axialer und koronarer Ebene unterzogen. Die Versuchsparameter sind Kapitel 2.2, Tabelle 1 und Kapitel 2.3 zu entnehmen. Anschließend erfolgte die Datengewinnung mit dem digitalen Volumetomographen.

Die mit beiden Geräten gewonnenen Daten bildeten die Grundlage für den ersten Teil der Untersuchung. Dieser Teil bestand aus einer vergleichenden Begutachtung von 43 ausgewählten anatomischen Strukturen des Felsenbeins anhand der Aufnahmen. Die anatomischen Strukturen die hierbei betrachtet wurden sind in Tabelle 18 im Anhang aufgelistet und auf den Abbildung 7 und 8 auf den Seiten 30 bis 34 zu sehen. Um nun zu klären, ob der digitale Volumetomograph diese ausgewählten 43 Strukturen besser wiedergeben konnte als der Computertomograph, wurde die vor der Datenerhebung erstellte Forschungshypothese geprüft. Die Nullhypothese (H0) besagte, dass beide Geräte die einzelnen anatomischen Strukturen gleichermaßen darstellen. Die gerichtete Alternativhypothese (H1) hingegen besagte, dass der digitale Volumetomograph die einzelnen anatomischen Strukturen besser darstellt als das HR-CT.

Die Bewertung erfolgte im ersten Teil der Untersuchung für jede Struktur in der axialen und in der koronaren Ebene getrennt voneinander. Die gewonnenen Daten wurden am PC für das entsprechende Gerät und die Ebene in separate Microsoft Office Excel Tabellen eingetragen. Die Erkennbarkeit wurde auf zwei Befunde hin beurteilt. Wurde die anatomische Struktur in der Darstellung durch das entsprechende Gerät erkannt, wurde eine „1“ in die Tabelle eingetragen. War das Gegenteil der Fall, wurde eine „0“ eingetragen.

Diese Auswertung wurde von zwei Beobachtern zusammen durchgeführt. Beobachter 1 war Dr. med. C. V. Dalchow. Beobachter 2 war Prof. Dr. med. A. Teymoortash. Anschließend wurden die von beiden Beobachtern erhobenen Daten für jede einzelne Struktur tabellarisch erfasst.

Um nun zu überprüfen, ob die beobachteten, unterschiedlichen Werte dem Zufall zuzuschreiben waren oder auf der vorher festgelegten 5%-Stufe signifikant waren wurde der McNemar Test durchgeführt (Weiß, 2005). Der McNemar Test wird durchgeführt, wenn verbundene Studien untersucht werden. Das bedeutet in diesem Fall, dass immer die selben Felsenbeinpräparate einer Untersuchung in beiden Geräten unterzogen wurden. Die Messgröße war dabei dichotom. Hier wurde eine „1“ für erkannte Strukturen und eine „0“ für nicht erkennbare anatomische Punkte eingetragen. Die Untersuchungseinheiten müssen sich beim McNemar Test in eine Vierfeldertafel einordnen lassen.

Da in dieser Untersuchung die Häufigkeiten in zwei Kategorien bestimmt wurden, rechnete man mit ganzen Zahlen. Um sich einer kontinuierlichen Verteilung zu nähern, empfahl es sich, eine Stetigkeitskorrektur durchzuführen. In diesem Fall wurde eine Stetigkeitskorrektur nach Yates berechnet (Weiß, 2005). Dadurch wurde verhindert, dass die Nullhypothese zu leichtfertig abgelehnt wurde. Würde man die Nullhypothese (H_0) fälschlicherweise ablehnen und somit eine Entscheidung zugunsten der Alternativhypothese (H_1) fällen, wäre das ein α -Fehler oder auch Risiko 1. Art genannt. Das Risiko 1. Art beträgt in diesem Versuch 5% ($\alpha = 0,05$).

Da mit der Alternativhypothese die Überlegenheit der radiologischen Visualisierung mit dem DVT geprüft werden sollte, machte es Sinn, das anhand diverser Strukturen

des Felsenbeins zu tun. Man gab also der Forschungshypothese wiederholt die Gelegenheit, abgelehnt zu werden. Bei mehrmaligem Testen stieg daher der α -Fehler enorm an. Es war deshalb erforderlich, das Signifikanzniveau anzugleichen. Die sog. Adjustierung der p -Werte erfolgte nach der Bonferroni-Methode (Bärlocher 1998; Bartz 2003). Zur Berechnung der Statistik wurde die SigmStat 3.1 Software (Systat Software, Inc. 2004) verwendet.

Im zweiten Teil der Untersuchung wurden die rekonstruktiven Eingriffe an einem Teil der Präparate durchgeführt. In drei Präparate wurden Total- und Partialprothesen implantiert und fünf Felsenbeine wurden einer Stapesplastik unterzogen. Die implantierten Materialien und Prothesentypen wurden in Abschnitt 2.5 vorgestellt. Um die Darstellung in beiden Geräten zu untersuchen, wurden wieder axiale und koronare Aufnahmen mit dem CT und dem DVT erstellt. Anschließend sollte die Lage der Prothesen im Bezug zu anatomischen Strukturen anhand der angefertigten Bilder überprüft werden. Zielsetzung war dabei die Darstellbarkeit wichtiger Punkte des Mittel- und Innenohres wie z.B. Stapes und langem Ambossschenkel (gemäß Tab. 10 in Kap. 3.2.1, Tab. 12 in Kap. 3.2.2 und Tab. 14 in Kap. 3.2.3). Dabei erschien es zusätzlich wichtig, ob das Implantat in das Mittelohr dislozierte und ob es hinsichtlich der beiden Geräte Unterschiede im Entstehen von Artefakten durch die implantierten Materialien gab, die die Abbildung der umliegenden Strukturen beeinflussten. Bei den tympanoplastischen Eingriffen musste in den Bildern erkennbar sein, ob der Teller unter dem Hammergriff oder dem Trommelfell und der Fuß auf dem Stapeskopf bzw. auf der Fußplatte eingestellt waren (gemäß Tab. 11 in Kap. 3.2.1, Tab. 13 in Kap. 3.2.2 und Tab. 15 in Kap.3.2.3). Wurde eine Stapesplastik durchgeführt, sollten in den Aufnahmen der Sitz des Pistonfußes in der perforierten Fußplatte und die regelrechte Lage des Prothesenhakens am langen Ambossschenkel erkennbar sein. Diesmal galt eine Struktur als erkannt, wenn sie sich in beiden Projektionen visualisieren ließ. Aufgrund des geringen Stichprobenumfangs wurden die gewonnen Daten nicht statistisch ausgewertet und sollen lediglich beschreibend zusammengefasst werden.

3. Ergebnisse

3.1 Auswertung der Darstellungshäufigkeit anatomischer Strukturen

Die beobachteten Häufigkeiten der in den Tabellen 5, 6 und 7 genannten anatomischen Strukturen sind der Tabelle 19 im Anhang zu entnehmen.

3.1.1 Anatomische Strukturen mit gleicher Darstellungshäufigkeit durch den Computertomographen und den digitalen Volumentomographen

In einigen Fällen ließen sich bei den 38 Felsenbeinen die 43 ausgewählten Landmarken, die der Tabelle 18 im Anhang zu entnehmen sind, in beiden Geräten in gleicher Häufigkeit darstellen. Eine anschließende statistische Auswertung der Punktwerte war deshalb nicht erforderlich. Dies galt in axialer Ebene für 15 Strukturen (34,9%). In koronarer Schichtung betraf dies 12 Punkte (27,9%) (Tab. 5).

Tab. 5: Darstellung der anatomischen Strukturen, die mit dem CT und DVT in gleicher Häufigkeit erkennbar waren.

Axiale Ebene (n=15)	Koronare Ebene (n=12)
1. Manubrium mallei	1. Caput mallei
2. Caput mallei	2. Articulatio incudomallearis
3. Articulatio incudomallearis	3. Corpus incudis
4. Corpus incudis	4. Crus breve incudis
5. Crus breve incudis	5. Crus longum incudis
6. Crus longum incudis	6. Cochlea
7. Cochlea	7. Promontorium
8. Promontorium	8. Canalis facialis: labyrinthäres Segment
9. Canalis facialis: labyrinthäres Segment	

Tabelle 5 wird auf der nächsten Seite fortgeführt.

Fortsetzung von Tabelle 5:

Axiale Ebene	Koronare Ebene
10. Geniculum nervus facialis	9. Tegmen tympani
11. Tegmen tympani	10. Ductus semicircularis
12. Sacculus endolymphaticus	11. Vestibulum
13. Ductus semicircularis	12. Arteria carotis interna
14. Vestibulum	
15. Arteria carotis interna	

Bis auf eine Ausnahme waren die in Tabelle 5 dargestellten anatomischen Strukturen in allen 38 Präparaten sichtbar. Lediglich der Sacculus endolymphaticus konnte nur in jeweils 35 Präparaten abgegrenzt werden.

3.1.2 Statistische Auswertung der anatomischen Strukturen mit unterschiedlicher Darstellungshäufigkeit

Die statistische Auswertung erfolgte nun für die Strukturen, deren Punktwerte in der selben Ebene in CT und DVT differierten. Im Vergleich einiger Landmarken ergaben sich nach Adjustierung jedoch p -Werte oberhalb des festgelegten Signifikanzniveaus von $\alpha=0,05$, so dass die Nullhypothese in diesen Fällen nicht verworfen werden konnte. Zwar übertrafen in den meisten Vergleichen, wie aus Tabelle 19 im Anhang zu ersehen ist, die Häufigkeiten der gesehenen Strukturen mittels DVT die des CT, waren aber dennoch zu gering ausgeprägt, um einen signifikanten Unterschied nachzuweisen. In axialer Ebene waren 18 Punkte (41,9%) davon betroffen. In koronarer Ebene erreichten 25 p -Werte (58,1%) nicht das Signifikanzniveau (Tab. 6).

Tab. 6: Darstellung der anatomischen Strukturen die mit dem CT und DVT in unterschiedlichen Häufigkeiten erkennbar waren.

Axiale Ebene (n=18)	Koronare Ebene (n=25)
1. Membrana tympani	1. Membrana tympani
2. Processus lateralis mallei	2. Manubrium mallei
3. Collum mallei	3. Processus lateralis mallei
4. Processus lenticularis	4. Processus anterior mallei
5. Articulatio incudostapedia	5. Collum mallei
6. Caput stapedis	6. Processus lenticularis
7. Lig. mallei anterius	7. Articulatio incudostapedia
8. Lig. mallei superius	8. Caput stapedis
9. M. tensor tympani	9. Basis stapedis
10. Tendo stapedius	10. Lig. mallei superius
11. Proc. cochleariformis	11. M. tensor tympani
12. Lamina spiralis ossea	12. Tendo tensor tympani
13. Canalis facialis: mastoidales Segment	13. Canalis M. stapedius
14. N. vestibulocochlearis	14. Tendo stapedius
15. Chorda tympani	15. Fenestra vestibuli
16. Ductus endolymphaticus	16. Fenestra cochleae
17. Sinus sigmoideus	17. Proc. cochleariformis
18. Vena arcuata	18. Canalis facialis: tympanales Segment
	19. Geniculum nervus facialis
	20. N. vestibulocochlearis
	21. Chorda tympani
	22. Ductus endolymphaticus
	23. Saccus endolymphaticus
	24. Sinus sigmoideus
	25. Vena arcuata

3.1.3 Anatomische Strukturen mit signifikant unterschiedlicher Darstellbarkeit durch den Computertomographen und den digitalen Volumentomographen

In einigen Vergleichen konnte schließlich die Alternativhypothese angenommen werden. Die errechneten Werte waren auf der 5%-Stufe signifikant, was bedeutet, dass die Darstellung mit dem digitalen Volumentomographen der des Computertomographen überlegen war. Die *p*-Werte sind den Tabellen 8 und 9 zu entnehmen. In der axialen Ebene erreichten 9 von 43 Punkten (20,1%) das Signifikanzniveau und in der koronaren Ebene 5 von 43 (11,6%) (Tab 7).

Tab. 7: Signifikant besser erkennbare Strukturen mit dem DVT in beiden Projektionsebenen im Vergleich zur CT-Darstellung.

Axiale Ebene (n=9)	Koronare Ebene (n=5)
1. Processus anterior mallei	1. Crus anterior stapedis
2. Crus anterior stapedis	2. Crus posterior stapedis
3. Crus posterior stapedis	3. Lig. mallei anterior
4. Basis stapedis	4. Lig. mallei posterior
5. Lig. incudis posterior	5. Lamina spiralis ossea
6. Tendo tensor tympani	
7. Canalis M. stapedius	
8. Fenestra vestibuli	
9. Fenestra cochleae	

Tab. 8: Signifikanzgrad der in axialer Ebene erkannten Strukturen. (Die fett gedruckten Zahlen stellen die signifikanten Werte dar).

Anatomische Strukturen	Errechnete <i>p</i> -Werte	<i>p</i> -Werte nach Adjustierung
Membrana tympani	0,546	23,478
Processus lateralis mallei	0,013	0,559
Processus anterior mallei	<0,001	<0,043
Collum mallei	0,480	20,64
Processus lenticularis	0,023	0,989
Articulatio incudostapedia	0,008	0,344
Caput stapedis	0,008	0,344
Crus anterior stapedis	<0,001	<0,043
Crus posterior stapedis	<0,001	<0,043
Basis stapedis	<0,001	<0,043
Ligamentum mallei anterius	0,008	0,344
Ligamentum mallei superius	0,004	0,172
Ligamentum incudis posterius	<0,001	<0,043
Musculus tensor tympani	0,617	26,531
Tendo tensor tympani	<0,001	<0,043
Canalis Musculus stapedius	0,001	0,043
Tendo stapedius	0,003	0,129
Fenestra vestibuli	0,001	0,043
Fenestra cochleae	0,001	0,043
Processus cochleariformis	0,371	15,953
Lamina spiralis ossea	0,041	1,763
Canalis facialis: S3	0,074	3,182
Nervus vestibulocochlearis	0,070	3,010
Chorda tympani	0,343	14,749
Ductus endolymphaticus	0,480	20,64
Sinus sigmoideus	0,617	26,531
Vena arcuata	0,002	0,086

Tab. 9: Signifikanzgrad der in koronarer Ebene erkannten Strukturen (Die fett gedruckten Zahlen stellen die signifikanten Werte dar).

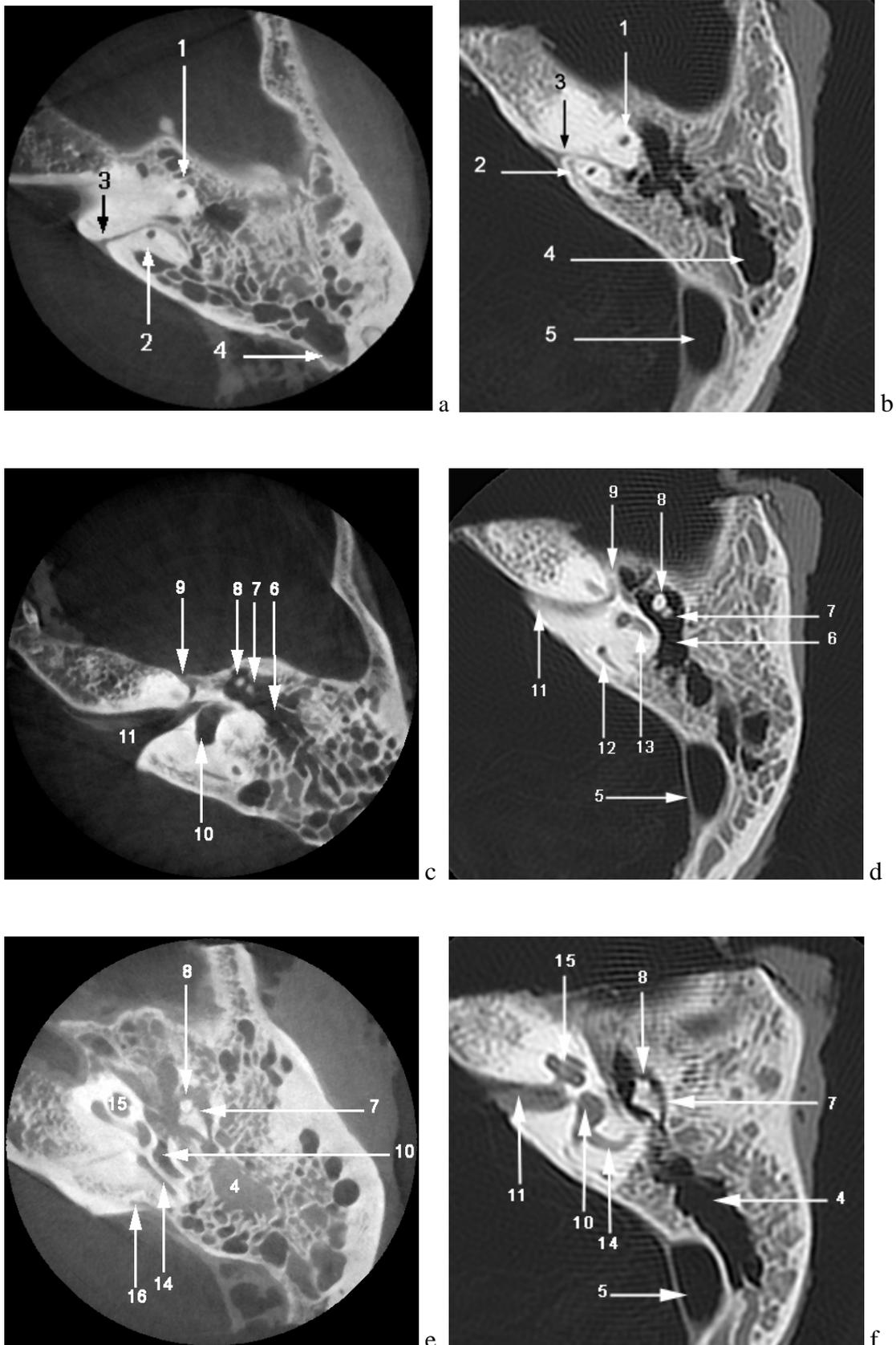
Anatomische Strukturen	Errechnete <i>p</i> -Werte	<i>p</i> -Werte nach Adjustierung
Membrana tympani	0,386	16,598
Manubrium mallei	1,000	43,000
Processus lateralis mallei	0,480	20,64
Processus anterior mallei	0,149	6,407
Collum mallei	0,074	3,183
Processus lenticularis	0,041	1,763
Articulatio incudostapedia	0,008	0,344
Caput stapedis	0,023	0,989
Crus anterius stapedis	<0,001	<0,043
Crus posterius stapedis	<0,001	<0,043
Basis stapedis	0,013	0,559
Ligamentum mallei anterius	<0,001	<0,043
Ligamentum mallei superius	0,302	12,986
Ligamentum incudis posterius	<0,001	<0,043
Musculus tensor tympani	0,343	14,749
Tendo tensor tympani	0,027	1,161
Canalis Musculus stapedius	0,264	11,352
Tendo stapedius	0,041	0,1,763
Fenestra vestibuli	1,000	43,000
Fenestra cochleae	0,134	5,762
Processus cochleariformis	0,248	10,664
Lamina spiralis ossea	<0,001	<0,043
Canalis facialis: S2	0,480	20,64
Canalis facialis: S3	1,000	43,000
Geniculum nervus facialis	1,000	43,000
Nervus vestibulocochlearis	0,006	0,258
Chorda tympani	0,015	0,645

Tabelle 9 wird auf der nächsten Seite fortgeführt.

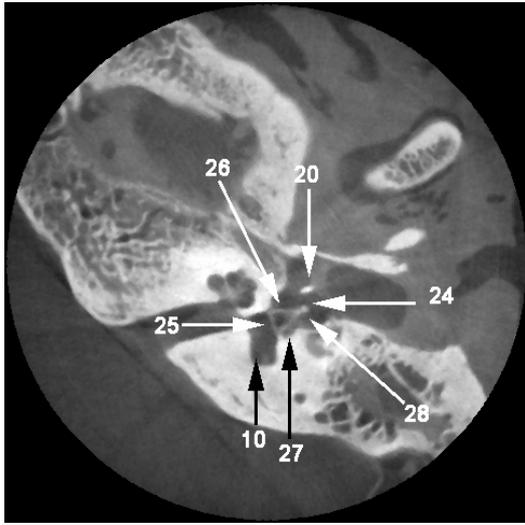
Fortsetzung von Tabelle 9:

Anatomische Strukturen	Errechnete p -Werte	p -Werte nach Adjustierung
Ductus endolymphaticus	0,248	10,664
Saccus endolymphaticus	0,480	20,640
Sinus sigmoideus	0,006	0,258

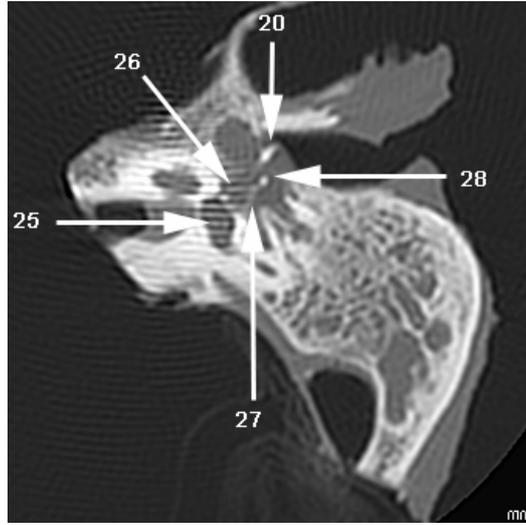
Abb. 7: Felsenbeinbildung in axialer Projektionsebene von kranial nach kaudal. Links in der Darstellung durch das DVT, rechts durch das CT.



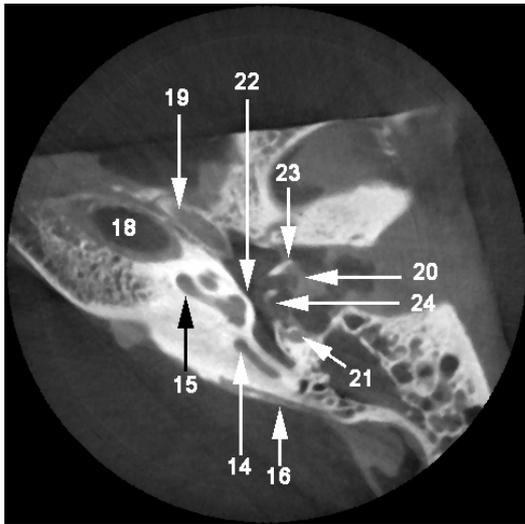
Fortsetzung der Abbildung 7.



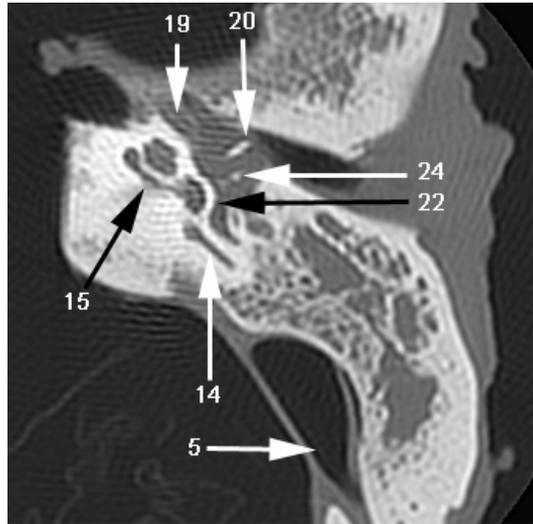
g



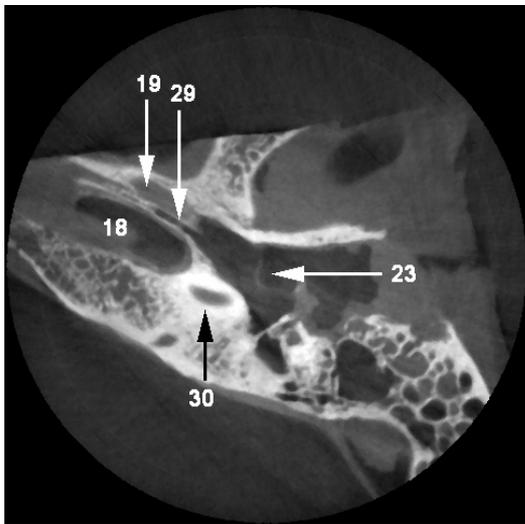
h



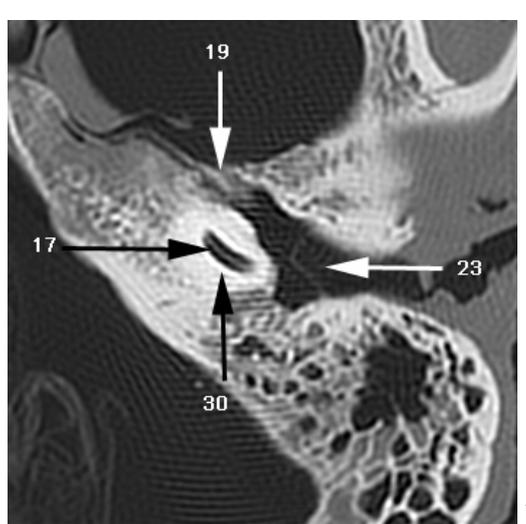
i



j

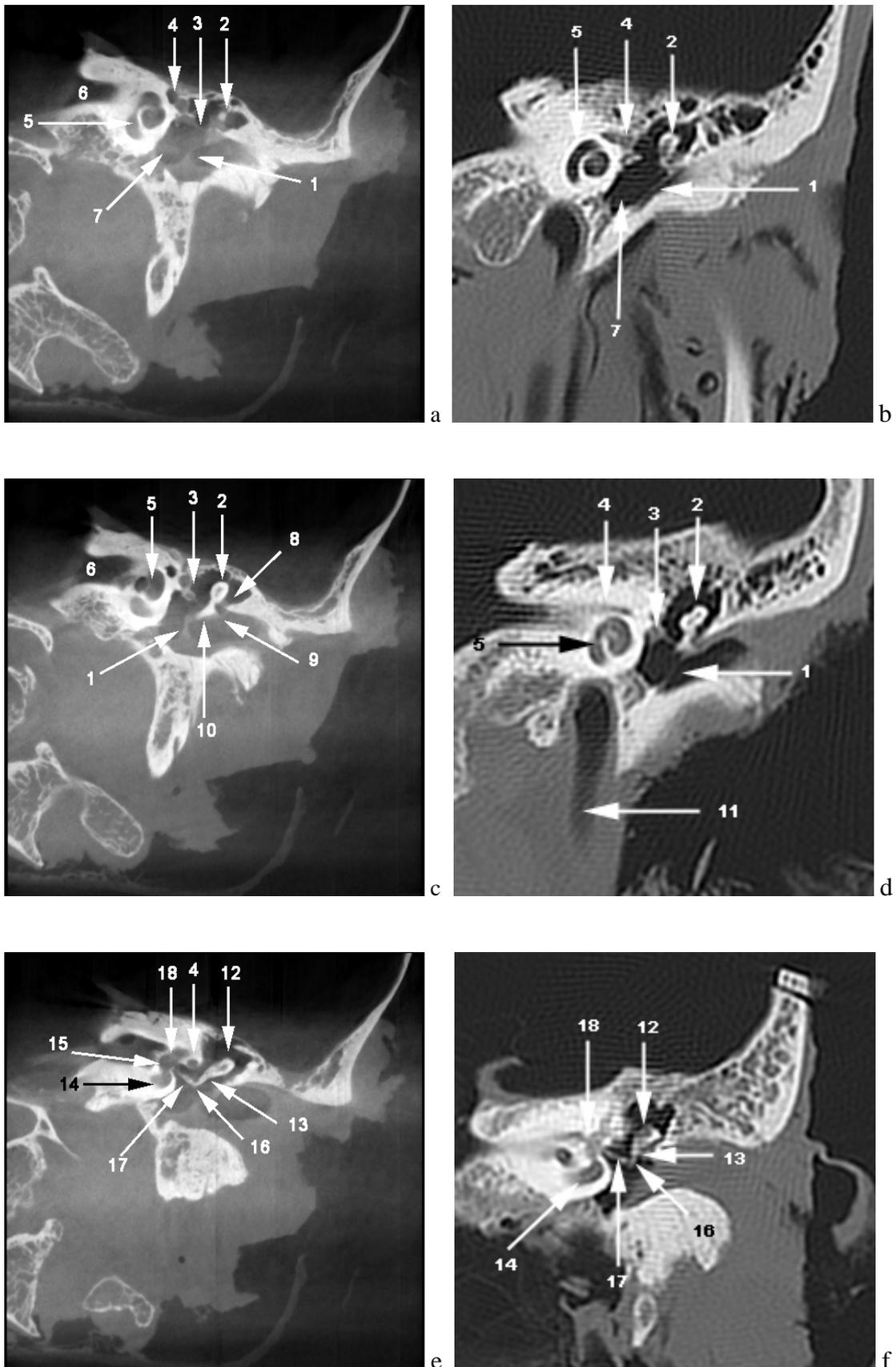


k

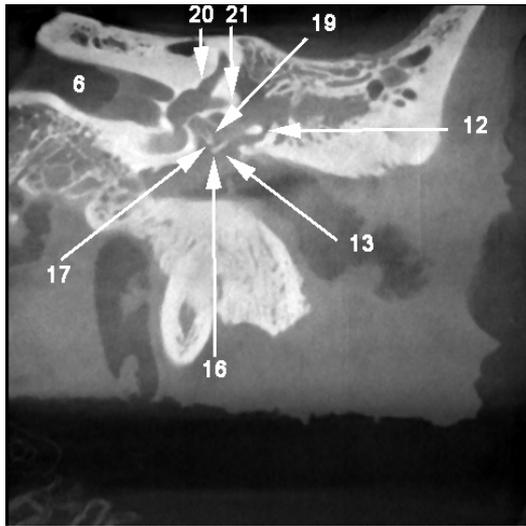


l

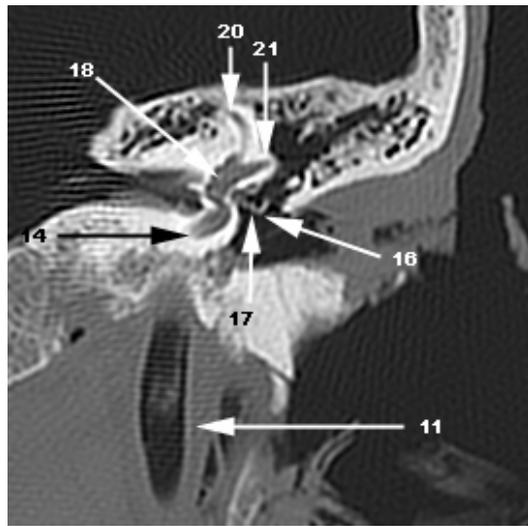
Abb. 8: Felsenbeinbildung in koronarer Projektionsebene von ventral nach dorsal. Links in der Darstellung durch das DVT, rechts durch das CT.



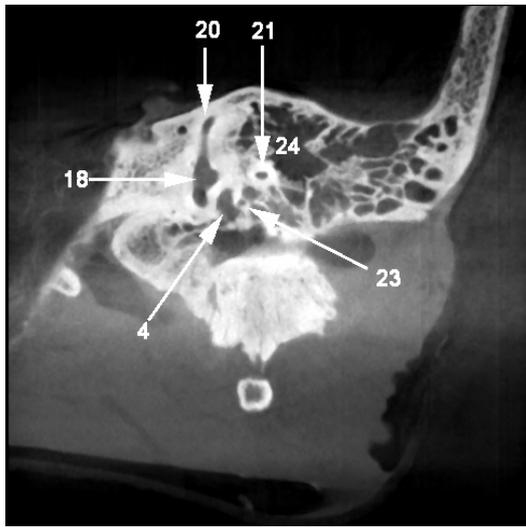
Fortsetzung der Abbildung 8.



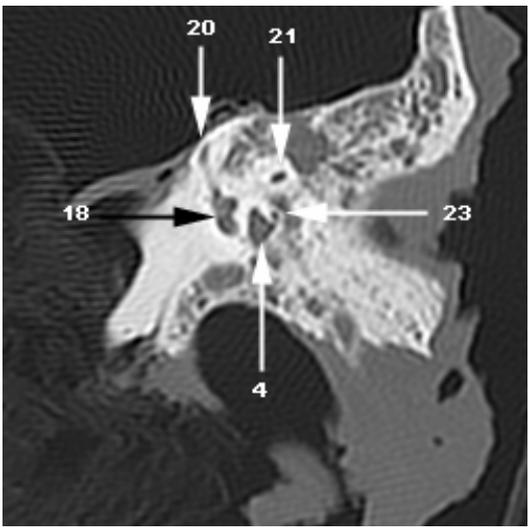
g



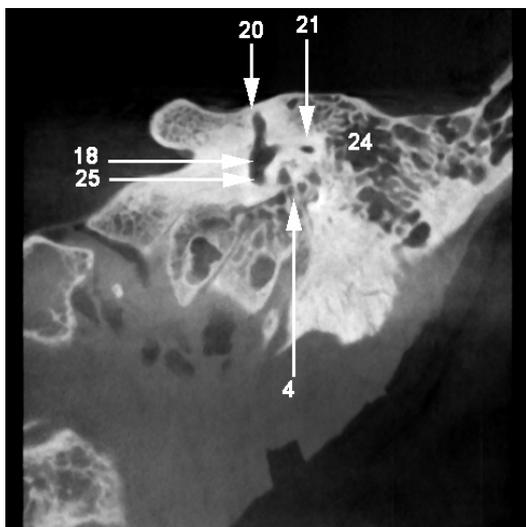
h



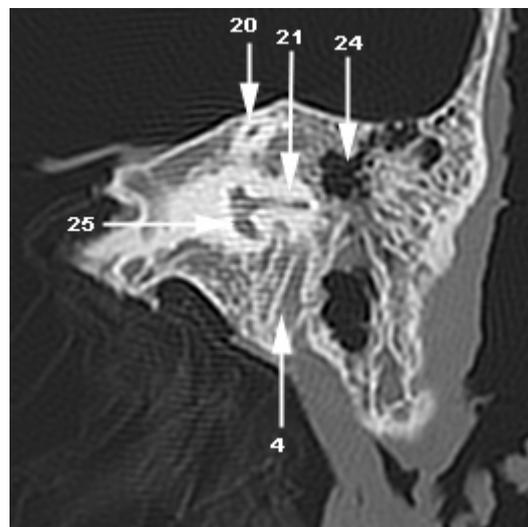
i



j



k



l

Legende zu Abbildung 7 a-l:

1 Crus anterius canalis semicircularis superius; 2 Crus posterius canalis semicircularis superius; 3 Vena arcuata; 4 Antrum mastoideum; 5 Sinus sigmoideus; 6 Cavum tympani; 7 Incus; 8 Malleus; 9 Geniculum nervus facialis; 10 Vestibulum; 11 Meatus acusticus internus; 12 Crus posterius canalis semicircularis lateralis; 13 Crus anterius canalis semicircularis lateralis; 14 Canalis semicircularis posterius; 15 Cochlea; 16 Ductus endolymphaticus; 17 Lamina spiralis ossea; 18 Arteria carotis interna; 19 Musculus tensor tympani; 20 Manubrium mallei; 21 Canalis nervus facialis (labyrinthäres Segment); 22 Promontorium; 23 Membrana tympani; 24 Processus lenticularis; 25 Basis stapedis; 26 Crus anterius stapedis; 27 Crus posterius stapedis; 28 Caput stapedis; 29 Tuba auditiva; 30 Basale Windung der Cochlea

Legende zu Abbildung 8 a-l:

1 Membrana tympani; 2 Caput mallei; 3 Tendo tensor tympani; 4 Nervus facialis; 5 Cochlea; 6 Meatus acusticus internus; 7 Cavum tympani; 8 Ligamentum mallei anterius; 9 Processus lateralis mallei; 10 Manubrium mallei; 11 Arteria carotis interna; 12 Corpus incudis; 13 Crus longum incudis; 14 Basale Windung der Cochlea; 15 Fenestra vestibuli; 16 Processus lenticularis; 17 Crus anterius stapedis; 18 Vestibulum; 19 Crus posterius stapedis; 20 Canalis semicircularis superius; 21 Canalis semicircularis lateralis; 22 Caput stapedis; 23 Canalis musculus stapedis; 24 Antrum mastoideum; 25 Ampulla canalis semicircularis posterius

3.2 Auswertung der rekonstruktiven Eingriffe

3.2.1 Beurteilung der Tympanoplastiken Typ IIIb

Die beiden eingesetzten Titanimplantate unterschieden sich lediglich in der Form des Prothesentellers (Abb. 10 und 11). Das Material war stets gut abgrenzbar. Mit der digitalen Volumetomographie waren die anatomischen Strukturen bis auf den hinteren Steigbügelschenkel, der sich nur zweimal abbildete, immer zu sehen. Die Darstellung der knöchernen Punkte war auch mit der CT zufriedenstellend, obwohl sich die Anteile des filigranen Steigbügels nicht immer abbildeten. Die genauen Punktwerte sind hierbei Tabelle 10 zu entnehmen. Da der korrekte Sitz der Partialprothese auf dem Stapeskopf für beide Implantattypen in den CT-Aufnahmen jeweils einmal nicht beurteilt werden konnte, war eine Prothesenfehlage in diesen Fällen nicht auszuschließen. Die Ionomerpartialprothese zeigte nur unwesentliche Abweichungen in der Darstellung (Abb. 12). Gute Ergebnisse zeigten sich ebenfalls mit der Keramikprothese (Abb. 14). Alle geforderten Strukturen sowie die Position der Prothese waren mit dem DVT in 100% zu sehen (Tab. 11). Die Lage des Prothesenfußes konnte jedoch in der Darstellung durch das CT in einem Fall nicht bewertet werden. Erwartungsgemäß war das Ambossinterponat gut abzugrenzen (Abb. 9). Der gesamte Hammer war auf den Bildern beider Geräte vollständig zu sehen. Die feinen Strukturen bildeten sich allerdings nicht immer ab. Der einwandfreie Sitz des Implantats war in den DVT-Bildern in allen drei Präparaten zu sehen. Die CT-Aufnahmen konnten das nur in einem Fall bestätigen, da die Verbindung zwischen dem zurechtgeschliffenen Amboss und dem Steigbügelkopf nicht zu sehen war. In den Aufnahmen mit der Goldprothese konnte weder mit dem DVT noch mit dem CT der Steigbügel abgebildet werden. Ferner waren Prothesenlage und -form nicht beurteilbar (Abb. 13).

Tab. 10: Darstellung der anatomischen Strukturen mittels CT und DVT nach Implantation der Partialprothesen in das Mittelohr (n=3).

Anatomische Strukturen	Gold		Titan Tübingen		Keramik	
	CT	DVT	CT	DVT	CT	DVT
Manubrium mallei	3	1	3	3	3	3
Caput mallei	3	3	3	3	3	3
Collum mallei	3	2	3	3	3	3
Basis stapedis	0	0	2	3	1	3
Crus anterius stapedis	0	0	2	3	0	3
Crus posterius stapedis	0	0	2	2	0	3
Caput stapedis	0	0	2	3	2	3
Fenestra vestibuli	1	0	3	3	2	3
Fenestra cochlea	2	2	2	3	3	3

Tabelle 10 wird auf der nächsten Seite fortgeführt.

Fortsetzung von Tabelle 10:

Anatomische Strukturen	Titan Düsseldorf		Incus-Interponat		Ionomer	
	CT	DVT	CT	DVT	CT	DVT
Manubrium mallei	3	3	3	3	3	3
Caput mallei	3	3	3	3	3	3
Collum mallei	3	3	3	3	3	3
Basis stapedis	2	2	2	3	2	3
Crus anterius stapedis	1	3	3	1	2	3
Crus posterius stapedis	0	2	1	2	2	2
Caput stapedis	2	3	1	3	2	3
Fenestra vestibuli	3	3	3	3	2	3
Fenestra cochlea	2	3	2	3	2	3

Tab. 11: Darstellung der Partialimplantatlage mittel CT und DVT nach Einbringen in das Felsenbeinpräparat (n=3).

Prothesenlage- kriterien	Titan Düsseldorf		Incus- Interponat		Ionomer	
	CT	DVT	CT	DVT	CT	DVT
Dislokation sichtbar	2 x ja 1 x n. b.	3 x ja	1 x nein 2 x n. b.	3 x nein	2 x ja 1 x n. b.	3 x nein
Prothese auf dem Caput stapedis	2 x ja 1 x n. b.	3 x ja	1 x ja 2 x n. b.	3 x ja	2 x ja 1 x n. b.	3 x ja
Prothese unter dem Manubrium mallei	3 x ja	3 x ja	2 x ja 1 x n. b.	3 x ja	2 x ja 1 x n. b.	3 x ja
Prothesenschaft sichtbar	3 x ja	3 x ja	3 x ja	3 x ja	3 x ja	3 x ja
Prothesenteller sichtbar	3 x ja	3 x ja	3 x ja	3 x ja	3 x ja	3 x ja
Artefakte	keine	keine	keine	keine	keine	keine

Tabelle 11 wird auf der nächsten Seite fortgeführt.

Fortsetzung von Tabelle 11:

Prothesenlage- kriterien	Gold		Titan Tübingen		Keramik	
	CT	DVT	CT	DVT	CT	DVT
Dislokation sichtbar	3 x n. b.	3 x n. b.	2 x nein 1 x n. b.	3 x nein	2 x nein 1 x n. b.	3 x nein
Prothese auf dem Caput stapedis	3 x n. b.	3 x n. b.	2 x ja 1 x n. b.	3 x ja	2 x ja 1 x n. b.	3 x ja
Prothese unter dem Manubrium mallei	3 x n. b.	3 x n. b.	3 x ja	3 x ja	3 x ja	3 x ja
Prothesenschaft sichtbar	3 x n. b.	3 x n. b.	3 x ja	3 x ja	3 x ja	3 x ja
Prothesenteller sichtbar	3 x n. b.	3 x n. b.	3 x ja	3 x ja	3 x ja	3 x ja
Artefakte	starke	mittlere	keine	keine	keine	keine

Abb. 9: Darstellung des Incusinterponats. Die Bilder a und b zeigen die axiale Projektionsebene. Die Bilder c und d zeigen die koronare Projektionsebene. Links ist jeweils die Aufnahme mit dem DVT abgebildet, rechts die des CT (1 Manubrium mallei; 2 Incusinterponat; 3 Membrana tympani; 4 Nervus facialis; 5 Canalis semicircularis superior; 6 Cochlea).

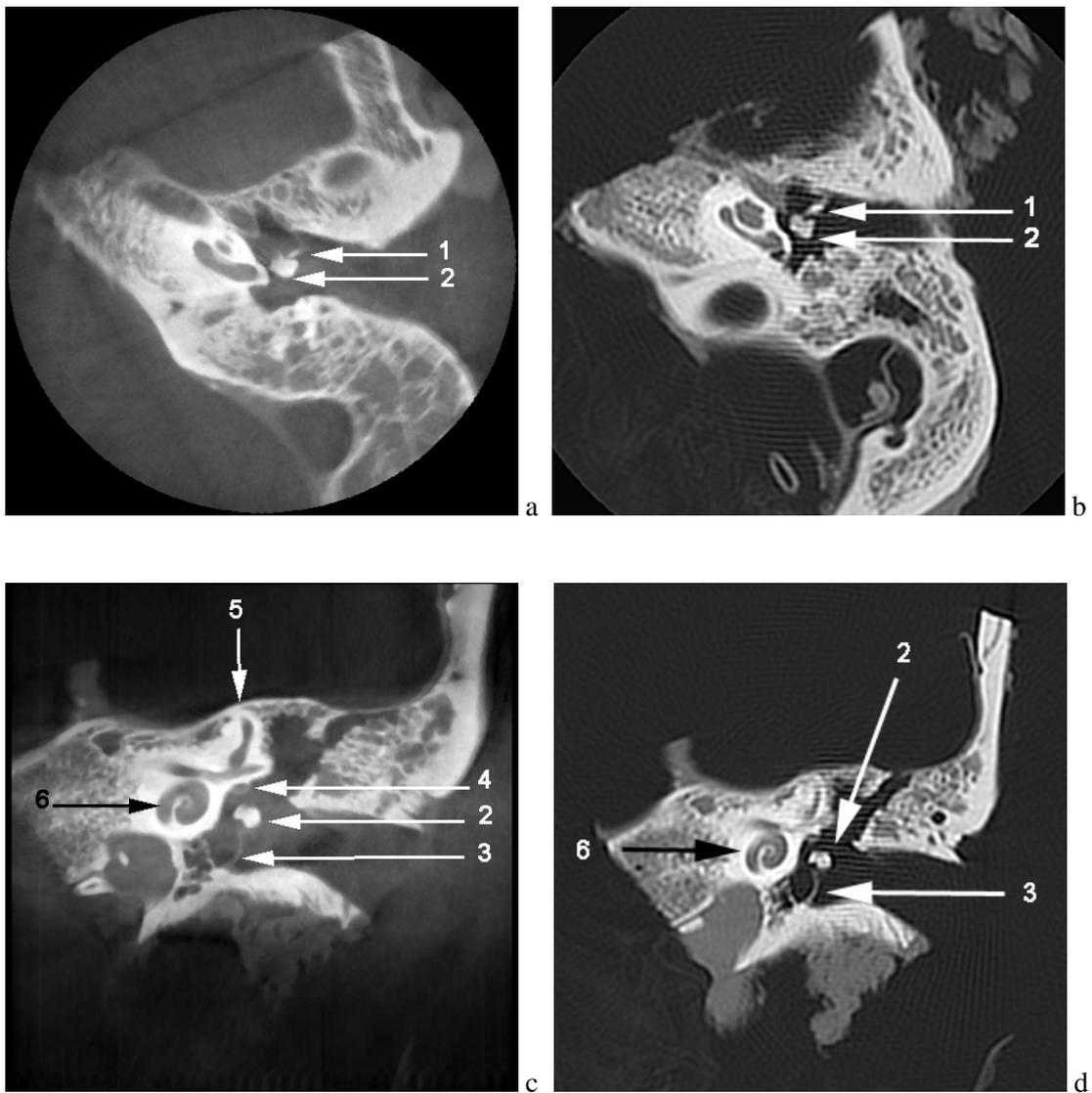


Abb. 10: Darstellung der Tübinger Titanprothese. Die Bilder a und b zeigen die axiale Projektionsebene. Die Bilder c und d zeigen die koronare Projektionsebene. Links ist jeweils die Aufnahme mit dem DVT abgebildet, rechts die des CT (1 Manubrium mallei; 2 Prothesenteller; 3 Prothesenschaft; 4 Prothesenfuß; 5 Membrana tympani).

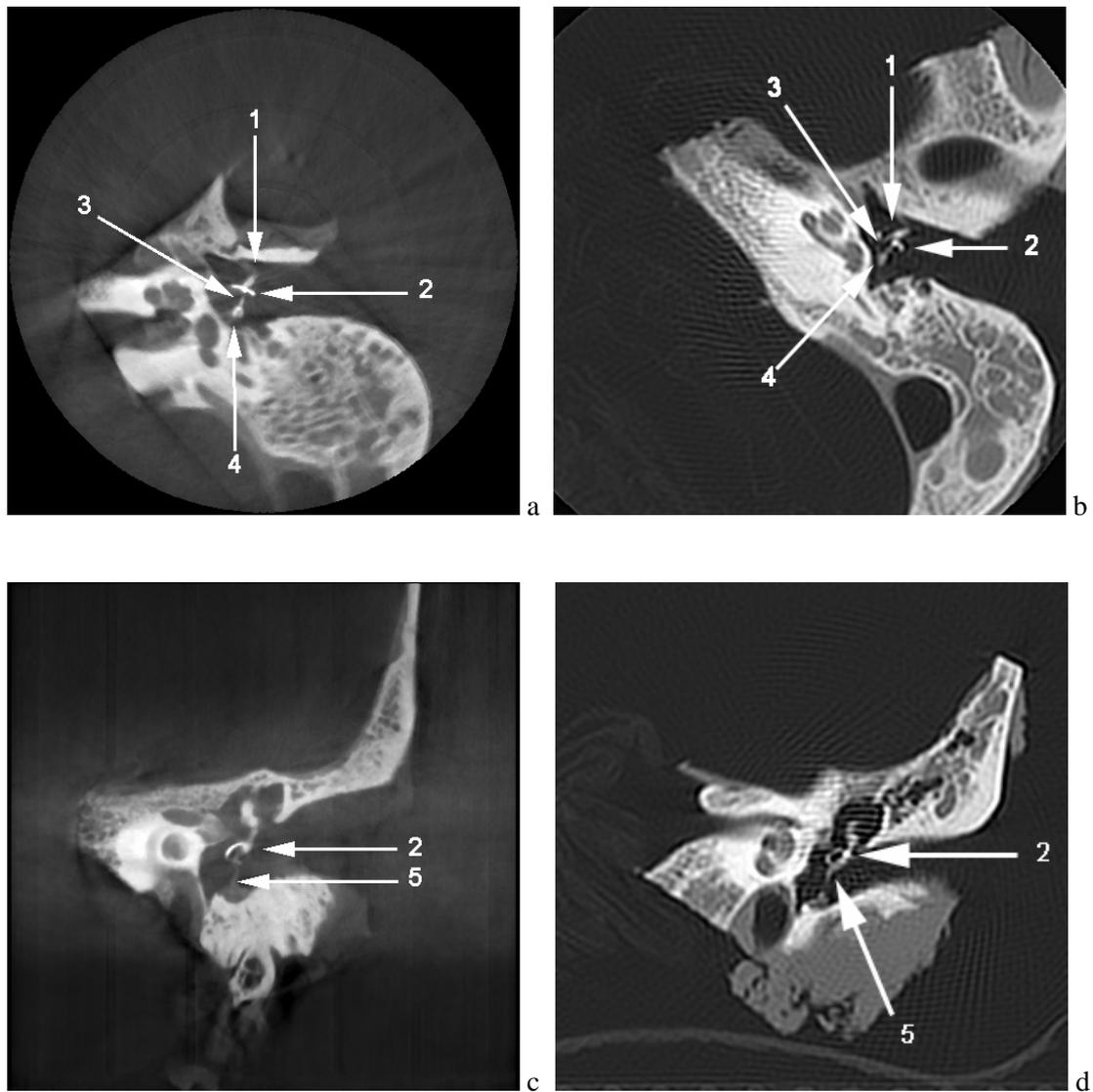


Abb. 11: Darstellung der Düsseldorfer Titanprothese. Die Bilder a und b zeigen die axiale Projektionsebene. Die Bilder c und d zeigen die koronare Projektionsebene. Links ist jeweils die Aufnahme mit dem DVT abgebildet, rechts die des CT (1 Manubrium mallei; 2 Prothesenteller; 3 Prothesenfuß; 4 Vestibulum; 5 Prothesenschaft; 6 Caput stapedis; 7 Membrana tympani).

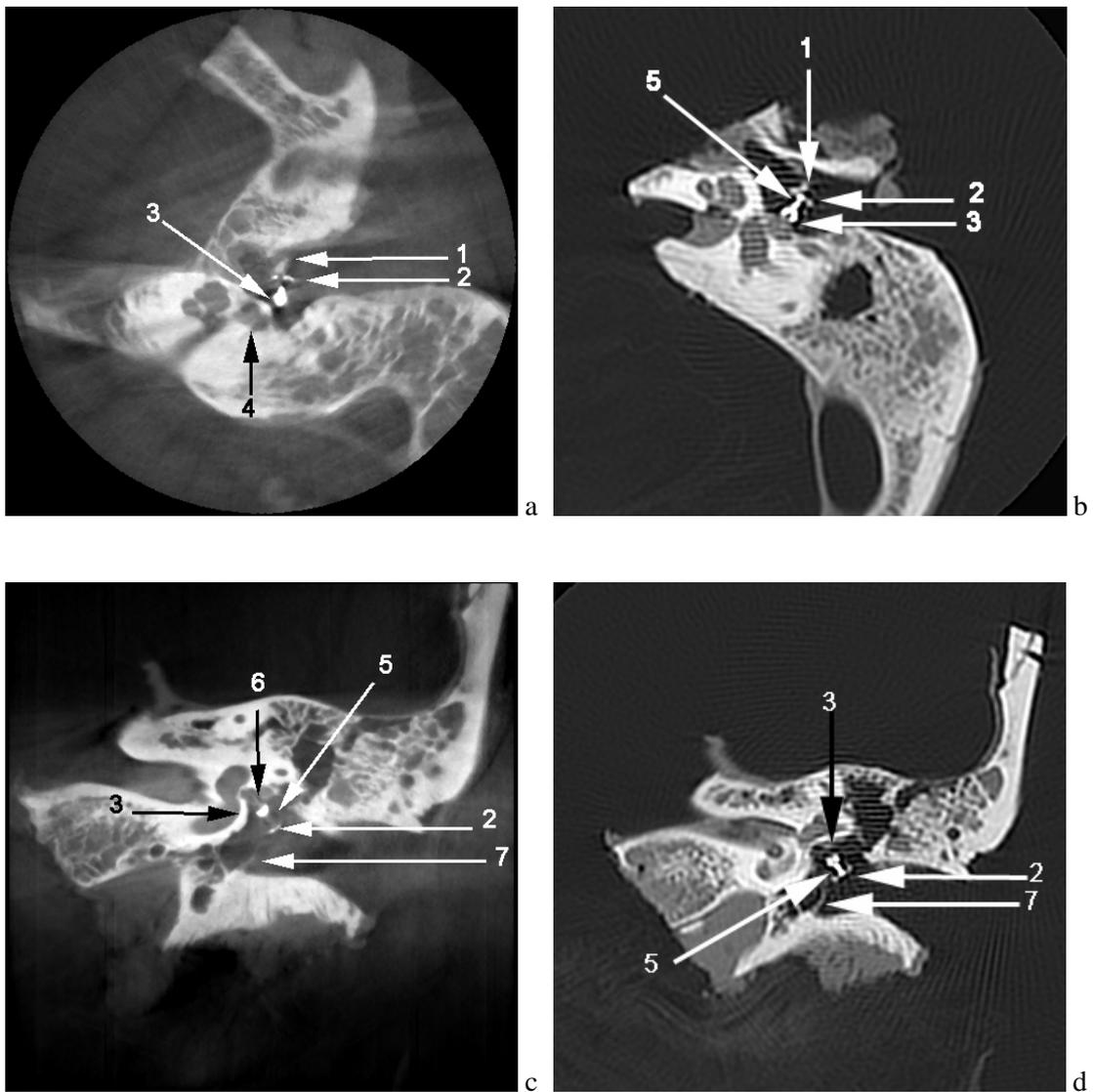


Abb. 12: Darstellung der Ionomerprothese. Die Bilder a und b zeigen die axiale Projektionsebene. Die Bilder c und d zeigen die koronare Projektionsebene. Links ist jeweils die Aufnahme mit dem DVT abgebildet, rechts die des CT (1 Manubrium mallei; 2 Prothesenteller; 3 Prothesenschaft; 4 Caput stapedis; 5 Crus anterius stapedis; 6 Basis stapedis; 7 Membrana tympani).

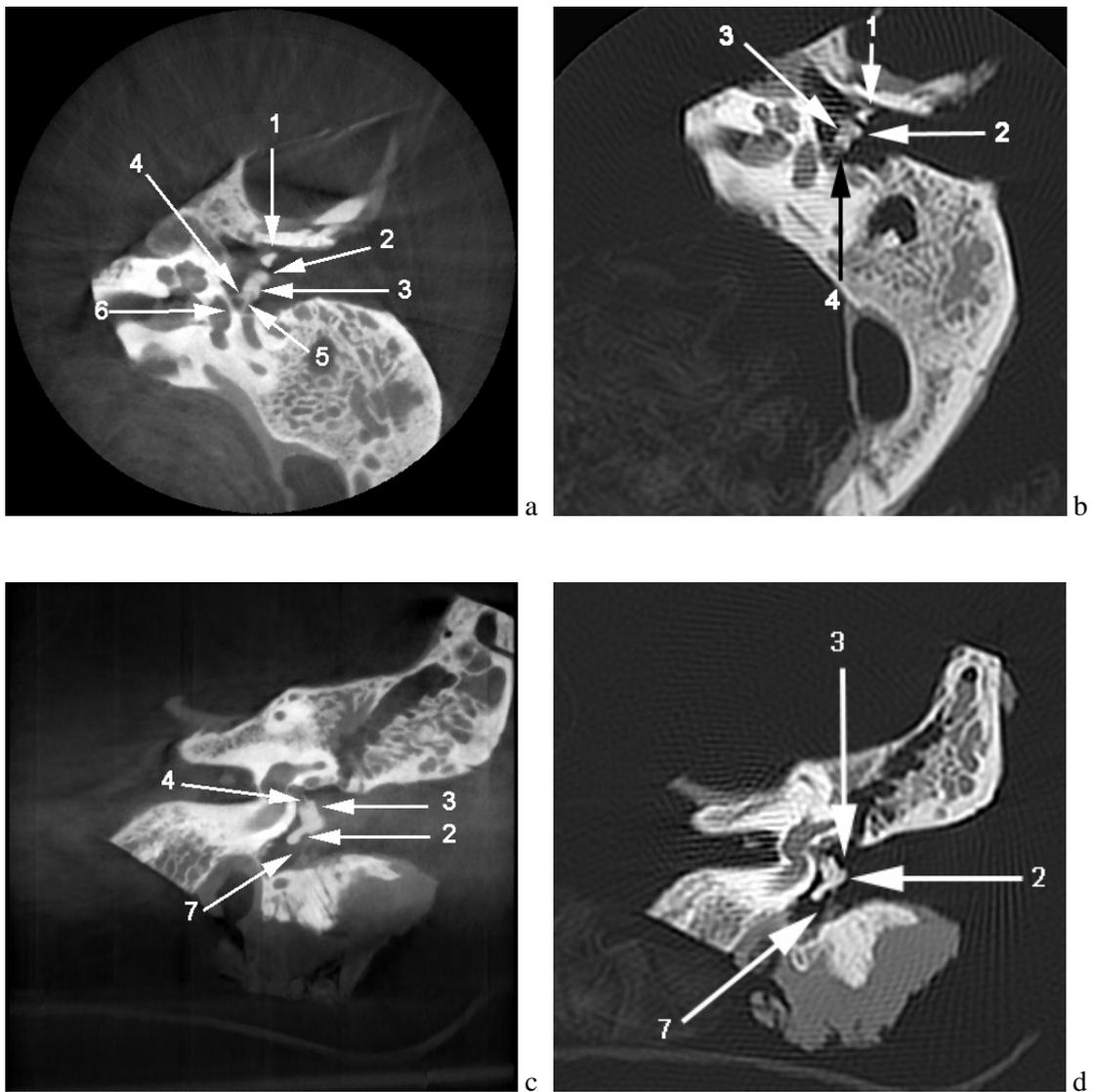


Abb. 13: Darstellung der Goldprothese. Die Bilder a und b zeigen die axiale Projektionsebene. Die Bilder c und d zeigen die koronare Projektionsebene. Links ist jeweils die Aufnahme mit dem DVT abgebildet, rechts die des CT (1 Prothesenteller; 2 Vestibulum; 3 Prothesenschaft; 4 Canalis semicircularis superior; 5 Cochlea).

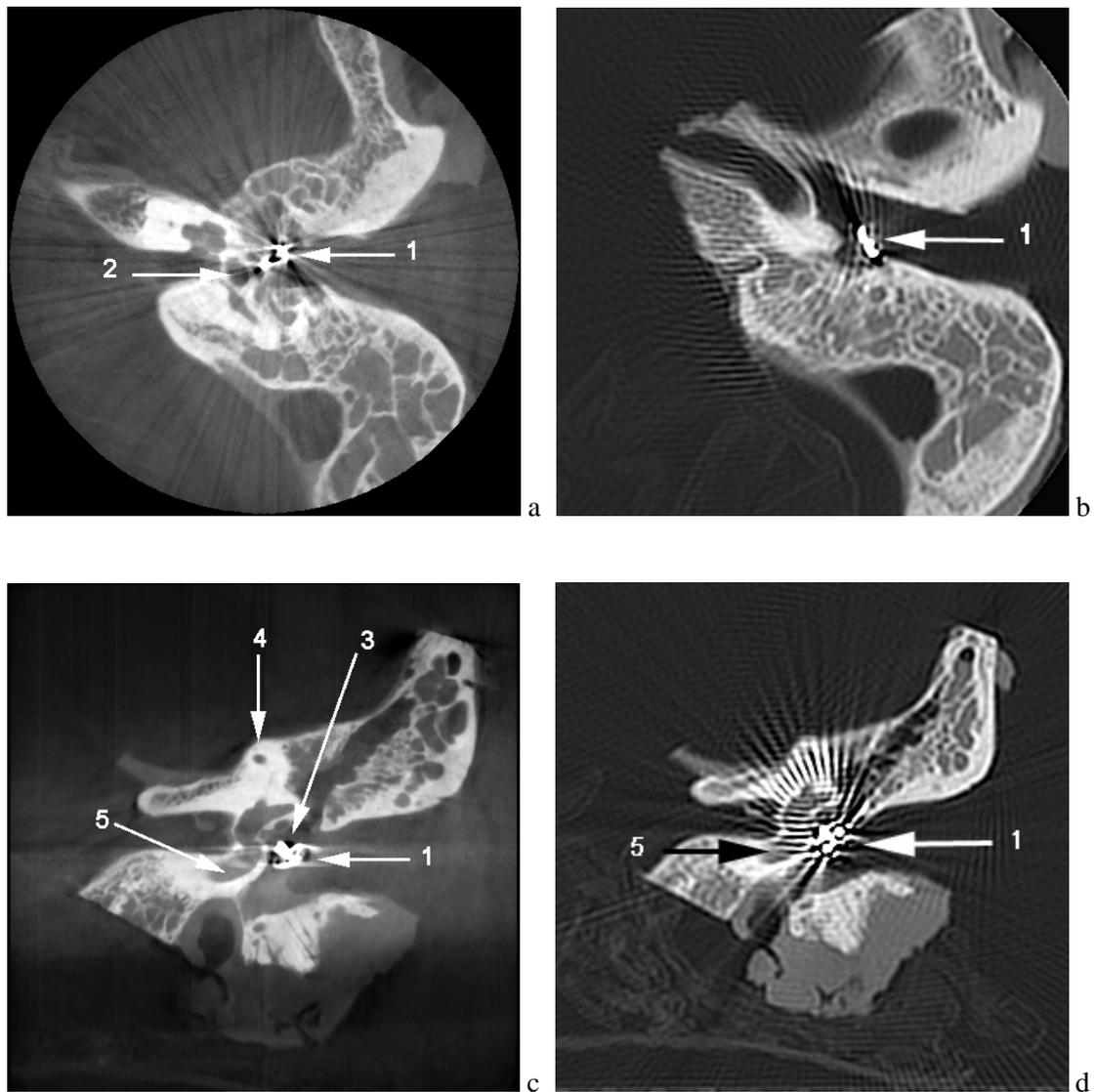
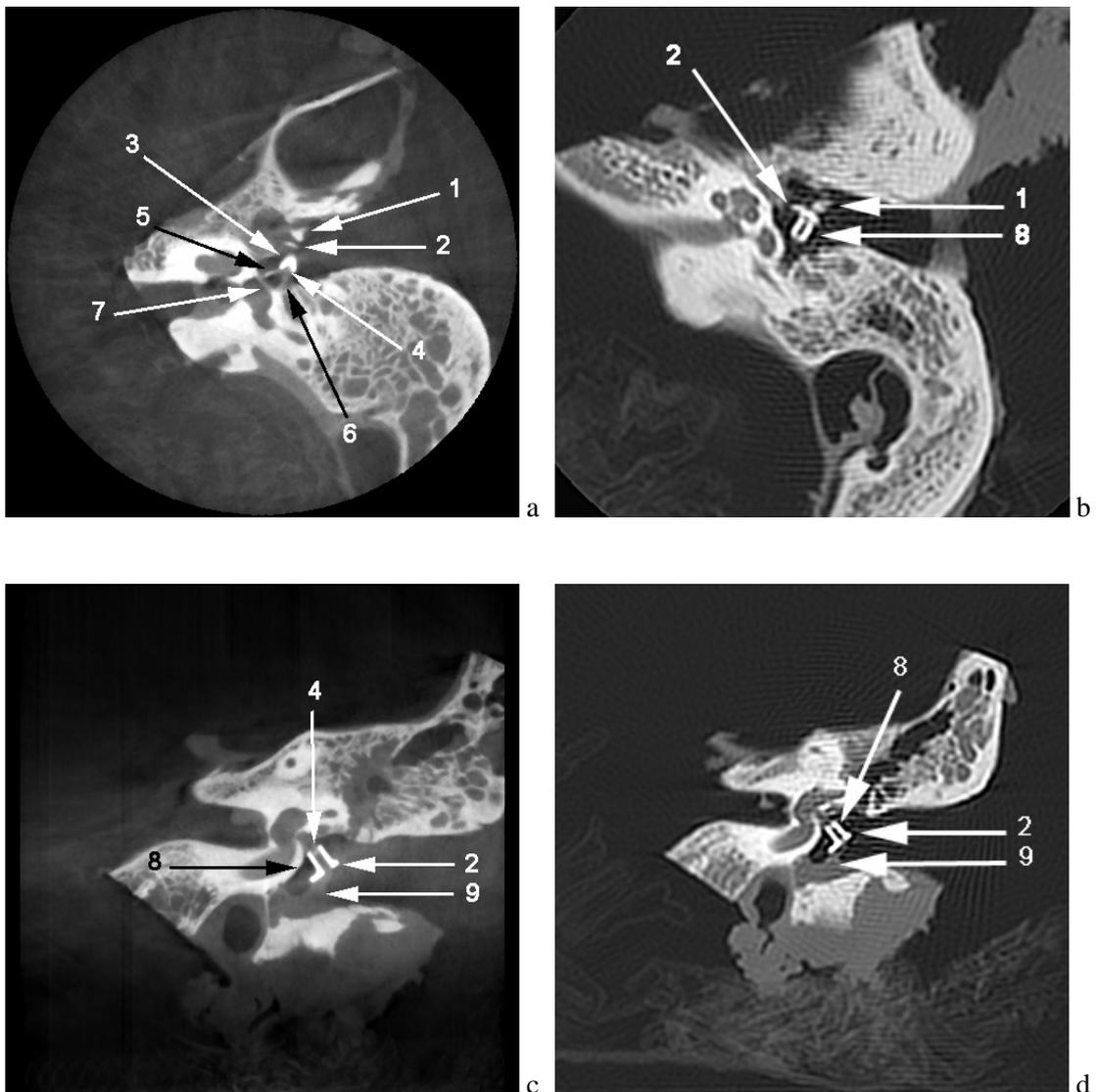


Abb. 14: Darstellung der Keramikprothese. Die Bilder a und b zeigen die axiale Projektionsebene. Die Bilder c und d zeigen die koronare Projektionsebene. Links ist jeweils die Aufnahme mit dem DVT abgebildet, rechts die des CT (1 Manubrium mallei; 2 Prothesenteller; 3 Prothesenfuß; 4 Caput stapedis; 5 Crus anterius stapedis; 6 Crus posterius stapedis; 7 Basis stapedis; 8 Prothesenschaft; 9 Membrana tympani).



3.2.2 Beurteilung der Tympanoplastiken Typ IIIc

In den Aufnahmen mit der Totalprothese aus Ionomer waren alle anatomischen Strukturen, die Tabelle 12 zu entnehmen sind, ausnahmslos erkennbar. Desweiteren konnte einmal eine mögliche Fehllage des TORP anhand der CT-Aufnahmen nicht näher beurteilt werden, da ihre Einstellung auf der Steigbügelfußplatte nicht sichtbar war. Schaft und Teller des Implantats waren klar zu sehen (Abb. 15 a und c). Die Häufigkeit erkannter anatomischer Strukturen war für die Keramikprothese mit beiden Geräten identisch (Tab. 12 und Abb. 17). Wiederum war es bei den Bildern mit Goldimplantat problematisch, die gewünschten Strukturen zu identifizieren. Mit beiden Techniken konnten nicht alle Anteile der Ossikel erkannt werden (Abb. 16). Die Stapesfußplatte war in keinem Fall abgrenzbar. Auch die Form der Goldprothese konnte aus den Aufnahmen nicht gut abgeleitet werden (Tab 13.).

Tab. 12: Darstellung der anatomischen Strukturen mittels CT und DVT in der Umgebung der Totalprothese nach Implantation in das Mittelohr (n=3).

Anatomische Strukturen	Ionomer		Keramik		Gold	
	CT	DVT	CT	DVT	CT	DVT
Manubrium mallei	3	3	3	3	2	1
Caput mallei	3	3	3	3	3	2
Collum mallei	3	3	3	3	2	2
Basis stapedis	3	3	3	3	0	0
Fenestra vestibuli	3	3	3	3	0	1
Fenestra cochleae	3	3	3	3	2	3

Tab. 13: Beurteilung der Lage des Totalimplantats mittels CT und DVT nach Einbringen in das Mittelohr (n=3).

Prothesenlage- Kriterien	Ionomer		Keramik		Gold	
	CT	DVT	CT	DVT	CT	DVT
Dislokation sichtbar	2 x nein 1 x n. b.	3 x nein	2 x nein 1 x n. b.	3 x nein	3 x n. b.	3 x n. b.
Prothesenfuß auf der Basis stapedis	2 x ja 1 x n. b.	3 x ja	2 x ja 1 x n. b.	3 x ja	3 x n. b.	3 x n. b.
Prothesenteller unter dem Manubrium mallei	3 x ja	3 x ja	2 x ja 1 x n. b.	3 x ja	2 x ja 1 x n. b.	1 x ja 2 x n. b.
Prothesenschaft sichtbar	3 x ja	3 x ja	3 x ja	3 x ja	3 x ja	2 x ja 1 x n. b.
Prothesenteller sichtbar	3 x ja	3 x ja	3 x ja	3 x ja	3 x ja	2 x ja 1 x n. b.
Artefakte	keine	keine	keine	keine	starke	mittlere

Abb. 15: Darstellung der Ionomerprothese. Die Bilder a und b zeigen die axiale Projektionsebene. Die Bilder c und d zeigen die koronare Projektionsebene. Links ist jeweils die Aufnahme mit dem DVT abgebildet, rechts die des CT (1 Basis stapedis; 2 Prothesenschaft; 3 Prothesenteller; 4 Vestibulum; 5 Cochlea; 6 Meatus acusticus internus; 7 Membrana tympani; 8 Canalis semicircularis superior).

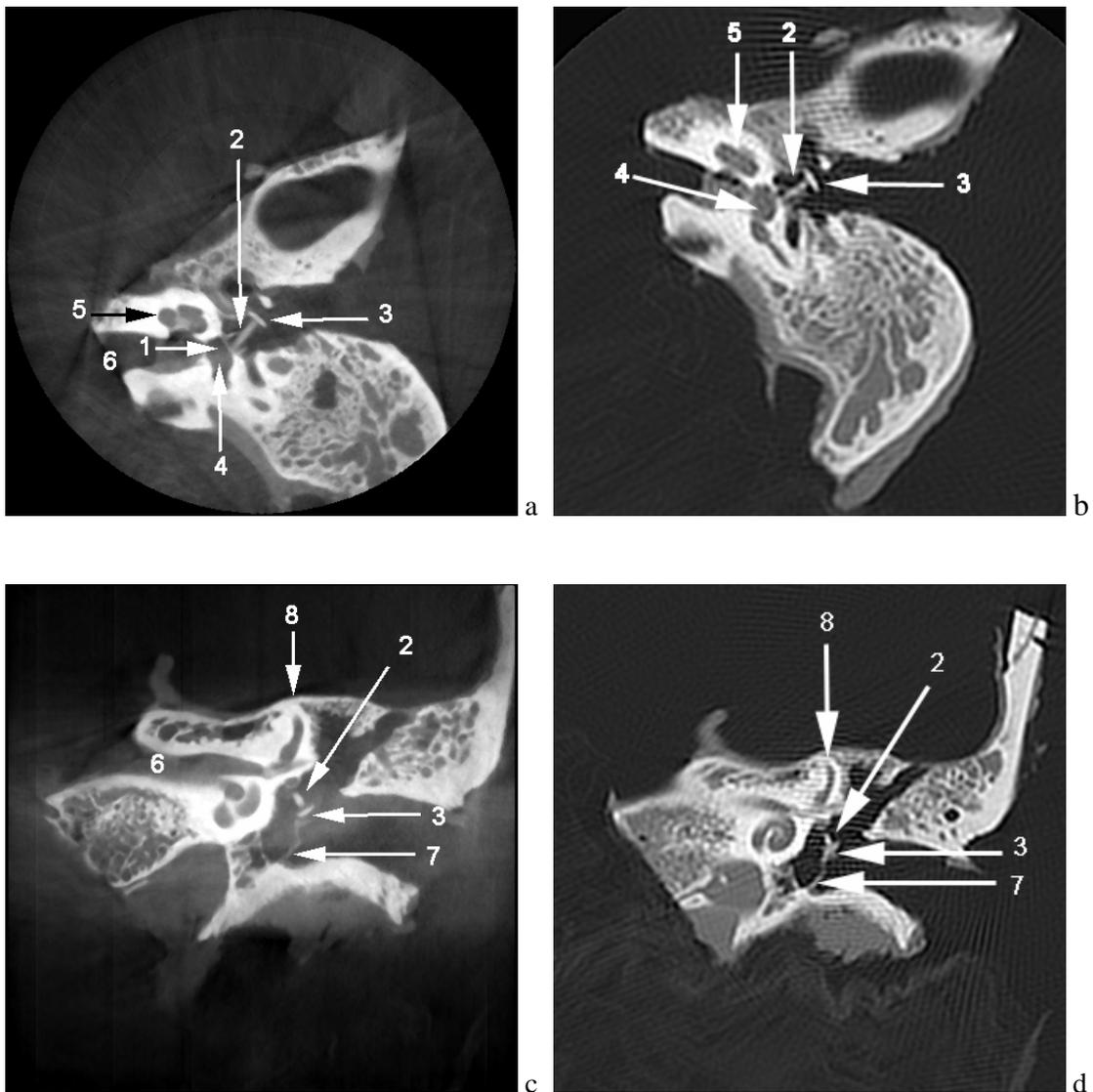


Abb. 16: Darstellung der Goldprothese. Die Bilder a und b zeigen die axiale Projektionsebene. Die Bilder c und d zeigen die koronare Projektionsebene. Links ist jeweils die Aufnahme mit dem DVT abgebildet, rechts die des CT (1 Prothesenteller; 2 Cochlea; 3 Prothesenschaft; 4 Vestibulum; 5 Membrana tympani).

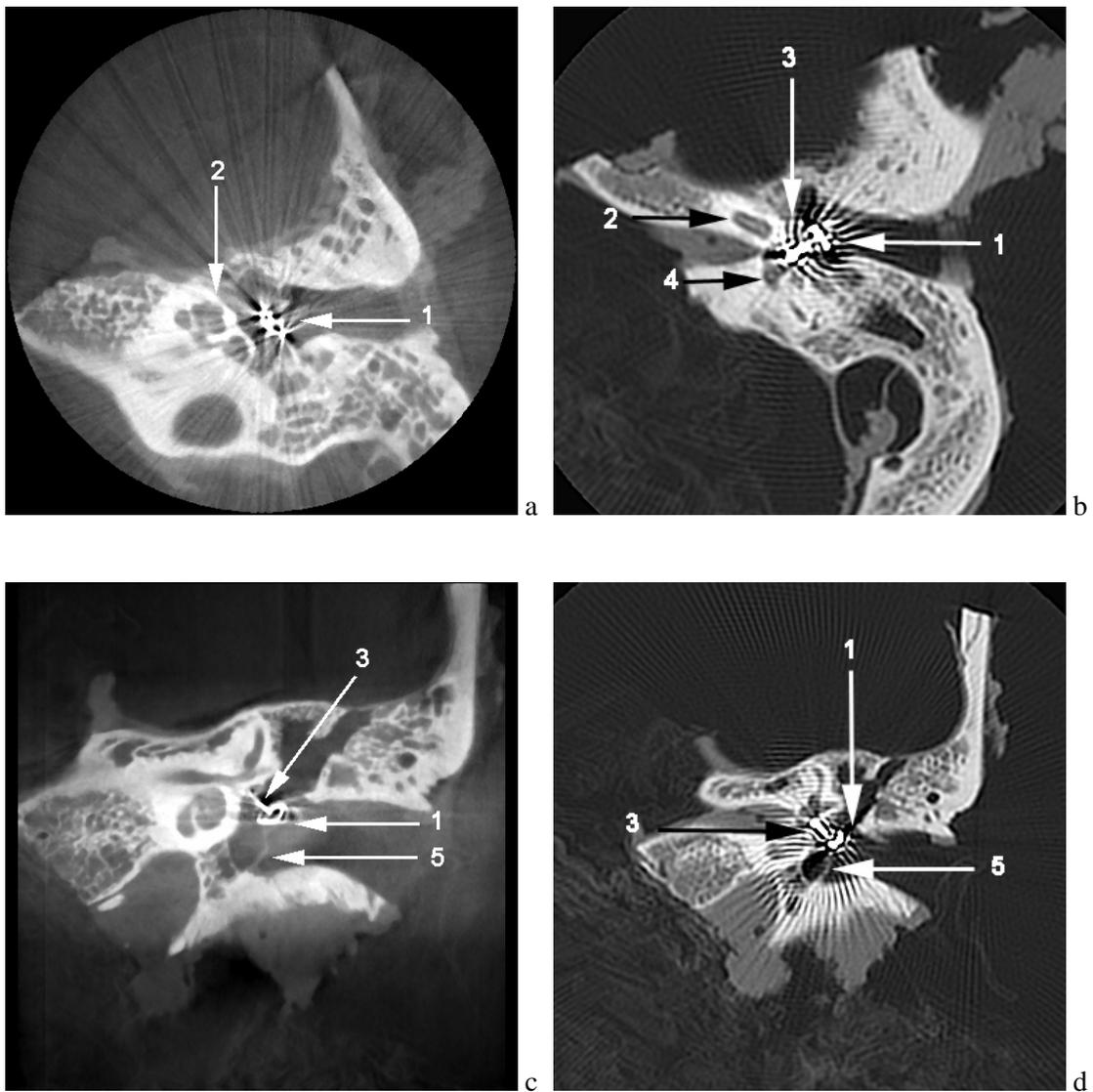
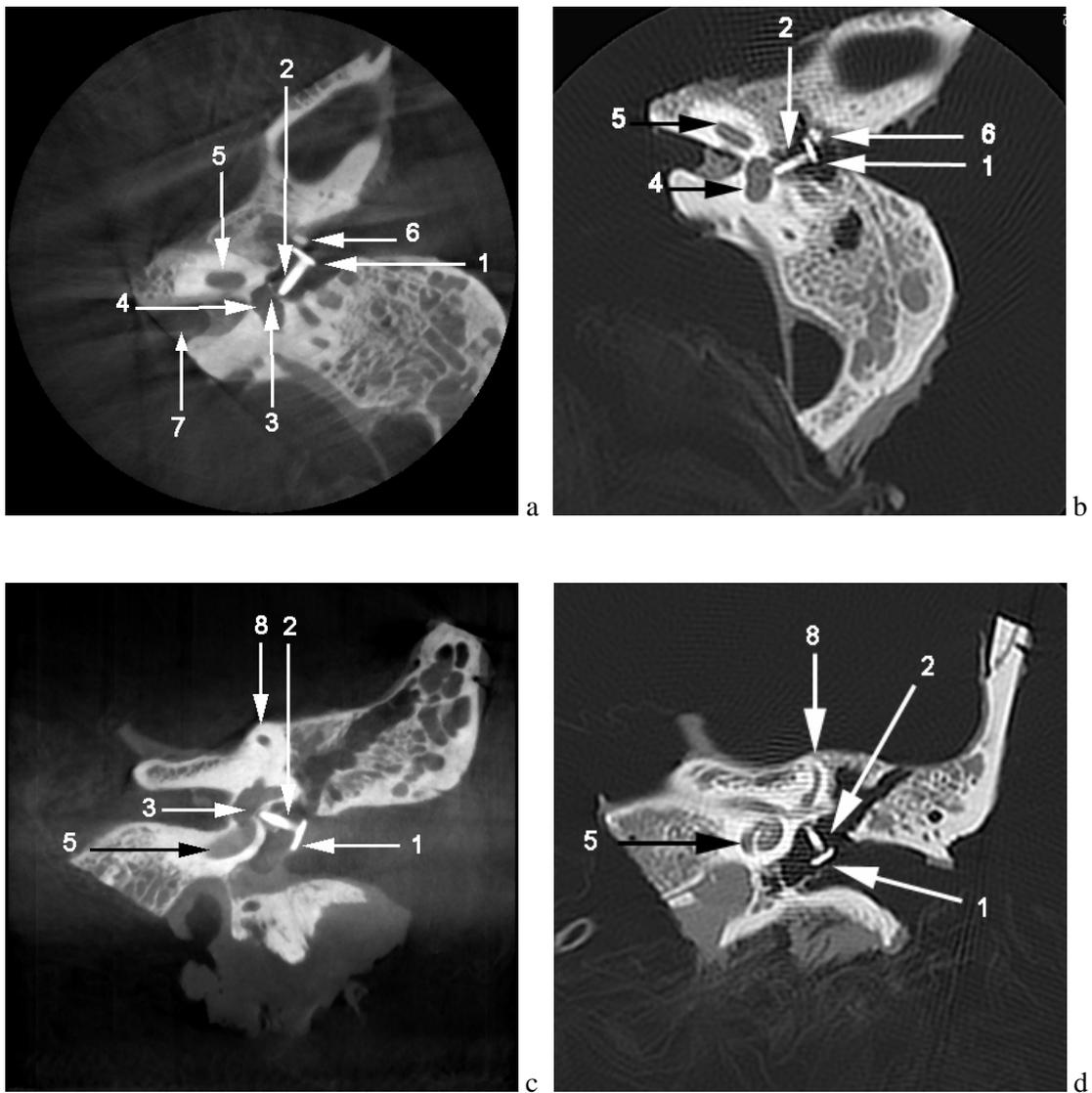


Abb. 17: Darstellung der Keramikprothese. Die Bilder a und b zeigen die axiale Projektionsebene. Die Bilder c und d zeigen die koronare Projektionsebene. Links ist jeweils die Aufnahme mit dem DVT abgebildet, rechts die des CT (1 Prothesenteller; 2 Prothesenschaft; 3 Basis stapedis; 4 Vestibulum; 5 Cochlea; 6 Manubrium mallei; 7 Meatus acusticus internus; 8 Canalis semicircularis superior).



3.2.3 Beurteilung der Stapesplastiken

Bei der Untersuchung der Stapesplastiken mit den Pistonprothesen aus Gold, Titan und Platin-Teflon wurden die anatomischen Strukturen in der Nähe der Prothese sowie die Position der Prothese selbst anhand axialer und koronarer Aufnahmen beider Geräte beurteilt. Die gewonnenen Daten sind der Tabelle 14 zu entnehmen. Es wird tabellarisch aufgelistet wie oft die einzelnen anatomischen Strukturen und die Prothesenform zu erkennen waren. Es wurde zudem zwischen der Darstellung im CT und DVT sowie der Visualisierung der unterschiedlichen Materialien unterschieden.

Der gesamte Amboss, die gelenkige Verbindung zwischen Hammer und Amboss sowie das Vestibulum konnten sowohl in den mittels DVT als auch in den vom CT akquirierten Bildern zu 100% erkannt werden. In den CT-Aufnahmen mit der Platinprothese war die Stapesfußplatte in keiner der fünf Aufnahmen abzugrenzen. In den DVT-Bildern war die Fußplatte jedoch immer zu sehen. Das runde Fenster war dreimal (60%) mit dem CT und fünfmal mit dem DVT sichtbar. Eine Dislokation des Platinpistons war anhand der Darstellung mit dem CT in drei Fällen (60%) und mit dem DVT zu 80% auszuschließen, da sich der Haken der Prothese am langen Ambossfortsatz identifizieren ließ (Abb. 19 und Tab. 15). In zwei Felsenbeinen war eine Prothesenfehlange in der Darbietung durch beide Geräte darstellbar. Hierbei ragte der Piston zu tief in das Vestibulum. Die Titanprothese war bis auf eine Ausnahme in den CT-Bildern zu sehen (Abb. 20). Die Befestigung am Amboss war in einem Fall in den Bildern des DVT nicht abzugrenzen. Die Aufnahmen des Goldimplantats mit den beiden Geräten wichen nur gering voneinander ab. Zwar konnten das ovale und das runde Fenster mit der DVT zweimal häufiger identifiziert werden, als mit der CT, jedoch war die Stapesfußplatte auch nur einmal zu sehen. Eine Dislokation des Pistons im Mittelohr war mit beiden Geräten zweimal nicht beurteilbar (Abb. 18).

Tab. 14: Darstellung der anatomischen Strukturen mit dem CT und DVT in der Nähe der implantierten Pistonprothesen aus Titan, Gold und Platin-Teflon (n=5).

Anatomische Strukturen	Titan		Gold		Platin-Teflon	
	CT	DVT	CT	DVT	CT	DVT
Articulatio incudomallearis	5	5	5	5	5	5
Corpus incudis	5	5	5	5	5	5
Crus breve	5	5	5	5	5	5
Crus longum	5	5	5	5	5	5
Basis stapedis	2	5	5	5	0	5
Fenestra vestibuli	4	5	3	5	5	5
Fenestra cochleae	4	5	3	5	3	5
Vestibulum	5	5	5	5	5	5

Tab. 15: Beurteilung der Pistonprothesenlage mit CT und DVT nach
Implantation in das Mittelohr (n=5).

Prothesenlage- kriterien	Titan		Gold		Platin-Teflon	
	CT	DVT	CT	DVT	CT	DVT
Dislokation in das Mittelohr	5 x n. b.	4 x nein 1 x n. b.	3 x nein 2 x n. b.	5 x nein	4 x nein 1 x n. b.	5 x nein
Protusion in das Vestibulum	4 x nein 1 x n. b.	4 x ja 1 x nein	3 x ja 2 x n. b.	5 x ja	2 x ja 3 x nein	2 x ja 3 x nein
Regelrechte Prothesenlage am langen Ambossfortsatz	4 x n. b. 1 x ja	5 x ja	3 x ja 2 x n. b.	3 x ja 2 x n. b.	3 x ja 2 x n. b.	4 x ja 1 x n. b.
Prothesenschaft sichtbar	4 x ja 1 x n. b.	5 x ja	5 x ja	5 x ja	5 x ja	5 x ja
Artefakte	keine	keine	starke	mittlere	mittlere	leichte

Abb. 18: Darstellung des Goldpiston. Die Bilder a und b zeigen die axiale Projektionsebene. Die Bilder c und d zeigen die koronare Projektionsebene. Links ist jeweils die Aufnahme mit dem DVT abgebildet, rechts die des CT (1 Vestibulum; 2 Incus; 3 Goldpiston; 4 Cochlea; 5 Caput mallei; 6 Meatus acusticus internus).

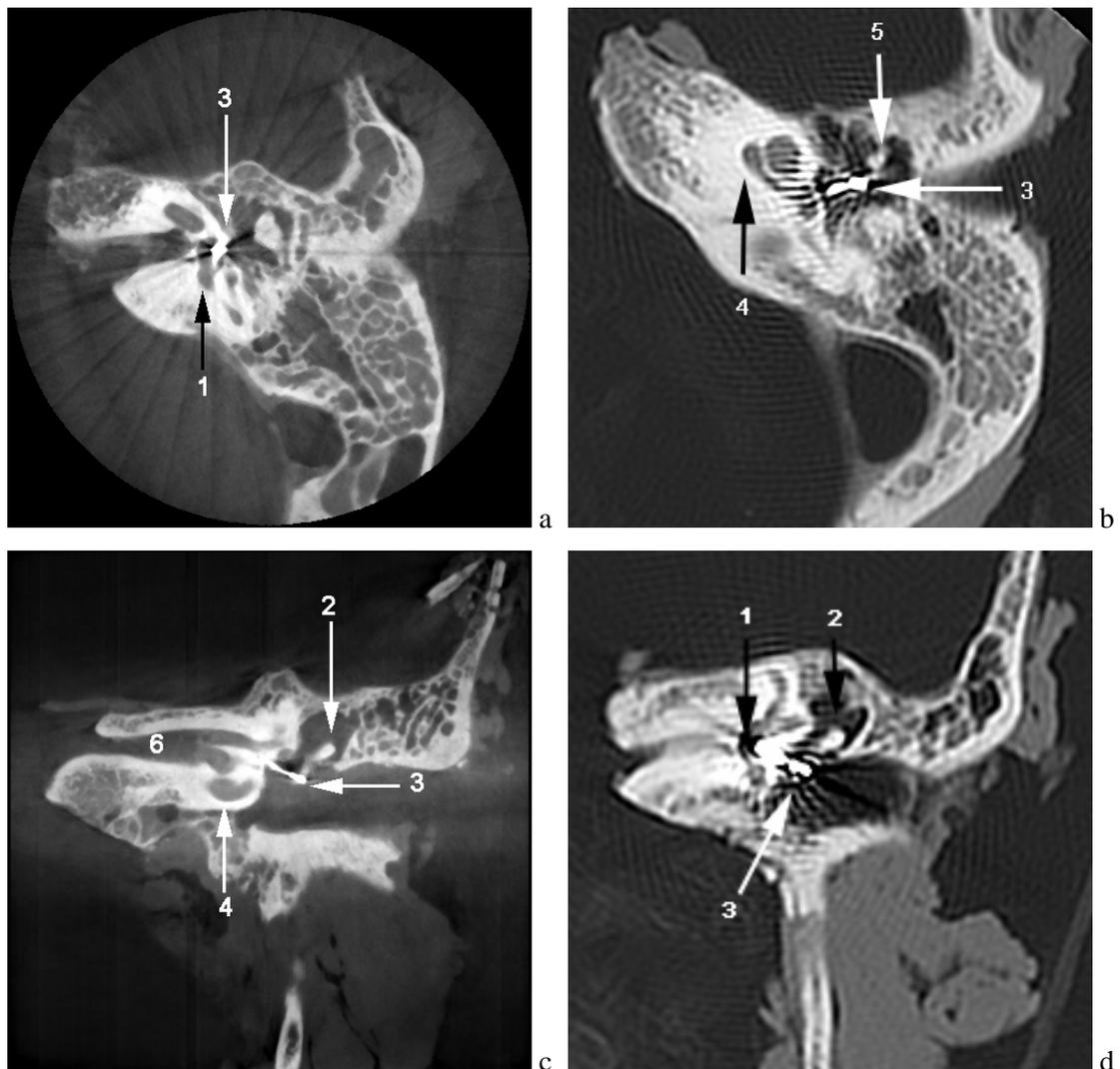


Abb. 19: Darstellung des Platinpiston. Die Bilder a und b zeigen die axiale Projektionsebene. Die Bilder c und d zeigen die koronare Projektionsebene. Links ist jeweils die Aufnahme mit dem DVT abgebildet, rechts die des CT (1 Cochlea; 2 Vestibulum; 3 Platin-Teflon Prothese, 4 Caput mallei; 5 Canalis semicircularis posterior; 6 Canalis semicircularis superior; 7 Canalis semicircularis lateralis; 8 Crus longum incudis; 9 Corpus incudis; 10 Meatus acusticus internus).

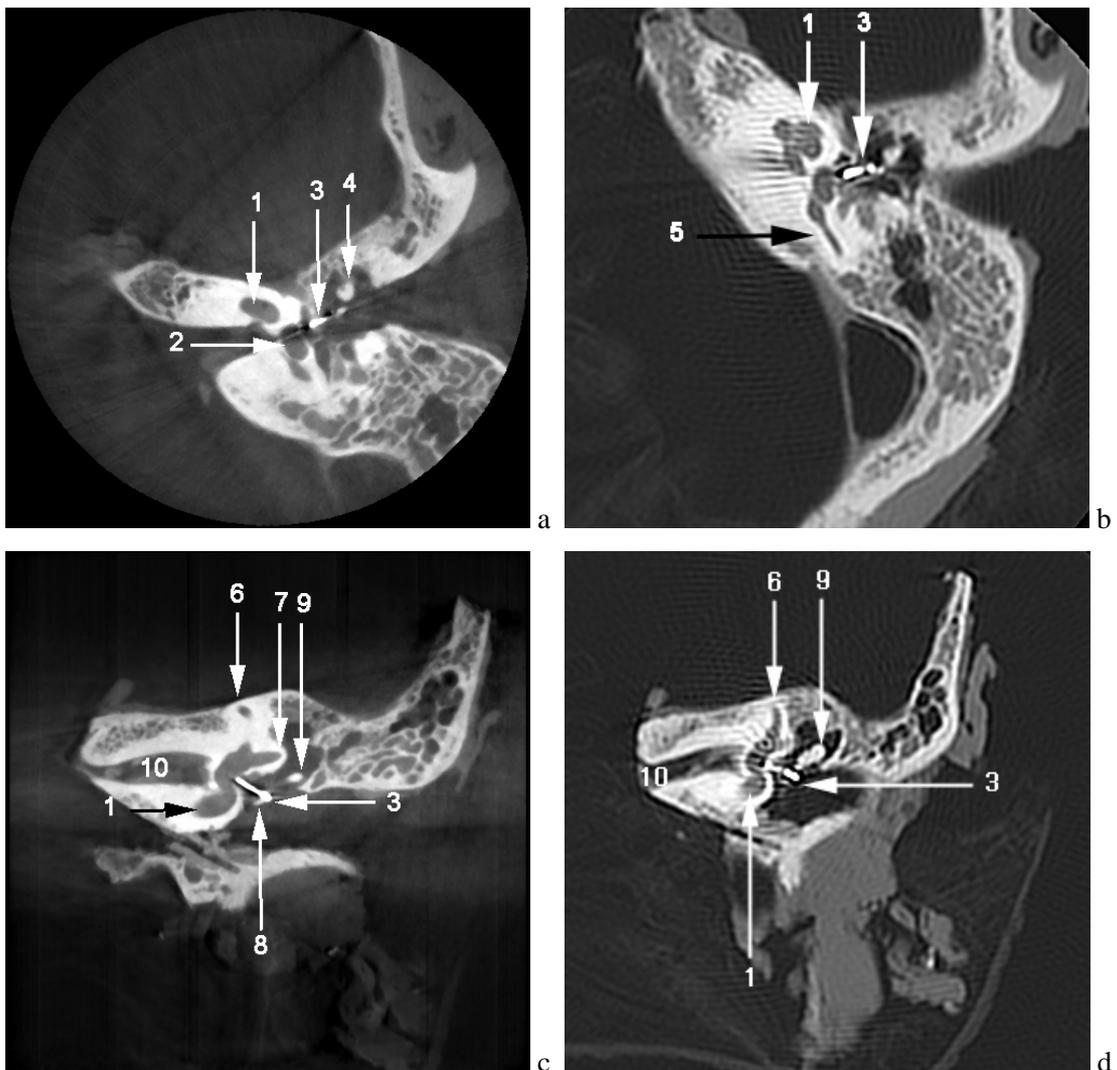
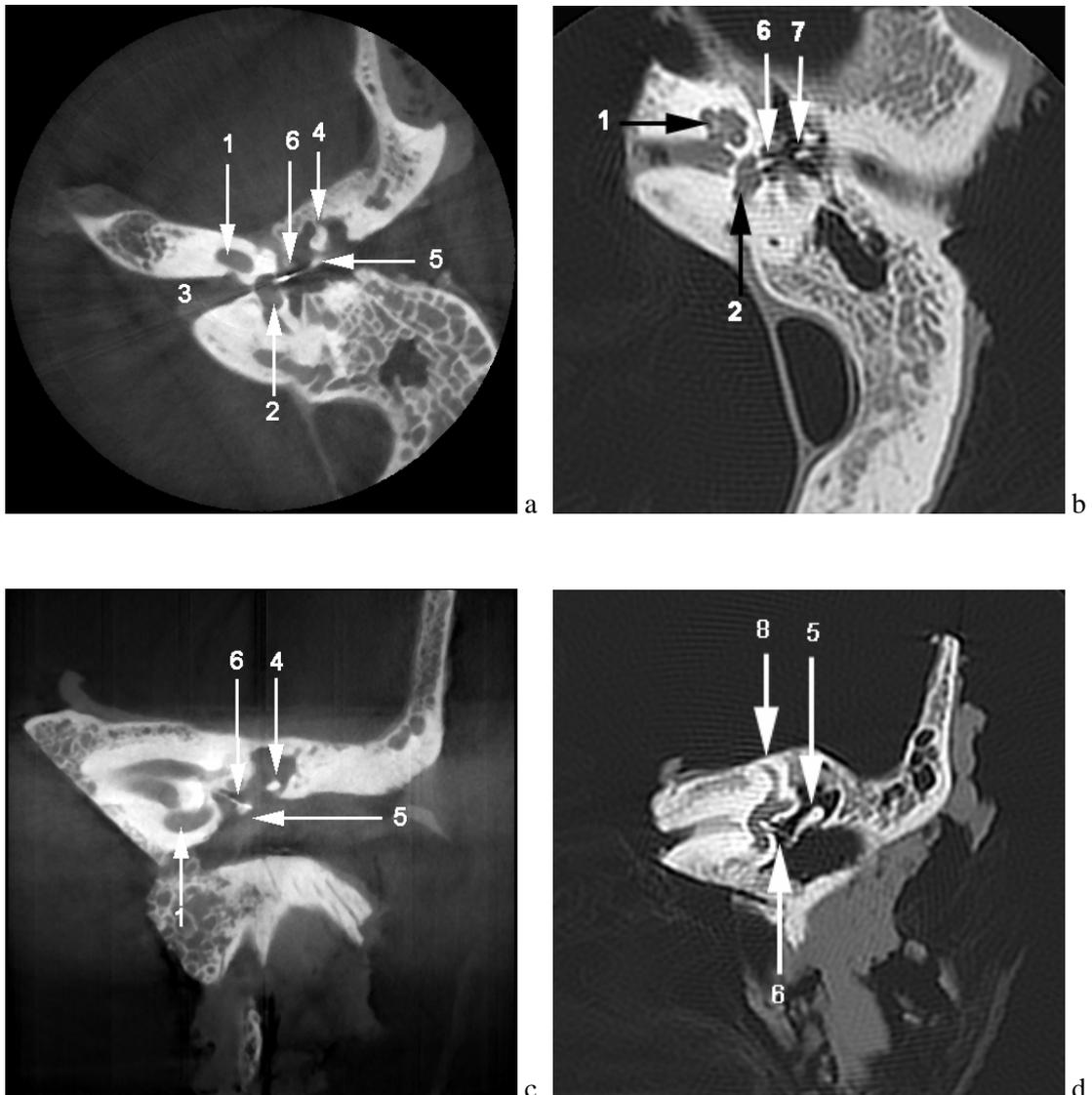


Abb. 20: Darstellung des Titanpiston. Die Bilder a und b zeigen die axiale Projektionsebene. Die Bilder c und d zeigen die koronare Projektionsebene. Links ist jeweils die Aufnahme mit dem DVT abgebildet, rechts die des CT (1 Cochlea; 2 Vestibulum; 3 Meatus acusticus internus; 4 Caput mallei; 5 Incus; 6 Titanprothese; 7 Manubrium mallei; 8 Canalis semicircularis superior).



4. Diskussion

4.1 Radiologische Untersuchung der Felsenbeinstrukturen

4.1.1 Ossikelkette

Das Mittelohr lässt sich in drei Etagen unterteilen: Epi-, Meso- und Hypotympanon. Im Mesotympanon befindet sich die Gehörknöchelchenkette, bestehend aus Hammer (Malleus), Amboss (Incus) und Steigbügel (Stapes), die untereinander gelenkig verbunden sind. Der Malleus besteht aus drei Teilen, dem Caput mallei, dem Collum mallei und dem Manubrium mallei, sowie dem Processus anterior und lateralis. Der Amboss besteht ebenso aus drei Anteilen. Dem Corpus incudis und den beiden Fortsätzen Crus longum und breve incudis. An seiner Vorderseite bildet der Amboss die gelenkige Verbindung mit dem Hammer. Der aus vier Teilen bestehende Steigbügel bildet mit dem Caput und dem Processus lenticularis des Amboss die Articulatio incudomallearis. Die beiden Schenkel des Stapes stehen auf der Basis stapedis, die sich in der ovalen Fenesternische befindet. Der auf das Ohr eintreffende Schall versetzt die Ossikel in Schwingung. Durch die Hebelwirkung des Amboss kommt es zu einer Kraftverstärkung am Steigbügel. Am Steigbügelkopf setzt der M. stapedius an. Durch seine Kontraktion wird die Fußplatte aus dem ovalen Fenster (Fenestra vestibuli) gehoben, wodurch laute Geräusche abgeschwächt werden. Richtung dorsal steht die Paukenhöhle in diesem Abschnitt über das Antrum mastoideum mit den pneumatisierten Räumen, den Cellulae mastoideae in Verbindung. Sie dienen als akustische Resonanzräume (Moll et al., 2000).

Die Ossikel des Mittelohrs gehören zu den kleinsten knöchernen Strukturen des menschlichen Körpers. Trotz ihrer geringen makroskopischen Größe haben sie eine enorme funktionelle Bedeutung. Viele pathologische Prozesse im Mittelohr rufen eine Verletzung der den Schall weiterleitenden Gehörknöchelchenkette hervor (Swartz et al., 1987; Zimmermann et al., 1987; Lemmerling et al., 1998). Durch eine Dysfunktion der Tuba eustachii wird eine bakterielle Superinfektion des Mittelohres möglich. Die daraus resultierende chronische Otitis media kann in ihrem Verlauf in 92% der Fälle zu einer Veränderung der Ossikel, wie z.B. Arrosion oder Fixation führen (Jung et al., 1999). Zumeist sind davon der lange Ambossfortsatz und die

Stapessuprastruktur betroffen. Auch Patienten mit einem Cholesteatom leiden unter einer Schallleitungsschwerhörigkeit, die ebenfalls durch Destruktion der Gehörknöchelchenkette stark zunehmen kann (Schiebler et al., 2007). Die Integrität der Ossikel kann zudem in Folge eines Traumas zerstört werden. Das bei einer Felsenbeinfraktur entstehende Hämatotympanon verursacht hierbei eine Schallleitungsschwerhörigkeit, die spontan nach einigen Wochen durch Resorption des Hämatoms verschwindet. Bei einer Reihe von Patienten bleiben die Beschwerden jedoch auch anschließend bestehen. Gründe hierfür sind eine unterbrochene Ossikelkette, eine Atrophie des Processus lenticularis oder eine Ankylose des Stapes (Browning et al., 1982). Bei der Otosklerose handelt es sich um eine Erkrankung, die bedingt durch knöcherne Umbauprozesse meistens zu einer Fixierung der Steigbügelfußplatte und der Crura mit Schallleitungsschwerhörigkeit führt. Solche Otoskleroseherde können sich jedoch auch im Bereich des ovalen und runden Fensters und in der Cochlea befinden (Park, 2002). Ebenso verursachen einige klinische Syndrome wie z.B. das CHARGE-Syndrom, das DiGeorge-Syndrom und das Pierre Robin-Syndrom oder isolierte kongenitale Missbildungen eine Schwerhörigkeit. Bei den kongenitalen Malformationen ist oftmals keine Anomalität des äußeren Gehörgangs zu sehen, jedoch ist in vielen Fällen der Stapes verformt (Park et al., 1994). Viele Autoren nutzen zur Diagnose o.g. Pathologien als Ergänzung zu otologischen Untersuchungen und audiometrischen Tests die Darstellung der Paukenhöhle und der darin enthaltenen Ossikel mittels CT (Swartz, 1992; Helms et al., 1994; Bartling et al., 2005). Somit stellt die DVT auf diesem Gebiet eine Neuheit dar.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigen, dass sich einige funktionell wichtige Strukturen der Ossikelkette mit dem DVT aufgrund einer Schichtdicke von 0,125 mm leichter identifizieren lassen als mit dem CT. Eine signifikant bessere Visualisierung gelang in koronarer und axialer Ebene für die beiden filigranen Stapesschenkel. Die axiale Projektionsebene wies einen hohen Informationsgehalt auf, da auch die Basis stapedis und das runde sowie das ovale Fenster in dieser Schicht statistisch signifikant besser durch den digitalen Volumentomographen dargestellt wurden. Die axialen und koronaren DVT-Bilder waren den CT-Bildern in der Abgrenzung des Processus lenticularis tendenziell überlegen, wobei dieser Unterschied nicht statistisch signifikant war. Eine Darstellung dieser anatomischen

Punkte ist besonders schwierig. Die HR-CT bietet zumeist eine Schichtdicke von 0,5 bis 1 mm und eignet sich daher nicht immer zur Darstellung der Gehörknöchelchenkette. Aufgrund des Partialvolumeneffektes konnten sehr kleine Strukturen wie der Processus lenticularis und die Stapeschenkel in der Darstellung durch das HR-CT nicht erkannt werden (Hermanns et al., 1995; Dalchow et al., 2006). Der Partialvolumeneffekt entsteht durch einen Informationsverlust bei der Mittelung zweier Volumina unterschiedlicher Röntgendichtewerte innerhalb eines Voxels. Die Strukturen werden dann nicht separat dargestellt. Optisch führt das in der Abbildung zu fließenden Übergängen statt harter Konturen, die den Betrachter zu einer Fehlinterpretation verleiten können. Besonders wirkt sich dieser Effekt aus, wenn wie in der vorliegenden Untersuchung o.g. kleine Strukturen begutachtet werden sollen. Günstig wirkt sich demnach eine geringe Kantenlänge der Voxel aus (Zonnefeld et al., 1985). Zwar gelang es Gupta und Mitarbeitern mit einem hochauflösenden Volumen-CT, das eine Auflösung von 200 µm hat, den Stapes detailliert abzubilden (Gupta et al., 2004). Jedoch handelte es sich dabei um einen Prototypen, mit dem es aufgrund der geringen Gerätegröße nicht möglich war, einen Patienten zu untersuchen. Mittels Röntgentomographie gelang Offergeld und Mitarbeitern die Darstellung der Innenohrstrukturen, die der Qualität der CT nah kam (Offergeld et al., 2006). Die Visualisierung der Ossikelkette war jedoch nur unvollständig, insbesondere der Stapes konnte nur vereinzelt und fragmentiert abgebildet werden. Himi und Mitarbeiter führten an rekonstruierten Bildern eines axialen CT-Scans eine virtuelle Endoskopie am Mittelohr durch, um die Ossikel zu visualisieren (Himi et al., 2000). Die einzelnen Elemente des Stapes konnten durch diese Methode zu über 90% dargestellt werden. Allerdings war dieses Verfahren sehr zeitaufwendig, da allein die Rekonstruktion der virtuellen Endoskopie bis zu 10 Minuten pro Patient in Anspruch nahm. Mit dem DVT hingegen können die Aufnahmen am Patienten in 17,5 Sekunden erstellt werden. Die anschließende Rekonstruktion der Bilder dauert dann 3 Minuten und ist somit weniger zeitaufwendig.

4.1.2 Ligamente und Muskeln des Mittelohrs

Von den drei Gehörknöchelchen sind lediglich der Hammergriff und der Processus lateralis mit dem Trommelfell verwachsen. Überwiegend werden die Ossikel jedoch durch einen Bandapparat in ihrer Position gehalten. Hammerhals und Processus anterior sind über das Lig. mallei anterius mit der Paukenhöhlenwand verbunden. Der Hammerhals ist zusätzlich durch das Lig. mallei laterale mit der Incisura tympanica verbunden. Vom Hammerkopf und dem Ambosskörper ziehen die zumeist als Schleimhautfalten imponierenden Ligamenti mallei superius und incudis superius zum Tegmen tympani. Das Lig. incudis posterius befestigt das Crus breve incudis in der Fossa incudis. Die Basis stapedis ist durch das Lig. annulare fest im ovalen Fenster fixiert (Feneis, 1972).

Die Schallübertragung durch die Ossikelkette wird durch den M. tensor tympani und den M. stapedius reguliert. Der ca. 7 mm lange M. stapedius entspringt im Hohlraum der Eminentia pyramidalis und verläuft dann entlang dem Canalis facialis. Seine Sehne zieht von hinten in die Paukenhöhle und inseriert am Caput stapedis. Die Innervation erfolgt durch den N. stapedius, der aus dem N. facialis stammt. Als kleinster Muskel des Menschen hebt er die Steigbügelplatte gering aus dem ovalen Fenster, um laute Geräusche abzuschwächen. Der M. tensor tympani ist 20 mm lang und verläuft parallel zur Tuba auditiva. Nach seinem Eintritt in die Paukenhöhle zieht seine Sehne am Processus cochleariformis vorbei und setzt am Hammergriff an. Innerviert wird er durch den N. mandibularis. Der M. tensor tympani spannt das Trommelfell und führt somit zu einer reduzierten Schallweiterleitung.

Durch eine Durchtrennung der Stapediussehne oder eine Verletzung des N. stapedius während eines otologischen Eingriffes kommt es zu einem Ausfall der schalldämpfenden Funktion. Laute Geräusche können nicht mehr abgeschwächt werden, was eine schmerzhafte Hyperakusis zur Folge haben kann (Moll et al., 2000). Entzündliche Prozesse des Mittelohres können zu einer Fixierung und folglich zu einer Dysfunktion der Muskeln und Ligamente führen (Maroldi et al., 2001). Eine radiologische Darstellung dieser Strukturen ist somit von klinischer Bedeutung.

In der vorliegenden Untersuchung war im Vergleich eine wesentlich bessere Abgrenzung der Weichteilstrukturen durch das DVT festzustellen. In koronarer Schicht war auf den Bildern des DVT das Lig. mallei anterius und das Lig. mallei posterius statistisch signifikant besser zu sehen. In der axialen Projektionsebene konnten das Lig. incudis posterius, die Sehne des M. tensor tympani und der im Knochen verlaufende Anteil des M. stapedius statistisch signifikant besser abgegrenzt werden. Dies war möglich, obwohl der Dynamikbereich des DVT-Flächendetektors geringer war, als der des CT-Detektors. Diese geringe dynamische Breite äußert sich vor allem in einem geringeren Weichteilkontrast, da nicht mehr die gesamte breite des ankommenden Signals verfolgt werden kann (Kalender, 2003). Der geringere Weichteilkontrast war bei der Beurteilung der Muskeln und Ligamente kein Nachteil. Im Gegenteil konnten sie durch die konstruktionsbedingte hohe Auflösung sogar besser abgegrenzt werden. Im CT waren die Bänder oftmals nicht zu erkennen und ihre Darstellung war vom Partialvolumeneffekt beeinflusst. In einer vergleichenden Untersuchung war es Jäger und Mitarbeitern möglich, bei einem Grossteil der untersuchten Patienten die Bänder und Sehnen des Mittelohrs mit einem Multi-Slice CT abzubilden (Jäger et al., 2005). Die Darstellung mit dem Single-Slice CT wirkte sich jedoch ungünstig auf die Anzahl der erkannten Strukturen aus. Auch in dieser Untersuchung wurden die Ergebnisse auf die höhere Auflösung und die geringere Schichtdicke des Multi-Slice CT zurückgeführt. Gupta und Mitarbeiter stellten diverse anatomische Strukturen von Felsenbeinpräparaten mit einem experimentellen Volumen-CT dar (Gupta et al., 2004). Die geringe dynamische Breite des Detektors wirkte sich in der Abbildung von Weichteilstrukturen gleichfalls nicht nachteilig aus, da der Prototyp über eine Auflösung von 200 µm verfügte.

4.1.3 Nervus facialis

Der Kanal des N. facialis lässt sich nach dem Austritt aus dem inneren Gehörgang in drei Segmente unterteilen. Zunächst verläuft das labyrinthäre Segment (S1) vom Fundus des inneren Gehörgangs über das äußere Facialisknie, in dem sich das Ganglion geniculi befindet, um dann fast rechtwinklig nach lateral hinten abzubiegen. Im tympanalen Segment (S2) zieht der N. facialis im Bogen am ovalen Fenster vorbei. Danach biegt er vom horizontal verlaufenden tympanalen Segment in das

vertikal verlaufende mastoidale Segment (S3) um. Den Austrittspunkt aus der Schädelbasis bildet dann das Foramen stylomastoideum (Trepel, 1999).

Der VII. Hirnnerv ist eine wichtige Struktur, die durch das Felsenbein verläuft. In ihm befinden sich die Geschmacksfasern der Chorda tympani, parasympatische Fasern für die Speicheldrüsen und die motorischen Fasern für die Bewegung der mimischen Gesichtsmuskulatur (Schiebler et al., 2007). Der N. facialis ist die anatomische Struktur mit der höchsten Variabilität im Felsenbein. Bekannt sind doppelte Ausprägungen einzelner Segmente und Dehiszenzen, die sich typischerweise im tympanalen Segment im Bereich des ovalen Fensters befinden (Tüccar et al., 2000). Dadurch ist der Gesichtsnerv sehr vulnerabel und kann während otologischer oder otoneurologischer Operationen verletzt werden. Außerdem ist er leicht für Pathologien des Mesotympanon, wie z.B. Cholesteatome, Tumore oder entzündliche Prozesse erreichbar (Struffert et al., 2005). Eine akkurate präoperative radiologische Evaluation des Verlaufs und der Beziehung zu benachbarten Strukturen ist daher unabdingbar.

In der vorliegenden Untersuchung wurde das labyrinthäre Segment des N. facialis durch beide Geräte gut abgebildet. Der tympanale Verlauf konnte anhand der koronaren CT- und DVT-Bilder besser beurteilt werden. In der Darstellung des mastoidalen Verlaufs war jedoch das CT unterlegen. Weil aber die Fallzahlen gering waren, zeigte der McNemar Test in diesem Fall keine statistische Signifikanz beim Vergleich der beiden Aufnahmetechniken. Gleiches galt für die Chorda tympani, die sich in den DVT-Bildern in axialer Schicht ebenfalls besser von den Mastoidzellen abgrenzen ließ. Die Schwierigkeit den Nerven in der Umgebung von den pneumatisierten Räumen des Mastoids abzugrenzen versuchten Tüccar und Mitarbeiter zu umgehen, indem sie seinen Weg vom Foramen stylomastoideum aufwärts verfolgten (Tüccar et al., 2000). Sie betrachteten dabei axiale und koronare Aufnahmen des HR-CT, während Cooper et al. und Zonnefeld et al. zusätzlich sagittale Aufnahmen erstellten, um alle Segmente des Nerven zu visualisieren (Zonnefeld et al., 1983; Cooper et al., 1987).

4.1.4 Cochlea und Gleichgewichtsorgan

In dem Hohlraumssystem des Innenohrs besteht das Hörorgan aus der Schnecke (Cochlea) und das Gleichgewichtsorgan aus Sacculus, Utriculus und den drei Bogengängen. Sie liegen in dem von Endolymphe umspülten häutigen Labyrinth des Felsenbeins, welches vom mit Perilymphe gefüllten knöchernen Labyrinth umgeben ist. Die Endolymphe fließt über den Ductus endolymphaticus in eine Duraduplikatur, den Saccus endolymphaticus. Die circa 30 mm lange Schnecke windet sich $2\frac{3}{4}$ -mal um eine zentrale knöcherne Achse, dem Modiulus, durch den der Hörnerv (Nervus cochlearis) verläuft. Vom Vestibulum aus wird die Perilymphe über den Ductus perilymphaticus in den Subarachnoidalraum abgeleitet (Swartz et al., 1995; Daniels et al., 1996).

Die Cochlea ist eines der bedeutendsten Sinnesorgane. Durch Übertragung des Schalls auf das ovale Fenster wird in der Cochlea eine Volumenverschiebung erzeugt. Am Amplitudenmaximum kommt es zu einer Bewegung der Tektorialmembran. Ein Abscheren der auf ihr befindlichen Zilien wandelt das angekommene Signal in einen elektrischen Reiz um. Dieser wird nun über den N. cochlearis in den Hirnstamm und schließlich in den Temporallappen weitergeleitet. Bei hörgeschädigten Patienten mit beidseitig hochgradiger, an Taubheit grenzender Schwerhörigkeit sowie Hörgeschädigten mit nur geringem Resthörvermögen kann dieser Übermittlungsweg auf Ebene des Innenohrs gestört sein. Mögliche Gründe für eine solche Schwerhörigkeit sind eine Ossifikation der Cochlea infolge einer Labyrinthitis, ein Hörsturz, eine Intoxikation, eine cochleare Otosklerose oder kongenitale Erkrankungen wie Aplasien oder Dysplasien (Casselmann et al., 1997). Aufgrund dieses breiten Spektrums an Ursachen für die Schwerhörigkeit wird klar, dass eine bildgebende Diagnostik zur eindeutigen Klärung der Genese unumgänglich ist. Eine weitere Indikation zur Bildgebung stellt die mögliche Therapie der Schwerhörigkeit dar. Das Einbringen eines Cochleaimplantats kann Patienten helfen, durch direkte Elektrostimulation des N. cochlearis ein zur Kommunikation nötiges Gehör aufzubauen (Schiebler et al., 2007). Um das Implantat in der Cochlea zu positionieren, wird ein Zugang über das runde Fenster oder eine Cochleostomie im Bereich des Promontoriums gewählt. Über diese Öffnung wird dann die Elektrode in die basale Windung der Cochlea eingebracht. Um während der Operation eine bessere

Orientierung zu gewährleisten, muss sich der Otorhнолог zuvor einen Überblick über die anatomischen Verhältnisse in diesem Bereich machen (Youssefzadeh et al., 1997; Bettman et al., 2004). Ist z.B. die Spirallamina, deren Dicke ungefähr 1 mm beträgt, infolge einer Labyrinthitis stark ossifiziert, muss in diesen Fällen ein chirurgischer Alternativzugang gewählt werden (Seicshnaydre et al., 1992). Eine radiologisch diagnostizierte obliterative Labyrinthitis ossificans oder kongenitale Missbildungen wie z.B. die Michel-Deformität können allerdings die Implantation unmöglich machen (Mecca et al., 2003).

In der vorliegenden Untersuchung gelang es sowohl mit dem CT als auch mit dem DVT die Cochlea und das Promontorium in beiden Projektionsebenen in allen Felsenbeinpräparaten darzustellen. Allerdings konnte die Lamina spiralis ossea in den DVT-Bildern in koronarer Ebene statistisch signifikant besser abgegrenzt werden. Diese genauere Darstellung der Cochleastrukturen spricht für die Verwendung des DVT um z.B. kleine Ossifikationen der Cochlea zu visualisieren. Zudem könnte sich die genauere Abbildung hilfreich auf das Erkennen von Malformationen auswirken. Bettman und Mitarbeiter nutzten zur Darstellung der Cochlea axiale CT-Scans von 1 mm Schichtdicke (Bettman et al., 2004). Waren diese nicht ausreichend, fertigten sie multiplanare Rekonstruktionen der primär axial akquirierten Aufnahmen an. Durch vorangegangene Untersuchungen stellte sich heraus, dass diese CT-Scans aussagekräftig genug waren, um sich einen Überblick über das Mittelohr zu verschaffen. Mittels eines Multidetektor CT-Scanners stellten Chuang et al. die Lamina spiralis ossea der Cochlea dar (Chuang et al., 2006). Sie verwendeten dabei eine Schichtdicke von 0,625 mm, die dazu geeignet war, die Schnecke zufriedenstellend abzubilden. Lediglich in den Aufnahmen einer Patientin mit Osteoporose wurde das Labyrinth aufgrund der erniedrigten Mineralisation mit Unterbrechungen dargestellt.

Die nahezu senkrecht aufeinander stehenden Bogengänge werden anhand ihrer Lage im Felsenbein in einen vorderen (Ductus semicircularis anterior), hinteren (Ductus semicircularis posterior) und seitlichen (Ductus semicircularis lateralis) Bogengang unterteilt. Vor allem die Wahrnehmung von Lage und Drehbewegung des Körpers werden in diesem Teil des Gleichgewichtorgans verarbeitet. Jeder der Bogengänge besitzt an einem Ende eine Erweiterung, die Ampulle. In ihr befindet sich die Crista

ampullaris, die mit ihren Zilien in die gallertige Masse der Cupula ragt. Die Trägheitsströmung der Endolymphe bedingt bei Drehbeschleunigung ein Auslenken der Cupula. Hierdurch werden die Sinneshaare abgewinkelt und der Reiz an den Gleichgewichtsnerv weitergegeben (Swartz et al., 1996).

Pathologien im Bereich der Bogengänge können schwerwiegende Symptome bei den betroffenen Patienten hervorrufen. Die Dehiszenz des oberen Bogengangs kann bei lauten Geräuschen (Tullio-Phänomen) oder intrakraniellen Druckschwankungen durch z.B. Husten (Henebert-Zeichen), Schwindel, Gleichgewichtsstörungen und Nystagmus auslösen (Hirvonen et al., 2003). Cholesteatome, die sich bis in das Labyrinth ausdehnen, können durch Arrosion des lateralen Bogengangs identische Symptome erzeugen (Lemmerling et al., 2001). Um die Diagnose einer Bogengangsdehiszenz zu sichern, wird der Nystagmus mittels Video-Oculographie aufgezeichnet und durch ein Valsalva-Manöver versucht o.g. Symptome auszulösen. Ergänzend gilt eine HR-CT als erforderlich, um die Bogengänge darzustellen (Minor, 2000).

In vorliegender Untersuchung ließen sich horizontaler, lateraler und oberer Bogengang mit dem DVT und dem CT gut darstellen. In koronarer sowie axialer Projektionsebene war ihr Verlauf gut zu beurteilen. Beide Geräte eignen sich folglich zur Visualisierung des Labyrinthes. Krombach und Mitarbeiter stellten die Bogengänge ebenfalls mit dem HR-CT dar (Krombach et al., 2004). Zusätzlich fertigen sie Aufnahmen mit dem MRT an, die ergänzende Informationen über die flüssigkeitsgefüllten Räume lieferten. Es existieren verschiedene Arbeiten, die sich mit dem Dehiszenzsyndrom beschäftigten. Hierbei zeigte sich, dass die HR-CT aufgrund ihrer Auflösung und durch methodische Fehlerquellen des CT wie dem Partialvolumeneffekt nicht immer geeignet war, eine Unterbrechung des Knochens, der die Bogengänge zur Schädelgrube oder Paukenhöhle hin abgrenzt, abzubilden (Hirvonen et al., 2003; Krombach et al., 2004). Aus diesen Ergebnissen lässt sich ableiten, dass die DVT durch ihre Auflösung von 0,125 mm ein hilfreiches Instrument zur Diagnose von kleinsten Knochendefekten im Bereich des Innenohrs sein könnte. Ferner kann der Winkel der Betrachtungsebene mit dem DVT frei gewählt werden. Eine Rekonstruktion des Volumensatzes ist beliebig möglich und die Bogengänge stellen sich somit in ihrem ganzen Verlauf dar. In den CT Bildern ist die

Visualisierung des gesamten Verlaufs nur für den horizontalen Bogengang in den Aufnahmen in axialer Schicht möglich. Eine anschließende Rekonstruktion ist hier nicht durchführbar.

4.2. Radiologische Diagnostik der Mittelohrprothesen

4.2.1 Materialien zur Rekonstruktion des Schalleitungsapparates

Heutzutage wird eine Vielzahl von Materialien zum Knochenersatz auf dem Markt angeboten. Sie alle unterscheiden sich bezüglich ihrer mechanischen Eigenschaften, Stabilität und Kompatibilität. Auf die in den 60er und 70er Jahren beliebte Verwendung allogener (homologer) Gewebe wie z.B. Ossikel und Knorpel wird seit einigen Jahren verzichtet, da eine Übertragung von AIDS-Viren und Prionen nicht gänzlich auszuschließen ist. Lediglich Dentin verliert nach dem Autoklavieren nicht an Stabilität. Autogene Gehörknöchelchen können Verwendung finden, falls diese nicht durch pathologische Prozesse im Mittelohr zerstört wurden.

Die größten Fortschritte in der Mittelohrchirurgie konnten jedoch durch die Weiterentwicklung implantierbarer alloplastischer Materialien erreicht werden. Bei der Entwicklung neuer Materialien ist es wichtig, dass sie sich einfach und individuell anpassen lassen, zu keiner Fremdkörperreaktion führen und bestmögliche Hörergebnisse liefern. Durchgesetzt hat sich heute aufgrund der guten Eigenschaften die Verwendung alloplastischer Materialien, von denen die Gebräuchlichsten an dieser Stelle aufgezeigt werden sollen. Es ist zu erwähnen, dass zunehmend Titan- und Keramikprothesen in der Mittelohrchirurgie verwendet werden. Jedoch hängt die Wahl der Prothese von den lokalen Mittelohrverhältnissen und den Erfahrungswerten des Operateurs ab. Um die Darstellbarkeit verschiedener Materialien in beiden Geräten zu überprüfen, wurden in der vorliegenden Untersuchung auch andere Prothesentypen implantiert. Tabelle 16 gibt einen kurzen Überblick über die zur Verfügung stehenden Werkstoffe. Xenogenes Gewebe spielt derzeit jedoch keine Rolle in der Otochirurgie (Geyer, 1999; Zenner et al., 2001).

Tab. 16: Materialien zur Rekonstruktion des Schalleitungsapparats.

Autogenes Gewebe	Allogenes Gewebe	Alloplastisch Materialien
<ul style="list-style-type: none"> • Gehörknöchelchen • Knorpel • Knochen 	<ul style="list-style-type: none"> • Gehörknöchelchen • Knorpel • Knochen • Dentin 	<ul style="list-style-type: none"> • Metalle (Gold, Platin, Titan) • Kunststoffe (Polyethylen, Polycel) • Keramik (Oxidkeramik, Glaskeramik) • Ionomerzement

4.2.2 Tympanoplastik

Bei der Tympanoplastik handelt es sich um eine Ohroperation, die zur Wiederherstellung der Schalleitung vom Mittelohr auf das Innenohr dient. 1968 erschienen Wullsteins Werk „Operationen zur Verbesserung des Gehörs“ in dem er den Begriff der Tympanoplastik einführte und die noch heute gültige Einteilung festlegte (Tab. 17) (Wullstein, 1968). Vierzig Jahre nach Einführung dieser Technik gibt es viele Klassifikationen der Ossikuloplastik, die sich an Wullsteins Einteilung orientieren. Sinngemäß definierte er die Tympanoplastik als einen Eingriff zur Sanierung eines geschädigten Mittelohres durch entzündliche Mittelohrprozesse, Cholesteatome, Traumen und kongenitale Missbildungen. Ziel sollte es sein, durch eine Rekonstruktion die Schalleitung wieder bestmöglich herzustellen. Neben der Defektdeckung des Trommelfells werden auch verschiedene Schäden an der Gehörknöchelchenkette behoben. Dafür stehen heutzutage nicht nur verschiedene Materialien, wie in Tabelle 16 dargestellt, zur Verfügung, sondern auch verschiedene Prothesenformen. Es wird hierbei zwischen Totalprothesen (TORPs = **T**otal **O**ssicular **R**eplacement **P**rosthesis) und Partialprothesen (PORPs = **P**artial **O**ssicular **R**eplacement **P**rosthesis) unterschieden. Totalprothesen werden zur Rekonstruktion der Gehörknöchelchenkette genutzt, wenn ein Defekt überbrückt werden muss, bei dem die gesamte Stapes suprastruktur zerstört ist. Der Fuß der Totalprothese steht in

diesen Fall auf der Steigbügel Fußplatte. Bei Einbringen einer Partialprothese ist das Vorhandensein der Stapes suprastruktur hingegen die Voraussetzung, da der Prothesenfuß auf den intakten Stapeskopf eingestellt wird. Prinzipiell geht es darum, Defekte zu sanieren und die Schallübertragung auf das ovale Fenster zu rekonstruieren. Fehlende Ossikel können dabei durch Prothesen ersetzt werden (Paparella et al., 1991).

Tab. 17: Tympanoplastiktypen nach Wullstein (1968).

Typ I	Defektdeckung des Trommelfells (=Myringoplastik).
Typ II	Bei defektem Hammer Platzierung des Trommelfells auf den Amboss.
Typ III	<p>a: Bei fehlendem Hammer und Amboss Platzierung des Trommelfells auf der Stapes suprastruktur.</p> <p>b: Bei fehlendem Amboss und ggf. Hammer Überbrückung zur Stapes suprastruktur mittels Partialprothese.</p> <p>c: Bei fehlendem Amboss und ggf. Hammer Überbrückung zur Stapesfußplatte mittels Totalprothese.</p>
Typ IV	Bei fehlenden oder atrodierten Ossikeln Platzierung des Trommelfells auf der Stapesfußplatte.
Typ V	Bei Fixierung der Stapesfußplatte Fensterung des lateralen Bogengangs und Verschluss mit dem Trommelfell (heutzutage obsolet).

4.2.3 Entwicklung der Otosklerosechirurgie

Knöcherner Umbauprozesse bedingt durch Otosklerose führen bei den betroffenen Patienten im Bereich der Steigbügel Fußplatte regelmäßig zu einer Fixierung. Aus der verminderten Beweglichkeit der Basis stapedis resultiert eine progrediente Schwerhörigkeit. Die Otosklerose tritt gehäuft familiär auf. Eine hormonelle Genese ist dabei nicht auszuschließen, da insbesondere Frauen zwischen dem zweiten und vierten Lebensjahrzehnt erkranken. Sofern klinische Symptome, audiologische Tests und die radiologische Bildgebung die Verdachtsdiagnose der Otosklerose bestätigen, kann den Patienten durch eine chirurgische Intervention geholfen werden. Die

Therapie der Otosklerose ist auf das Jahr 1956 zurückzuführen, in dem Shea erstmals die Operationstechnik der Stapesplastik anwendete. Sie bestand aus einer Kombination von Stapesextraktion und Implantation einer Prothese (Shea, 1956). Die früher durchgeführte Stapedektomie, bei der die Fußplatte vollständig entfernt wurde, ist heutzutage möglichst zu vermeiden. In den letzten Jahren hat sich die Stapedotomie durchgesetzt. Bei dieser Methode bleibt die Fußplatte erhalten und wird lediglich zur Verankerung der Stapesprothese in der Mitte perforiert (Fisch, 1994).

4.2.4 Darstellung des rekonstruierten Mittelohrs

Die HR-CT in axialer und koronarer Projektionsebene gehört, vor allem in Bezug auf die Schläfenbeinchirurgie zu einer der Standardmethoden der Felsenbeindiagnostik. Seit ihrer Einführung in die radiologische Diagnostik können operative Eingriffe besser geplant und durchgeführt werden. Ferner wird sie auch zur postoperativen Kontrolle des rekonstruierten Mittelohrs genutzt. Jedoch kann auch eine hochauflösende CT in 1 mm Schichten nicht alle Details wiedergeben. Multislice-CTs verfügen zwar über eine höhere Auflösung als die herkömmliche HR-CT, jedoch reicht die Auflösung nicht an die des DVT heran. Ein weiteres Problem der CT liegt in der Entstehung von Metallartefakten, die die Beurteilung der Prothesenlage im Mittelohr erschweren können. Zudem können durch den Partialvolumeneffekt bei der Datengewinnung mit dem CT Informationen über das untersuchende Gebiet verloren gehen, die dann zu einer unvollständigen Darstellung führen.

In der durchgeführten Untersuchung zeigten sich Unterschiede im Vergleich der beiden Aufnahmen der Goldprothesen. Die verschiedenen Goldimplantate und deren Umgebung waren mit der Untersuchung durch beide Geräte von Metallartefakten betroffen. Sie wirkten sich in der Darstellung durch das CT stärker aus als in der des DVT. Allerdings waren noch einige der anatomischen Strukturen in der Umgebung der Implantate zu erkennen. Teilweise kam es mittels CT jedoch zu Überlagerungen von Metall- und Wellenartefakten, die sich noch dominierender auf die Bildqualität auswirkten (Abb. 13 d in Kap. 3.2.1). Die feinen Stapeschenkel konnten folglich nach Einbringen des Gold-PORP in den CT-Bildern nicht mehr abgegrenzt werden. Auch der eingesetzte Platinpiston rief in den CT-Bildern leichte Aufhärungsartefakte

hervor. Diese Artefakte entstehen, da Metalle im Gegensatz zu Knochen einen sehr hohen Absorptionskoeffizienten haben. Es kommt zu einer Aufhärtung der Strahlung. Das bedeutet, dass energiearme Strahlen bei der Transmission stärker absorbiert werden als energiereiche. Diese Wechselwirkung zwischen den Röntgenstrahlen und der Materie führt zu o.g. Artefakten (Zonnefeld, 1985). In der vorliegenden Untersuchung kam es vor allem im Bereich der Goldprothesen zu solchen Sättigungserscheinungen. Die Basis stapedis konnte aufgrund dieser Störungen in keinem Fall visualisiert werden. Jedoch ließ sich durch beide Geräte oftmals ein zu tiefes Eindringen der Pistonprothesen in das Vestibulum und somit eine Prothesenfehl Lage erkennen. Offergeld et al. testeten die Bildqualität eines konventionellen Röntgenschnittgerätes an rekonstruierten Felsenbeinpräparaten (Offergeld et al., 2006). Die verschiedenen Materialien der Implantate kamen bei 1 mm Schichtdicke unterschiedlich zur Darstellung. Die Goldprothesen ließen sich in dieser Arbeit unabhängig von der Form gut visualisieren. Metallartefakte waren mit der Methode nicht nachweisbar oder nur gering ausgeprägt und störten die Auswertung nicht.

Die Titanprothesen verursachten in der vorliegenden Untersuchung weder als Pistonprothese, noch als Mittelohrimplantat Artefakte. Der Verlauf der Prothese war auf der gesamten Länge nachzuvollziehen. Auch die korrekte Positionierung der Titan-PORP's konnte aus den Aufnahmen gut abgeleitet werden. Tendenziell waren aber die DVT-Bilder durch ihre geringere Schichtdicke bei dieser Darstellung den CT-Bildern überlegen, da hier nicht die gesamte Prothese gesehen werden konnte. Der Steigbügelkopf, auf dem der Fuß der Prothese steht, war zudem mittels DVT häufiger zu erkennen, was die Auswertung erleichterte. Mittels konventioneller Röntgenschnittdarstellung konnten Titanprothesen in der Untersuchung von Offergeld und Mitarbeitern nur eingeschränkt von der Umgebung abgegrenzt werden, da der Kontrast zwischen dem Implantat und den angrenzenden anatomischen Strukturen zu gering ausfiel (Offergeld et al., 2006).

Die Partial- und Totalimplantate aus Ionomer und Keramik führten in keinem der beiden Geräte zu Artefakten. Auch hier zeigte sich, aufgrund der höheren Auflösung die Überlegenheit des DVT in der Darstellung der angrenzenden anatomischen Strukturen und der Prothesenlage.

In der Literatur wurden Mittelohrimplantate zumeist mittels CT dargestellt (Xu et al., 2000; Powitzky et al., 2006). Allerdings zeigte sich auch hier, dass sich die Visualisierung des postoperativen Situs als schwierig erwies, sofern Metallprothesen verwendet wurden. Die entstehenden Artefakte erschwerten auch Seemann und Mitarbeitern die Auswertung (Seemann et al., 1999). Zudem erwähnten Williams und Mitarbeiter, dass durch die zu grobe Auflösung der HR-CT nicht immer eine gute Darstellung der Implantate möglich war (Williams et al., 2004). Deshalb erachtete Swartz die CT als alleinige postoperative radiologische Diagnostik aufgrund ihrer Artefaktanfälligkeit als nicht geeignet (Swartz, 1992). Untersuchungen, bei denen Mittelgesichtsfrakturen durch eine winkelstabile Osteosynthese versorgt wurden bestätigten die geringe Neigung zu Metallartefakten des DVT (Flinzberg et al., 2003). Stone et al. nutzten ebenfalls die CT zur Lagenkontrolle von Mittelohrimplantaten und Stapesprothesen. 1 mm dicke Schichten in koronarer und axialer Ebene wurden erstellt um die Rekonstruktion der Gehörknöchelchenkette sichtbar zu machen (Stone et al., 2000). Eine Limitierung dieser Methode zeigte sich in der Lagebeurteilung von Partialprothesen. Eine Subluxation ließ sich in einigen Fällen nicht sicher ausschließen.

4.3 Stellenwert der digitalen Volumentomographie in der Felsenbeindiagnostik und deren Gegenüberstellung mit der Computertomographie

Wie die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigen, stellt die DVT im Vergleich zur CT eine geeignete Alternative zur Abbildung von Felsenbeinstrukturen und Mittelohrprothesen dar. Vor allem die hohe Auflösung bei vergleichsweise geringer Strahlenexposition ist dafür verantwortlich. Mit dem in der Untersuchung genutzten DVT konnte nur ein kleiner Ausschnitt in Form eines 6 x 6 cm großen Zylinders betrachtet werden, der jedoch für die Darstellung des Os temporale ausreichend war. Neuere Geräte die bereits auf dem Markt sind verfügen über größere Zylinder und machen somit die Untersuchung auch anderer anatomischer Gebiete möglich. Ausgedehnte pathologische Prozesse, wie z.B. Tumore die auf die Schädelgrube übergreifen sind jedoch besser mit dem CT zu erfassen, da mit dieser Technik eine Region von bis zu 50 cm Durchmesser untersucht werden kann. Der

geringere Weichteilkontrast der DVT gegenüber der CT führte bis heute zu einer eingeschränkten Anwendung der Volumetomographie für spezielle Hochkontrastsituationen, wie sie in der Zahnheilkunde vorkommen. Weitere Schwachpunkte und Vorzüge der beiden Verfahren sollen anschließend näher erörtert werden.

Die Rekonstruktionsvoxel im DVT sind mit einer Kantenlänge von 0,125 mm isometrisch und somit ist auch die Auflösung isotrop. Die Darstellung mit dem DVT ist damit geometrisch genauer und auch eine anschließende Rekonstruktion in beliebiger Ebene ist ohne Verzerrung möglich. Ein Voxel des CT stellt mit 0,3125 x 0,3125 x 1 mm ein größeres Volumen des zu untersuchenden Gebietes dar. Infolgedessen werden mehr Informationen in einem Voxel des CT zusammengefasst. Der Partialvolumeneffekt kann dadurch begünstigt werden. Der digitale Volumetomograph bietet eine sehr geringe Schichtdicke von nur 0,125 mm. Mit dem verwendeten HR-CT konnte das Felsenbein lediglich in einer Schichtdicke von 1 mm abgebildet werden. Auch andere HR-CT's können eine Schichtdicke von 0,5 mm nicht unterbieten. Ferner verfügt das DVT mit 0,125 mm über eine höhere Auflösung als das CT, die 0,6 mm beträgt. Es wird somit nachvollziehbar, dass einige filigrane Felsenbeinstrukturen wie die Stapeschenkel sich mit der HR-CT nicht immer erkennen lassen. Demnach ist auch eine Auswertung der Lokalisation von Mittelohrimplantaten und Stapesprothesen anhand der DVT-Bilder einfacher. Ferner ist die Beurteilung der Lage durch starke Metallartefakte im CT erschwert.

Eine gesteigerte Auflösung von bis zu 0,3 mm bieten Multislice-CT's. Allerdings muss bei dieser gesteigerten Ortsauflösung, wie auch bei anderen radiologischen Verfahren, ein erheblicher Dosisanstieg in Kauf genommen werden. Günstig erweist sich daher die effiziente Nutzung der Strahlung des DVT. Bei der Erfassung des Volumens zur späteren Darstellung in axialer, koronarer und sagittaler Projektionsebene liegt die Strahlenexposition des DVT bei vergleichsweise niedrigen 5 mGy. Analog dazu liegt die Strahlenexposition bei der Akquisition nur einer Ebene mit dem HR-CT bei 51 mGy. Diese Gegebenheit stellt im Rahmen des Patientenschutzes einen deutlichen Vorteil des DVT dar und erklärt, warum diese Methode schon Einzug in die Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie und die Implantologie der Zahnheilkunde gehalten hat (Hashimoto et al., 2003; Heiland et al., 2004).

Die Anwendung von Flachbilddetektoren, die auch bei der DVT genutzt werden, beschränkt sich derzeit auf Hochkontrastsituationen, die z.B. in der Unfallchirurgie und der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie vorliegen. Hier handelt es sich zumeist um Frakturversorgungen (Linsemaier et al., 2002; Heiland et al., 2005). Grund für dieses eingeschränkte Einsatzgebiet ist der geringe Weichteilkontrast, der nicht an den der CT heranreichen kann (Kalender, 2003). Zur Darstellung der Gehörknöchelchenkette sind Flachbilddetektoren daher hervorragend geeignet. Allerdings kann sich der geringere Weichteilkontrast in der Abbildung der Ligamente und Muskeln des Mittelohrs nachteilig auswirken. Diese Tatsache konnte in der vorliegenden Untersuchung jedoch durch die hohe Auflösung des Flachbilddetektors ausgeglichen werden und war somit entscheidend für die gute Wiedergabe der ligamentären und muskulären Strukturen. Im Vergleich zum CT ist für die Aufstellung des DVT mit einer Breite von 1,6 m, einer Tiefe von 1,2 m und einer Höhe von 2,1 m weniger Platz erforderlich. Nicht nur der vergleichsweise günstigere Anschaffungspreis von ca. 200.000 Euro gegenüber bis zu 1.000.000 Euro für ein CT machen den digitalen Volumentomographen für den klinischen Alltag attraktiv, sondern auch die schnelle und benutzerfreundliche Bedienung.

Die Gehörknöchelchenkette war in ihren Feinheiten besser abzugrenzen und die Stapesschenkel waren im Gegensatz zur CT oftmals frei vom Partialvolumeneffekt signifikant besser zu sehen, wodurch sich der funktionelle Zustand der Ossikelkette leichter beurteilen ließ. Dadurch kann eine präzisere Planung otologischer Eingriffe erreicht werden. Selbst die Ligamente und Muskeln des Mittelohrs kamen teilweise statistisch signifikant besser zur Darstellung.

Die signifikant bessere Darstellung des ovalen Fensters und der Basis stapedis sollte die Diagnostik der Otosklerose verbessern und sich außerdem günstig auf die postoperative Lagekontrolle von Stapesprothesen auswirken. Die genaue Protheselage im postoperativen Situs sowie eine Vielzahl von Komplikationen (u.a. Subluxation, Dislokation) lassen sich auf den CT-Bildern nicht immer beurteilen (Stone et al., 2000). Zudem beeinträchtigt die Neigung der CT zu Metallartefakten die Interpretation der Aufnahmen. In den mittels DVT akquirierten Bildern zeigt sich eine tendenziell bessere Visualisierung der Prothesen, ihrer umgebenden anatomischen Strukturen und eine geringere Artefaktneigung. Zusätzlich wird die

Lagekontrolle anhand der CT-Bilder durch den Partialvolumeneffekt erschwert. Die postoperative Kontrolle von Mittelohr- und Stapesprothesen kann sich durch die Anwendung der DVT vereinfachen, da z.B. eine Protusion des Stapespiston in das Vestibulum häufiger zu erkennen war.

Auch die Diagnose diverser Pathologien wie z.B. Ossifikationen der Cochlea oder Innenohrfehlbildungen könnten schneller diagnostiziert und lokalisiert werden. Daraus würden sich insbesondere Einschluss- und Ausschlusskriterien für das Einbringen eines Cochleaimplantats ergeben. Erste Ergebnisse noch nicht publizierter Daten aus der Marburger Hals-Nasen-Ohrenuniversitätsklinik zeigen, dass auch die postoperative Lagekontrolle des Cochleaimplantats mittels DVT präziser erfolgen kann.

Die vorliegende Untersuchung sowie der Vergleich der Methoden geben Hinweise auf einen diagnostischen Nutzen der DVT im Bereich der Laterobasis bei speziellen Fragestellungen. Die in einigen Fällen signifikant bessere Darstellung kleinster knöcherner, ligamentärer und muskulärer Strukturen sowohl auf den axialen als auch auf den koronaren DVT-Bildern und die gute Visualisierung alloplastischer Mittelohrimplantate lässt schlussfolgern, dass die höhere Auflösung der DVT die Felsenbeindiagnostik verbessern kann. Zudem erweist sich die kurze Untersuchungszeit von nur 17,5 Sekunden als vorteilhaft. Es ist zu hoffen, dass in Zukunft das Leistungsvermögen des DVT bezüglich des geringen Weichteilkontrasts und der kleinen Zielregion gesteigert werden kann, damit auch andere Gebiete der Medizin von dieser vergleichsweise strahlungsarmen Untersuchungstechnik profitieren können.

5. Zusammenfassung

Zu den Standardtechniken der radiologischen Untersuchung des Felsenbeins gehört heutzutage die hochauflösende Computertomographie in axialer und koronarer Schichtung. Die digitale Volumentomographie hingegen ist ein relativ neuartiges Verfahren, das bisher vor allem in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie und der Zahnheilkunde genutzt wurde und in der Diagnostik des Os temporale ein neues Einsatzgebiet gefunden hat. Die Vorteile der DVT liegen in einer vergleichsweise bis zu zehn Mal geringeren Strahlenexposition bei einer deutlich höheren Auflösung. Das Ziel dieser Arbeit bestand darin, den Stellenwert der DVT in der radiologischen Felsenbeindiagnostik zu untersuchen.

Dazu wurden im ersten Teil der Arbeit 38 anatomische Felsenbeinpräparate mit dem DVT und dem HR-CT gescannt. Anhand der akquirierten Bilder in koronarer und axialer Projektionsebene wurde die Darstellung von 43 funktionell wichtigen anatomischen Strukturen der Felsenbeinpräparate überprüft und verglichen. Im zweiten Teil der Untersuchung wurden an acht Präparaten rekonstruktive Eingriffe in Form von Tympanoplastiken Typ III b und c und Stapesplastiken mit verschiedenen Materialien wie Gold, Titan, Ionomer, Keramik und Platin durchgeführt. Anschließend erfolgte die Bildgebung mit dem HR-CT und dem DVT in bekannter Schichtung, um die Lage der Prothesen sowie die Darstellung der in der Nähe der Prothese liegenden anatomischen Strukturen vergleichend zu analysieren.

Die DVT ermöglichte eine statistisch signifikant bessere Visualisierung von zwölf anatomischen Strukturen im Felsenbein wie z.B. den beiden Stapeschenkeln, der Steigbügelfußplatte und rundem und ovalem Fenster. Vor allem die Gehörknöchelchenkette konnte in all ihren Feinheiten gut erkannt werden. Funktionell wichtige und filigrane Anteile der Ossikel wie die Stapeschenkel waren seltener vom Partialvolumeneffekt betroffen als im CT. Mehrfach konnten Strukturen die mittels DVT zu sehen waren mit dem CT nicht oder nur fragmentiert abgegrenzt werden. Auch die Lamina spiralis ossea war in den DVT-Bildern in koronarer Ebene statistisch signifikant besser zu erkennen. Zudem kamen Weichteilstrukturen wie die Sehne des M. tensor tympani und Ligamente der Paukenhöhle mittels DVT statistisch signifikant besser zur Darstellung. Der konstruktionsbedingte geringere

Weichteilkontrast des Flächendetektors des DVT fiel demnach in den untersuchten Felsenbeinpräparaten nicht nachteilig auf.

Die Darstellung der Prothesen variierte je nach verwendetem Material. Dementsprechend zeigten Prothesen aus Keramik, Ionomer und Titan eine weitaus bessere Darstellung als Implantate aus Gold und Platin. Die Goldimplantate riefen dabei unabhängig vom Prothesentyp die größten Artefakte hervor. Diese wirkten sich insbesondere in den CT-Bildern stark auf die Qualität aus. Die Prothesenlage war dadurch nur schlecht zu beurteilen und anatomische Strukturen wie z.B. die Steigbügelfußplatte wurden von den Artefakten überlagert. Die anatomischen Strukturen in der Nähe der Keramik-, Ionomer- und Titanimplantate konnten aufgrund ihrer geringen Artefaktneigung auf den DVT-Bildern besonders gut abgegrenzt werden. Im CT war es jedoch mehrfach durch die Entstehung des Partialvolumeneffekts nicht möglich die Ankopplung der Mittelohrimplantate an die Ossikel zu beurteilen.

Die vorliegende Arbeit hebt einige Vorteile der Felsenbeinbildgebung mittels DVT hervor. Eine hohe Zahl an Felsenbeinstrukturen, welche eine große Relevanz in der Diagnostik und Therapie von Felsenbeinerkrankungen haben, lassen sich statistisch signifikant besser mit dem DVT als mit dem HR-CT darstellen. Dadurch könnte das Erkennen und die Therapie von Erkrankungen des Mittelohrs positiv beeinflusst und die präoperative Planung von Eingriffen vereinfacht werden. Aufgrund der direkten Darstellung der anatomischen Strukturen des Felsenbeins in axialer, koronarer und sagittaler Ebene bei nur einem Untersuchungsgang profitieren die Patienten von einer erheblich geringeren Strahlenexposition und kürzerer Untersuchungszeit im Vergleich zur Datengewinnung mit dem CT. Die bessere Darstellbarkeit aufgrund der geringen Artefaktneigung und der hohen Ortsauflösung des DVT gilt dabei auch für die postoperative Lagekontrolle verschiedener Mittelohrimplantate und ihrer angrenzenden anatomischen Strukturen. Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die DVT eine sinnvolle Ergänzung auf dem Gebiet der radiologischen Felsenbeindiagnostik darstellt.

6. Literaturverzeichnis

Arai Y, Honda K, Iwai K, Shinoda K. Practical model "3 DX" of limited cone-beam X-ray CT for dental use. International Congress Series 2001; 1230: 712-718

Ayache D, Williams MT. Malleus handle fracture. Otol Neurotol 2003; 24: 519-520

Bartling SH, Shukla V, Becker H, Brady JT, Hayman A, Gupta R. High-Resolution Flat-Panel Volume-CT of the temporal bone-Part 1, axial Preoperative anatomy. J Comput Assist Tomogr 2005; 3: 420-423

Bartling SH, Shukla V, Becker H, Brady JT, Hayman A, Gupta R. High-Resolution Flat-Panel Volume-CT of the Temporal Bone-Part 2, Coronal Preoperative Anatomy. J Comput Assist Tomogr 2005; 4: 566-569

Bartz J, Lienert GA. Kurzgefasste Statistik für die klinische Forschung. Springer-Verlag, Berlin. 2003

Bärlocher F. Biostatistik. Thieme. Stuttgart. 1998

Bettman RHR, van Olphen AF, Zonnefeld FW, Huizing EH. Preoperative imaging protocol for cochlear implant candidates. Acta Otolaryngol 2004; 124: 1028-1032

Browning GG, Swan IRC, Gatehouse S. Hearing loss in minor head injury. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 1982; 108: 474-477

Casselman JW, Bensimon JL. Bildgebung des Innenohrs. Radiologe 1997; 37: 954-963

Charkeres DW. CT of the ear structures: a tailored approach. Radiol Clin North Am 1984; 22: 3-14

Chuang MT, Chiang IC, Liu GC, Lin WC. Multidetector row CT Demonstration of inner and middle ear structures. Clin Anat 2006; 19: 60-62

Cohnen M, Kemper J, Möbes O, Pawelzik J, Mödder U. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol* 2002; 12: 634-637

Cooper MH, Archer CR, Kveton JF. Correlation of high-resolution computed tomography and gross anatomic sections of the temporal bone: I. The facial nerve. *Am J Otol* 1987; 8: 375-384

Cormack AM. Reconstruction of densities from their projections, with applications in radiological physics. *Phys Med Biol* 1973; 18: 195-207

Czerny C, Turetschek K, Duman M, Imhof H. Bildgebung des Mittelohres - CT und MRT. *Radiologe* 1997; 37: 945-953

Dalchow CV, Weber AL, Bien S, Yanagihara N, Werner JA. Value of digital volume tomography in patients with conductive hearing loss. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2006; 263: 92-99

Daniels DL, Swartz JD, Harnsberger HR, Ulmer JD, Shaffer KA, Hearing ML, Hearing I: The cochlea. *Am J Neuroradiol* 1996; 17: 1237-1241

Feneis H. Anatomisches Bildwörterbuch. Thieme. Stuttgart. 1972

Fisch U. Tympanoplasty, Mastoidectomy and Stapes Surgery. Thieme. Stuttgart. 1994

Flinzberg S, Schmelzle R, Schulze D, Rother U, Heiland M. Dreidimensionale Darstellungsmöglichkeiten des Mittelgesichts mit Hilfe der digitalen Volumentomographie anhand einer Kadaverstudie zur winkelstabilen Osteosynthese. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2003; 7: 289-293

Fuhrmann A, Schulze D, Rother U, Vesper M. Digitale transversale Schichtverfahren in der dento-maxillo-fazialen Radiologie. *Int J Comput Dent* 2003; 6: 129-140

Geyer G. Materialien zur Rekonstruktion des Schalleitungsapparats. HNO 1999; 47: 77-91

Gupta R, Bartling SH, Asu SK, Ross WR, Becker H, Pfoh A, Brady T, Curtin HD. Experimental flat-panel high-spatial resolution volume CT of the temporal bone. Am J Neuroradiol 2004; 25: 1417-1424

Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terekado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003; 95: 371-377

Heiland M, Schulze D, Rother U, Schmelzle R. Postoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using digital volume tomography. J Oral Maxillofac Surg 2004; 62: 1387-1391

Heiland M, Schulze D, Blake F, Schmelzle R. Intraoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using a 3D C-arm system. Int J Oral Maxillofac Surg 2005; 34: 369-375

Helms J. Kapitel 4: Sanierende und rekonstruktive Operationen an Gehörgang, Mittelohr und Felsenbein in Naumann HH, Helms J, Herberhold C, Kastenbauer E. Oto-Rhino-Laryngologie in der Klinik und Praxis Band 1. Thieme. Stuttgart. 1994

Hermans R, Feenstra L, Marchal G, Baert A. Three dimensional CT imaging of the ossicular chain. Clin Otolaryngol 1995; 20: 475-478

Himi T, Sakata M, Shintani T, Mitsuzawa H, Kamagata M, Satho 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: 316-320

Hirvonen TP, Weg N, Zinreich SJ, Minor LB. High-resolution CT findings suggest a developmental abnormality underlying superior canal dehiscence syndrome. Acta Otolaryngol 2003; 123: 477-481

Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. Br J Radiol 1973; 46: 1016-1022

Hüttenbrink KB, Zahnert T, Beutner D, Hofmann G. The cartilage guide: a solution for anchoring a columella-prosthesis on footplate. Laryngo-Rhino-Otol 2004; 83: 450-456

Ishii K, Takahashi S, Kobayashi T, Matsumoto K, Ishibashi T. MR imaging of middle ear cholesteatomas. J Comput Assist Tomogr 1991; 15: 934-937

Jäger L, Bonell H, Liebel M, Srivastav S, Arbusow V, Hempel M, Reiser M. CT of the normal temporal bone: comparison of Multi- and Single-Slice row CT. Radiology 2005; 235: 133-141

Jung TTK, Hanson JB. Classification of otitis media and surgical principle. Otolaryngol Clin North Am 1999; 32: 369-383

Kalender WA. Der Einsatz von Flachbilddetektoren für die CT-Bildgebung. Radiologe 2003; 43: 379-387

Krombach GA, Schmitz-Rode T, Haage P, DiMartino E, Prescher A, Kinzel S, Günther RW. Semicircular canal dehiscenz: comparison of T2-weighted turbo spin-echo MRI and CT. Neuroradiology 2004; 46: 325-331

Lemmerling M, Dhooge I, Mollet P, Mortier G, Van Cauwenberge P, Kunnen M. CT of the temporal bone in the CHARGE association. Neuroradiology 1998; 40: 462-465

Lemmerling M, Vanzieleghem B, Dhooge I, Van Cauwenberge P, Kunnen M. CT and MRI of the semicircular canals in the normal and diseased temporal bone. Eur Radiol 2001; 11: 1210-1219

Linsemaier U, Rock C, Euler E, Wirth S, Brandl R, Kotsianos D, Mutschler M, Pfeifer KJ. Three-dimensional CT with a modified C-arm image intensifier: feasibility. *Radiology* 2002; 224: 286-292

Mecca MA, Wagle W, Lupinetti A, Parnes S. Complication of cochlear implantation surgery. *Am J Neuroradiol* 2003; 24: 2089-2091

Minor LB, Superior dehiscence syndrome. *Am J Otol* 2000; 21: 9-19

Moll KJ, Moll M. *Kurzlehrbuch Anatomie*. Urban und Fischer. München. 2000

Nemzek WR, Brodie HA, Chong BW, Babcock CJ, Hecht ST, Salamat S, Ellis WG, Seibert JA. Imaging findings of the developing temporal bone in fetal specimen. *Am J Neuroradiol* 1996; 17: 1467-1477

Netter FH. *Atlas der Anatomie des Menschen*. Novartis. Thieme. Stuttgart. 1999

Offergeld C, Pilling E, Lazurashvili N, Beleites T, Kromeier J, Lazig R, Zahnert T. Röntgentomographische Untersuchungen des rekonstruierten Mittelohres am Felsenbeinpräparat. *Laryngo-Rhino-Otol* 2007; 86: 501-506

Offergeld C, Kromeier J, Aschendorff A, Maier W, Klenzner T, Beleies T, Zahnert T, Schipper J, Laszig R. Rotational tomography of the normal and reconstructed middle ear in temporal bones: an experimental study. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2007; 264: 345-351

Paparella MM, Shumrick DA, Gluckman JL, Meyerhoff WL. *Otolaryngology*. Vol 2: Otology and Neuro-Otology. WB Saunders Company. 1991

Park K, Moon SK. Clinical evaluation of congenital stapes fixation. *Korean J Otolaryngol* 1994; 38: 537-543

Park K, *Middle Ear Diseases*. Academy' A Verlag. Seoul. Korea. 2002

Powitzky ES, Hayman LA, Chau J, Bartling SH, Gupta R, Shukla V. High-resolution computed tomography of the temporal bone. Part IV: Coronal postoperative anatomy. *J Comput Assist Tomogr* 2006; 30: 548-554

Reiser M, Kuhn FP, Debis J. *Duale Reihe Radiologie*. Thieme. Stuttgart. 2003

Seemann MD, Seemann O, Bonel H, Suckfüll M, Engelmeier 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: 1851-1858

Shea J. Symposium on stapes mobilisation. *Laryngoscope* 1956; 66: 775-777

Schiebler TH, Korf HW. *Anatomie*. Springer-Verlag. Berlin. 2007

Schubert O, Sartor K, Forsting M, Reisser C. Three-dimensional computed display of otosurgical operation sites by spiral CT. *Neuroradiology* 1996; 38: 663-668

Schüller A. *Die Schädelbasis im Röntgenbild*. Gräfe & Sillem. Hamburg. 1905

Seicshnaydre MA, Johnson MH, Hasenstab MS, Williams GH. Cochlear implants in children: reliability of computed tomography. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1992; 107: 410-41

Som PM, Curtin HD. *Head and neck imaging*. Mosby. St.Louis. 1996

Stenvers HW. *Röntgenologie des Felsenbeins und des bitemporalen Schädelbildes*. Springer-Verlag. Berlin. 1928

Stone JA, Mukherji SK, Jewett BS, Carrasco VN, Castillo M. CT evaluation of prosthetic ossicular reconstruction procedures: what the otologist needs to know. *Radio Graphics* 2000; 20: 593-605

Struffert T, Grunwald IQ, Papanagiotou P, Politi M, Roth C, Reith W. Diagnostik des Felsenbeins. Radiologe 2005; 45: 816-827

Swartz JD, Daniels DL, Harnsberger HR, Shaffer KA, Mark L. The temporal bone. Am J Neuroradiol 1995; 17: 201-204

Swartz JD, Daniels DL, Harnsberger HR, Shaffer A, Mark L. Balance and equilibrium, I: the Vestibule and semicircular canals. Am J Neuroradiol 1996; 17: 17-21

Swartz JD, Daniels DL, Harnsberger HR, Ulmer JL, Harvey S, Shaffer KA. Balance and equilibrium, II: The retrovestibular neural Pathway. Am J Neuroradiol 1996; 17: 1187-1190

Swartz JD. Imaging of the temporal bone. Thieme. Stuttgart. 1992

Swartz JD, Berger AS, Zwillenberg S, Popky GL. Ossicular Erosions in Dry Ear: CT Diagnosis. Radiology 1987; 163: 763-765

Tos M. Manual of middle ear surgery. Vol.1: Approaches, Myringoplasty, Ossiculoplasty, Tympanoplasty. Thieme. Stuttgart. 1995

Trepel M, Neuroanatomie - Struktur und Funktion. Urban und Fischer. München. 1999

Tüccar E, Tekdemir I, Aslan A, Elhan A, Deda H. Radiological anatomy of the intratemporal course of the facial nerve. Clin Anat 2000; 13: 83-87

Turetschek K, Czerny C, Wunderbaldinger P, Steiner E. Schläfenbeintrauma in der Bildung. Radiologe 1997; 37: 977-982

Valvassori GE, Potter GD, Hanafee WN, Carter BL, Buckingham RA. Thieme. Stuttgart, New York. 1982

Weiß. Basiswissen medizinische Statistik. Springer-Verlag. Berlin. 2005

Williams MT, Ayache D. Imaging of the postoperative middle ear. Eur Radiol 2004; 14: 482-495

Wullstein HL. Operationen zur Verbesserung des Gehörs. Grundlagen und Methoden. Thieme, Stuttgart. 1968

Xu J, Xu SA, Cohen LT, Clark GM. Cochlear view: postoperative radiography for cochlear implantation. Am J Otol 2000; 21: 49-56

Youssefzadeh S, Baumgartner W. Prä- und postoperative Röntgendiagnostik für Cochleaimplantatträger. Radiologe 1997; 37: 983-990

Zahnert T. Chirurgische Verfahren - Gestörtes Hören. Laryngo-Rhino-Otol 2005; 84: 37-50

Zenner HP, Stegmaier A, Lehner R, Baumann I, Zimmermann R. Open tübingen titanium prosthesis for ossiculoplasty: a prospective clinical trail. Otol Neurotol 2001; 22: 582-589

Ziegeler CM, Wörtche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. Dentomaxillofac Radiol 2002; 31: 126-130

Zimmermann RA, Bilaniuk LT, Hackney DB, Goldberg HI, Grossman RI. Magnetic resonance imaging in temporal bone fracture. Neuroradiology 1987; 29: 246-251

Zonnefeld FW. The technique of direct multiplanar high resolution CT of the temporal bone. Neurosurg Rev 1985; 8:5-13

7. Anhang

Tab. 18: An den Felsenbeinpräparaten untersuchte anatomische Strukturen.

- | | |
|----------------------------------|---|
| 1. Membrana tympani | 24. Fenestra vestibuli (ovalis) |
| 2. Manubrium mallei | 25. Fenestra cochleae (rotunda) |
| 3. Processus lateralis mallei | 26. Processus cochleariformis |
| 4. Processus anterior mallei | 27. Cochlea |
| 5. Caput mallei | 28. Lamina spiralis ossea |
| 6. Collum mallei | 29. Promontorium |
| 7. Articulatio incudomallearis | 30. Canalis facialis: labyrinthäres
Segment (S1) |
| 8. Corpus incudis | 31. Canalis facialis: tympanales
Segment (S2) |
| 9. Crus breve incudis | 32. Canalis facialis: mastoidales
Segment (S3) |
| 10. Crus longum incudis | 33. Geniculum nervus facialis |
| 11. Processus lenticularis | 34. Nervus vestibulocochlearis |
| 12. Articulatio incudostapedia | 35. Chorda tympani |
| 13. Caput stapedis | 36. Tegmen tympani |
| 14. Crus anterior stapedis | 37. Ductus endolymphaticus |
| 15. Crus posterior stapedis | 38. Saccus endolymphaticus |
| 16. Basis stapedis | 39. Ductus semicirculares |
| 17. Ligamentum mallei anterior | 40. Vestibulum |
| 18. Ligamentum mallei superius | 41. Arteria carotis interna |
| 19. Ligamentum incudis posterior | 42. Sinus sigmoideus |
| 20. Musculus tensor tympani | 43. Vena arcuata |
| 21. Tendo tensor tympani | |
| 22. Canalis Musculus stapedius | |
| 23. Tendo stapedius | |

Tab. 19: Häufigkeiten der zu erkennenden Strukturen im CT und DVT in axialer und koronarer Projektionsebene (n=38).

Anatomische Strukturen	CT axial	CT koronar	DVT axial	DVT koronar
Membrana tympani	28	28	25	24
Manubrium mallei	38	36	38	37
Processus lateralis mallei	28	35	36	37
Processus anterior mallei	12	3	34	9
Caput mallei	38	38	38	38
Collum mallei	35	32	37	37
Articulatio incudomallearis	38	38	38	38
Corpus incudis	38	38	38	38
Crus breve incudis	38	38	38	38
Crus longum incudis	38	38	38	38
Processus lenticularis	30	31	37	37
Articulatio incudostapedia	28	28	37	37
Caput stapedis	28	30	37	37
Crus anterius stapedis	15	22	36	37
Crus posterius stapedis	14	5	36	25
Basis stapedis	22	29	37	37
Ligamentum mallei anterius	1	1	10	16
Ligamentum mallei superius	11	14	24	19
Ligamentum incudis posterius	8	3	24	18
Musculus tensor tympani	37	30	35	34
Tendo tensor tympani	12	22	30	31
Canalis Musculus stapedius	13	28	29	22
Tendo stapedius	1	2	13	8
Fenestra vestibuli (ovalis)	25	36	37	37
Fenestra cochleae (rotunda)	25	33	37	37
Processus cochleariformis	34	34	37	37

Tabelle 19 wird auf der nächsten Seite fortgeführt.

Fortsetzung von Tabelle 19:

Anatomische Strukturen	CT axial	CT koronar	DVT axial	DVT koronar
Cochlea	38	38	38	38
Promontorium	38	38	38	38
Canalis facialis: S1	38	38	38	38
Canalis facialis: S2	38	35	38	37
Canalis facialis: S3	32	36	37	37
Geniculum nervus facialis	38	35	38	36
Nervus vestibulocochlearis	19	16	26	28
Chorda tympani	27	18	31	29
Tegmen tympani	38	38	38	38
Ductus endolymphaticus	34	32	36	35
Saccus endolymphaticus	35	33	35	35
Ductus semicirculares	38	38	38	38
Vestibulum	38	38	38	38
Arteria carotis interna	37	36	35	35
Sinus sigmoideus	36	35	34	24
Vena arcuata	30	27	33	35
Lamina spiralis ossea	31	9	37	36

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie/ Computertomograph
DVT	Digitale Volumetomographie/ Digitaler Volumetomograph
FOV	Field of view
ggf.	gegebenenfalls
HR	high resolution, hochauflösend
HU	Hounsfield units, Hounsfield Einheiten
Kap.	Kapitel
kV	Kilovolt
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
mA	Milliampère
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
N.	Nervus
n. b.	nicht beurteilbar
o.g.	oben genannt
PC	Personal Computer
PORP	Partial Ossicular Replacement Prosthesis
Proc.	Processus
sec.	Sekunde
sog.	so genannte
Tab.	Tabelle
TORP	Total Ossicular Replacement Prosthesis
u.a.	unter anderem
z.B.	zum Beispiel

Akademische Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren Universitätsprofessoren und Dozenten in Marburg:

Adamkiewicz, Aumüller, Barth, Basler, Baum, Baumann, Becker, Bien, Boudriot, Cetin, Christiansen, Czubayko, Donner-Banzhoff, Dünne, Ebel, Eilers, Feuser, Fuchs, von Garrel, Gerdes, Geus, Gotzen, Griss, Grzeschik, Heller, Jungclas, Keller, Kill, Klenk, Klose, Köhler, Koolmann, Krause, Krieg, Kroll, Kühnert, Lang, Langer, Lenz, Lill, Lippert, Lohoff, Löffler, Maier, Mandrek, Mennel, Mittag, Moll, Moosdorf, Mueller, Mutters, Neubauer, Oertel, Remschmidt, Renz, Richter, Röhm, Rothmund, Schrader, Schäfer, Schmidt, Schüffel, Stiller, Studer, Teymoortash, Toussaint, Vogelmeier, Vohland, Voigt, Wagner, Werner, Weihe, Weiler, Wulf

Danksagung

Herrn Prof. Dr. J. A. Werner (Direktor der Klinik für Hals- Nasen- und Ohrenheilkunde der Philipps-Universität Marburg) gilt mein besonderer Dank für die Möglichkeit der Durchführung dieser Doktorarbeit, sowie für seine Förderung und Unterstützung.

Weiterer herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater, dem leitenden Oberarzt Prof. Dr. med. A. Teymoortash für die Überlassung des Themas. Er förderte meine Arbeit jederzeit und unterstützte sie in Form diverser Ratschläge, konstruktiver Kritik und geduldiger Korrekturarbeit.

Allen Mitarbeitern der Marburger HNO-Universitätsklinik sei gedankt, für die Hilfe, die sie mir zuteil werden ließen. Besonders möchte ich dabei dem ehemaligen Oberarzt Herrn Dr. med. C. V. Dalchow hervorheben, der bis September 2006 in der HNO-Klinik der Philipps-Universität tätig war. Er führte die rekonstruktiven Eingriffe an den Felsenbeinpräparaten durch und stellte zudem sein Fachwissen bezüglich der Otoradiologie gerne zur Verfügung.

Ferner möchte ich Herrn Prof. Dr. med. S. Bien (Leiter der Abteilung für Neuroradiologie, Philipps-Universität Marburg) danken, der freundlicherweise die Nutzung des Computertomographen und des digitalen Volumetomographen ermöglichte. Zudem gilt mein Dank den medizinisch-technischen Assistentinnen der Abteilung für Neuroradiologie, die mit ihren hilfreichen Ratschlägen dazu beigetragen haben den Untersuchungsablauf zu optimieren.

Bei Herrn Prof. Dr. med. E. Weihe (Direktor des Anatomischen Instituts der Philipps-Universität Marburg) und dem Präparator J. Cordes bedanke ich mich herzlich für die Auswahl und Bereitstellung der Felsenbeinpräparate.

Gedankt seien Herrn Dr. R. Jäger und Frau N. Timmesfeld (Institut für Medizinische Biometrie und Epidemiologie, Philipps-Universität Marburg) für ihre freundlich Bereitschaft auf meine Fragen bezüglich der statistischen Methoden einzugehen und für die ausführliche Beratung und Auswertung der Ergebnisse.