

**Hochauflösende Darstellung des Innenohrs
unter Anwendung zweier unterschiedlicher MRT Sequenzen:
Morphologie und pathologische Veränderungen**

Von der Medizinischen Fakultät
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen
zur Erlangung des akademischen Grades einer Doktorin der Medizin
genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Liri Pani

aus

Tirana (Albanien)

Berichter: Frau Professorin
Dr. med. Gabriele Krombach
Herr Universitätsprofessor
Dr. Med. Martin Westhofen

Tag der mündlichen Prüfung: 23. Juni 2009

Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Hochschulbibliothek online verfügbar

Inhaltverzeichnis

	Seite
1 Einleitung	1
2 Aufgabenstellung	4
3 Anatomie des Innenohres	5
3.1 Embryologie und Phylogenese des Innenohres	5
3.2 Das häutige Labyrinth	6
3.2.1 Das Gleichgewichtsorgan	6
3.2.2 Ductus cochlearis	7
3.3 Der innere Gehörgang	9
4 Material und Methode	10
4.1 Studiendesign und Auswertungsplan	10
4.2. Patientenauswahl	10
4.3 Radiologische Untersuchungsverfahren	11
4.4 Bildauswertung	12
4.5 Statistische Auswertung	14
5 Ergebnisse	15
5.1 Festgestellte radiologische Veränderungen	15
5.2 Anlass zur radiologischen Unterziehung	15
5.3 Statistische Bewertung der anatomischen Strukturen	16
5.4 Festgestellte pathologische Veränderungen	19
5.5 Artefakte	24
5.6 Vergleich der Signalintensität beider MRT Sequenzen	24
5.7 SNR- Vergleich beider Sequenzen	25
5.8 Kontrastwerte und deren statistische Vergleich	26
6 Diskussion	32
6.1 Radiologische Untersuchungsmethoden in der Diagnostik des Innenohres	32
6.2 Darstellbarkeit der anatomischen Strukturen	35

6.3	Maximumintensitätsprojektionen (MIP) und 3 D Rekonstruktionen	37
6.4	Klinische Manifestationen, Fragestellungen und die bildgebende Diagnostik	39
6.5	Das Vorkommen von Artefakten in der MRT	43
6.6	Signalintensitätsunterschied bei Sequenzwahl	46
7	Zusammenfassung	48
8	Literaturverzeichnis	50

Abkürzungsverzeichnis

BG	Bogengang
CISS	Constructive Interference of Steady State
CSF	Cerebrospinale Flüssigkeit
CT	Computertomographie
FOD	Fold over Direction / Phasenkodierrichtung
FOV	Field of view
FT-CISS	Fourier transformation Constructive Interference in Steady State
GE	Gradienten-Echo
HR –CT	High Resolution Computertomographie
IAC	Innerer Gehörgang
KM	Kontrastmittel
MIP	Maximum Intensität Projektion
MPR	Multiplanare Rekonstruktion
MRT	Magnetresonanztomographie
NSA	Number of Signal Averages
ROI	Region of Interest
SD	Standard Deviation
SE	Spin-Echo
SNHL	Sensorineuraler Hörverlust
SNR	Signalrauschverhältnis
SSW	Schwangerschaftswoche
T2 TSE	Turbo-Spin-Echo
TE	Echozeit
TR	Repetitionszeit
True-FISP	Fast Imaging with Steady State

1. Einleitung

Das Innenohr ist zuständig für die Schallaufnahme und das Gleichgewicht. Angeborene, erworbene Veränderungen sowie tumoröser und traumatischer Befall des Innenohres lassen sich zwar klinisch und mit speziellen HNO-Untersuchungen feststellen, jedoch sind die HNO-Untersuchungen sehr zeitaufwendig und bei Patienten nicht sehr beliebt. Die Ergebnisse sind oft auch nicht eindeutig, so dass die exakte Abklärung mit der hochauflösenden Darstellung des Innenohres geschieht.

In den letzten Jahren hat sich mit der Einführung von neueren CT- und MRT -Untersuchungsmethoden die detaillierte anatomische Darstellung des Innenohres deutlich verbessert. Sie geben Hoffnung, die diagnostische Quote zu optimieren und daraufhin die Therapie ergiebiger zu machen. Die HR-CT und die MRT sind keine konkurrierenden, sondern komplementäre, sich ergänzende Methoden. Beide Methoden sind wichtig, um die richtige Diagnose zu stellen und die therapeutische Planung exakt durchzuführen [9, 15, 16, 33].

Für die Visualisierung der Knochenstrukturen und krankhafter Veränderungen des Schläfenbeins ist die hochauflösende Computertomographie (CT) seit langem die Methode der Wahl [9, 14]. Die CT ermöglicht die detaillierte Beurteilung des knöchernen Innenohres und der knöchernen Wand des inneren und äusseren Gehörgangs. Die CT kann jedoch nicht das häutige Labyrinth, die Nerven im inneren Gehörkanal und den Angulus cerebellopontinus zufriedenstellend darstellen. Kleine Acusticusschwannome und die Pathologie des häutigen Labyrinths bleiben sehr schwer zu entdecken. Dies führte zur Forderung nach einem empfindlicheren bildgebenden Verfahren, das zuverlässigere Informationen liefert. Die MRT ist aufgrund ihres hohen Weichteilkontrastes exzellent geeignet, um selbst kleine Weichteilstrukturen der Innenohr- und Kleinbrückenwinkelregion darzustellen. Die MR-Tomo-

graphie wurde daher die bildgebende Methode der Wahl zu Darstellung und Studium des membranösen Labyrinths und der Weichstrukturen im inneren Gehörgang [9].

Die ersten physikalischen Grundlagen für die heutige Magnetresonanztomographie wurden 1923 durch Pauli, einem der Mitbegründer der Quantentheorie, gelegt. Erst 1946 wurde – unabhängig voneinander – durch Bloch und Purcell die nuklearmagnetische Resonanzabsorption in festen Körpern gemessen, die das Vorhandensein von nuklearen Spins klar definierte. Erst 1973 wurden die ersten MRT-Bilder von C. Lauterbur erzeugt. Die MRT wird als bildgebende Methode seit Anfang der 80-er Jahre zunehmend in der Diagnostik eingesetzt. Im Unterschied zur CT kommen keine Röntgenstrahlen, sondern ein starkes Magnetfeld und Hochfrequenzimpulse zur Anwendung.

Früher wurde die MRT in 2D-Technik durchgeführt. Seit einigen Jahren erfolgt die Abklärung der Innenohrregion sowie des inneren Gehörgangs mit hochauflösenden Dünnschichttechniken in 3D-Sequenzen [16, 20, 27]. Die MRT der Schläfenbeinregion werden üblicherweise als hochauflösende 3D-T2-gewichtete Sequenzen entweder in Schnelle -Spin -Echo Technik oder in Gradienten -Echo- Technik durchgeführt [15,17]. Sehr stark T2-gewichtete Gradienten- Echo Bilder sind notwendig, um die detaillierte Anatomie des membranösen Labyrinths des inneren Gehörganges sowie eventueller Pathologien nachzuweisen [9]. Die Möglichkeit der multiplanaren Rekonstruktionen (MPR) und Maximum – Intensität -Projektion (MIP) sowie Volumen-Rendering aus diesen Datensätzen dürfte ebenfalls in der Diagnostik hilfreich sein und Zusatzinformationen liefern, vor allem die Erfassung von Einengungen oder Obliterationen im Bereich des membranösen Labyrinthes betreffend [17, 20, 37]. T1-gewichtete Sequenzen können sowohl in Spin-Echo (SE)-Technik oder besser noch mit einer T1-gewichteten Gradienten-Echo (GE)-Sequenz durchgeführt werden [5, 15, 27, 40]. Die T1-gewichteten

Sequenzen werden vor und nach Kontrastmittel-(KM)-Gabe zur Erfassung KM- aufnehmender Veränderungen durchgeführt [15].

Die MRT Untersuchung des Schläfenbeins und der Innenohrregion erfolgt in axialer und koronaler Ebene. Axial bedeutet parallel zur vorderen Schädelbasis, koronal senkrecht auf den harten Gaumen. Die axiale Schnittebene stellt die primäre Ebene in der radiologischen Auswertung dar.

Die MRT-Sequenzen des Innenohres sind innerhalb der letzten Jahre ausgereift, daher werden immer mehr Patienten mit Innenohrsymptomen, wie sensorineuralem Hörverlust oder Schwindel, neben der CT auch mit MRT untersucht. Insgesamt hat in den letzten Jahren nicht nur das Verständnis der Funktionen der anatomischen Strukturen unter physiologischen Bedingungen und der Dysfunktion des erkrankten Ohrs ständig zugenommen, sondern zugleich wurden Fortschritte in den Operationsstrategien verzeichnet. Die komplementäre Kombination der CT und der MRT -Verfahren konnten hierbei wichtige diagnostische Informationen liefern und dazu beitragen, geeignetere therapeutische Methoden und operative Techniken in der Otolaryngologie anzuwenden.

2. Aufgabenstellung

Im Rahmen dieser Arbeit sollte der Frage nach der Beurteilung der Erfassung normaler anatomischer Strukturen und pathologischer Veränderungen mit der T2-TSE und True- FISP Sequenzen im Bereich des Labyrinthes und des inneren Gehörganges nachgegangen werden. Die Analyse der Bildqualität und die Beurteilung anatomischer Strukturen des gesamten Bildmaterials wurden zur Beurteilung der Morphoanatomie und der pathologischen Veränderungen der Innenohrregion durchgeführt. Als quantitative Messgrösse wurde mit Hilfe eines Auswertecomputers die mittlere Signalintensität und SD (Standard- Deviation) einer ROI (Region of Interest) (Felsenbeinknochen, Gehirn, Liquor, Fett, Vestibulum, Luft) bestimmt. Die hieraus errechnete SNR (Signalrauschverhältnis) und der einfache Bildkontrast dienten dem Vergleich der beiden MRT- Sequenzen.

3. Anatomie des Innenohres

3.1. Embryologie und Phylogenese des Innenohres

Die Felsenbeinpyramide beherbergt das Innen- und Mittelohr. Die Schallaufnahme und der Gleichgewichtsapparat liegen in der Felsenbeinpyramide und werden als Innenohr bezeichnet. Die Entwicklung der Organe des Innen-, Mittel- und äusseren Ohres setzt während der Fötalperiode in der 4. bis 8. Woche ein. Das häutige Labyrinth entwickelt sich aus dem ektodermalem Hörbläschen. Die Organe des Innenohres erreichen ihre vollständige Grösse in der 8. bis 16. Woche der Schwangerschaft und ossifizieren im Randbereich in der 16. bis 24. Woche [16]. Die Entwicklung der Cochlea ist in der 8. Woche abgeschlossen, jene des Sacculus und Utriculus sowie Ductus endolymphaticus in der 11. Woche, die der Bogengänge in der 19. bis 22. Woche. Fehlbildungen der Organe des Innenohrs und deren Ausprägung sind somit als Folge eines Wachstumsstillstandes während dieser Entwicklungsstadien zu sehen [16].

Die Bogengänge, Utriculus und Sacculus bilden das Gleichgewichtsorgan. Bogengänge und Utriculus sind phylogenetisch älter als Sacculus und Ductus cochlearis. Aus diesem Grund treten die Malformationen des Neolabyrinthes (Sacculus, Ductus cochlearis) öfter auf als die des Paleolabyrinthes (Ductus semicircularis und Utriculus) [90].

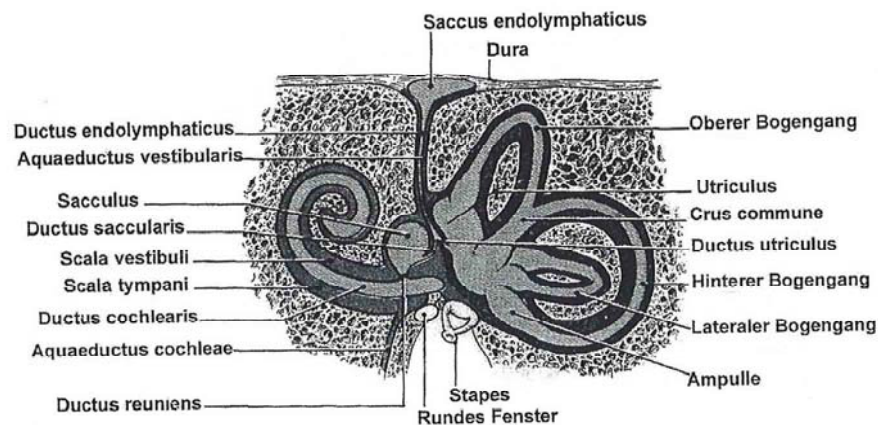


Abbildung 1. Graphik des knöchernen und darin erhaltenen membranösen Labyrinths [15]

3.2. Das häutige Labyrinth (*Labyrinthus membranaceus*)

3.2.1. *Das Gleichgewichtsorgan*

Utriculus und Sacculus stellen den zentralen Teil des Gleichgewichtsorgans dar. Sie liegen im Vestibulum (knöcherne Höhle). Der maximale Durchmesser des Vestibulums beträgt 4 – 6 mm [89]. Vom Utriculus gehen drei halbringförmige Gänge ab, die Ducti semicirculares. Vom Sacculus führt der kleine Ductus reuniens in den Ductus cochlearis.

Der Ductus endolymphaticus entsteht aus der Verbindung von sacculärem und utriculärem Ductus. Er setzt sich in der ca. 10 – 15 mm langen und 5 – 7 mm breiten [54], zwischen den beiden Blättern der harten Hirnhaut liegenden Tasche, dem Saccus endolymphaticus, fort. Der Ductus und der Sacculus endolymphaticus stellen den nicht sensorischen Teil des häutigen Labyrinthes dar. Als Funktion werden ihm der Druckausgleich im häutigen Labyrinth sowie die Homöostase im endolymphatischen System zugeordnet.

Der Aquaeductus vestibularis ist ein knöcherner Kanal im Felsenbein, der den Ductus endolymphaticus auf seinem Weg vom Vestibulum zur cerebellären Oberfläche an der Felsenbeinpyramide umschliesst. Seine Länge beträgt ca. 10 mm. Er wird entsprechend seinem Verlauf in zwei Abschnitte unterteilt: in den proximalen und in den distalen Abschnitt, welche durch den sogenannten Isthmus getrennt werden.

Der Durchmesser des Ductus endolymphaticus misst ca. 0,16 x 0,41 mm in der inneren Öffnung und 0,09 x 0,20 mm im Isthmus des Aquaeductus vestibularis. Die entsprechenden Messwerte für den Aquaeductus vestibularis betragen 0,32 x 0,72 mm und 0,18 x 0,31 mm [54].

Die Bogengänge stehen ungefähr senkrecht aufeinander und werden als anteriorer (oberer, vorderer), hinterer (posteriorer) und seitlicher (lateral) Bogengang bezeichnet. Der vordere und der hintere Bogengang haben einen gemeinsamen Schenkel, Crus membranaceum

commune. Das eine Ende eines jeden Bogengangs ist kolbig zur Ampulla membranacea (anterior, posterior, lateralis.) erweitert. Von jeder Ampulle führt ein N. ampullaris zur Pars vestibularis des N. vestibulocochlearis. Sie werden gemeinsam als kinetisches Labyrinth bezeichnet, weil sie bei kreis- und winkelförmigem Beschleunigen reagieren [89].

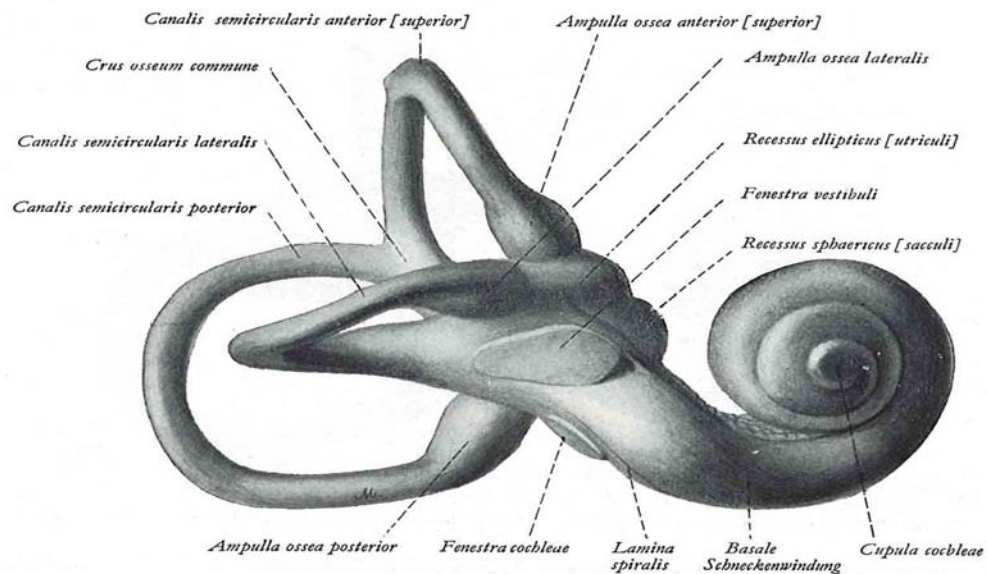


Abbildung 2. Knöchernes Labyrinth (rechtsseitig , von lateral her gesehen) [97]

Utriculus und Sacculus haben jeweils eine Macula, von dieser gehen der N. utricularis und N.saccularis ab. Diese sind für die Empfindung der „regelrechten“ Lage mit Entstehung des Gefühles „oben“ und „unten“ zuständig. Sie werden auch als statisches Labyrinth bezeichnet [89]. Die *Pars vestibularis* des N. vestibulocochlearis entsteht aus zwei Ästen, Ramus superior (utriculoampullaris: anteriore und laterale Ampulle) und Ramus inferior (saccularis und ampullaris posterior) [89].

3.2.2. Der Ductus cochlearis dient der Hörempfindung.

Die häutige Schnecke ist ein etwa ca. 3 cm langer [21, 90], an beiden Enden blind endender mit Endolymphe gefüllter Gang und liegt in der knöchernen Schnecke (Cochlea), die insgesamt ca. 2 ½ Spiralwindungen

bildet. Der Ductus cochlearis zeigt sich im Querschnitt dreieckig. Er ist in der Lamina spiralis ossea (eine zarte Knochenlamelle), die um den Modiolus wie eine Wendeltreppe läuft, und an der gegenüberliegenden Cochleawand befestigt.

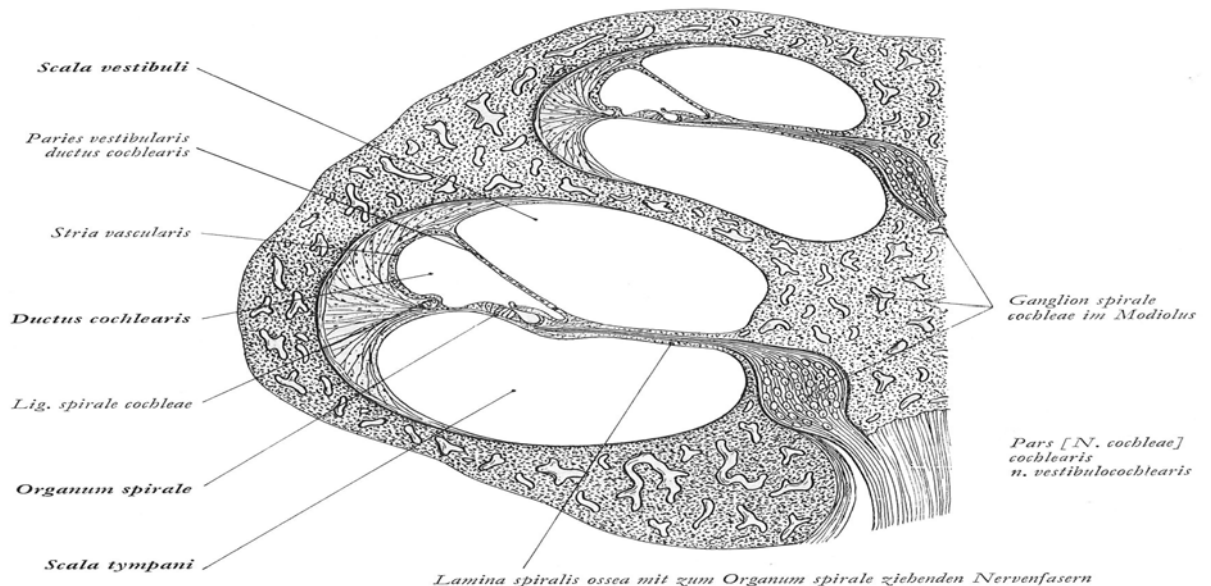


Abbildung 3. Querschnitt durch 2 Cochlea – Windungen aus einem axialen Längsschnitt durch die Cochlea [97]

Die Reissnersche Membran (Paries vestibularis) grenzt an die Scala vestibuli [15]. Hierdurch wird der perilymphatische Raum in eine Scala tympani, die durch das runde Fenster in den Mittelohrraum mündet, und in eine Scala vestibuli, die in das Vestibulum mündet, unterteilt. Es gibt eine perilymphatische Kommunikation zwischen Scala tympani und sub-arachnoidalem Raum via Aqueductus cochlearis, der unter dem inneren Gehörgang liegt [21].

Der Labyrinthus membranaceus beinhaltet eine Flüssigkeit, die Endolymphe, reich an Kalium und arm an Natrium, in der gleichen Zusammensetzung wie die intrazelluläre Flüssigkeit. Zwischen dem häutigen Labyrinth und dem ossären Labyrinth ist Perilymphe vorhanden,

die ähnlich wie die cerebrospinale oder extrazelluläre Flüssigkeit zusammengesetzt ist [21, 90].

Über die Perilymphe in der Scala vestibuli und Scala tympani erfolgt die mechanische Übertragung der Schallwellen über die Basalmembran auf den mit Endolymphe gefüllten Ductus cochlearis mit dem Corti - Organ.

Modiolus und Lamina spiralis ossea enthalten zahlreiche feine Kanäle, die *die Pars cochlearis* des N.vestibulo-cochlearis und sein Ganglion spirale aufnehmen.

3.3. Der innere Gehörgang, Meatus acusticus internus:

hindurch verlaufen

- Pars vestibularis (Ramus superior und Ramus inferior) des N. vestibulocochlearis,
- Pars cochlearis des N. vestibulocochlearis,
- N.facialis und der kleine N. intermedius
- A. labyrinthi aus A. basilaris entspringend und Vv. Labyrinthi vom Labyrinth zum Sinus petrosus inferior.

4. Material und Methode

4.1. Studiendesign und Auswertungsplan

Die vorliegende Studie umfasst Patienten, bei denen in der Zeitspanne zwischen 2001 und 2002 in der radiologischen Diagnostik des Universitätsklinikums Aachen eine MRT und CT des Innenohrs und des Felsenbeins durchgeführt wurde.

Als Einschlusskriterien galt die Durchführung sowohl der T2 TSE – Sequenz als auch einer axialen True - FISP - Sequenz. Mit Ausnahme von zwei Patienten lag bei den für diese Studie ausgewählten Patienten auch eine native HR - CT des Felsenbeins vor.

Aus den erhobenen Daten fand eine retrospektive Analyse der Sequenzen unter folgenden Kriterien statt:

- 1) Evaluation der Darstellbarkeit von anatomischen Strukturen des Innenohrs.
- 2) Evaluation der Darstellbarkeit von pathologischen Auffälligkeiten des Innenohrs und des Felsenbeins.
- 3) Quantitative Auswertung der mittleren Signalintensität und SD einer ROI für fünf Gewebe und Strukturen sowie der Luft.
- 4) Bei sechs Patienten wurden MIPs (Maximum Intensitätsprojektionen) von beiden Sequenzen rekonstruiert und nach denselben Kriterien bewertet.

4.2. Patientenauswahl

Insgesamt wurden von 114 Patienten der HNO-Abteilung, die in dem Zeitraum 2001 – 2002 in der radiologischen Diagnostik des Universitätsklinikums Aachen einer hochauflösenden Darstellung des Innenohrs und des Felsenbeins unterzogen wurden, 58 Patienten (davon 24 weiblich, 34 männlich; der jüngste Patient im Alter von 1 Jahr, der Älteste war 73

Jahre alt, während das Durchschnittsalter bei 50 Jahren lag) selektiert. Diese wurden deswegen ausgesucht, weil bei ihnen sowohl eine *T2 TSE-Sequenz* als auch eine axiale *True-FISP Sequenz* durchgeführt worden war.

4.3. Radiologische Untersuchungsverfahren

Die Untersuchung des Innenohrs und des Felsenbeines erfolgte an einem geschlossenen 1,5 Tesla MR-Tomographen (1,5 Tesla Philips Intera, Best Niederlande) sowie Spiral-CT (Tomoscan AV E1, Philips, Best Niederlande): Schichtdicke 1mm, 120KV und 125mA, Matrix 512 x 512, FOV zwischen 176 und 185 mm, Fensterweite 1600 HU.

In der Tabelle 1 sind die Parameter der MRT Sequenzen aufgeführt.

	<i>True-FISP Sequenz</i>	<i>T2 TSE-Sequenz</i>
FOV	230 mm	95 mm
RFOV	100%	100%
Schichtdicke	0,4 mm	0,33 mm
FOD	AP	AP
TE	4,2 ms	500 ms
TR	9,5 ms	2000 ms
NSA	2	4
Schichten	40	48
Matrix	512 x 512	128 / 256
Flip Angle	80	90
Full Echo	++	++

Dauer	4 min 19 sec	5 min 46 sec
Echo Spacing		9,9 ms
TSE Faktor		100

4.4. Bildauswertung

Die Beurteilung wurde durch eine erfahrene Untersucherin anhand der Bilddokumentation ohne klinische Informationen über die Patienten vorgenommen.

Zunächst erfolgte die Bewertung der anatomischen Strukturen des Innenohrs. Nach dem Zufallsprinzip wurde nur eine Seite (58 Ohren), also links oder rechts, gewählt.

Für die pathologischen Veränderungen sind beide Ohren (116 Ohren) ausgewertet worden.

Bei der Bildbeurteilung der Sequenzen wurden auch die Artefakte berücksichtigt. Die Darstellbarkeit der anatomischen Strukturen und Artefakte wurde nach einer Scala von 0 bis 3 bewertet, wobei 0 die schlechteste und 3 die beste Bewertung war.

0 = nicht sichtbar

1 = schlecht sichtbar

2 = sichtbar

3 = sehr gut sichtbar

In der folgenden Liste sind die analysierten anatomischen Strukturen aufgeführt:

Analysierte anatomischen Strukturen

Cochlea

Lamina spiralis

Modiolus

Vestibulum

Vestibulum Inhalt

Anteriorer (oberer) Bogengang

Lateraler Bogengang

Posteriorer Bogengang

Ampulla anterior

Ampulla posterior

Ampulla lateralis

Aqueductus vestibularis

Aqueductus cochlearis

Nervus facialis

Nervus vestibulocochlearis

Nervus cochlearis

Nervus vestibularis ramus superior

Nervus vestibularis ramus inferior

Innerer Gehörgang

Bei MIP wurden folgende anatomische Strukturen beurteilt:

- Cochlea
- Vestibulum
- und alle drei Bogengänge.

Bei 21 Patienten erfolgte die quantitative Auswertung der beiden hochauflösenden MRT Sequenzen durch Bestimmung von mittlerer Signalintensität und SD einer ROI an einer Auswertestation für fünf Gewebe und Strukturen (Felsenbeinknochen, Gehirn, Liquor, Fett,

Vestibulum) sowie der Luft. Die Messung der Signalintensität für die oben genannten Gewebe, Strukturen und Luft wurde bei jedem Patienten jeweils drei Mal vorgenommen. Aus den daraus folgenden Ergebnissen wurde jeweils ein Mittelwert ermittelt.

SD der Signalintensität der ROI Luft wird als Rauschen definiert und wurde gemessen und verwendet für die Bestimmung des Signalrauschverhältnisses (SNR).

SNR wurde folgendermaßen definiert: $\text{Signal (ROI}_{\text{Struktur}}) / \text{Standardabweichung des Signals (ROI}_{\text{Luft}})$.

Außerdem wurden die Bildkontraste zwischen Strukturen und Geweben nach der Formel $\text{Signal (ROI}_{\text{Struktur 1}}) / \text{Signal (ROI}_{\text{Struktur 2}})$ berechnet und verglichen. Die Berechnung erfolgte für die jeweilige MRT-Sequenz.

4.5. Statistische Auswertung

Die statistischen Auswertungen für die Evaluation der anatomischen Strukturen und pathologischen Veränderungen zwischen den beiden Sequenzen wurde mit Hilfe des Mann-Whitney-Tests durchgeführt.

Die qualitative Bewertung der Signalintensität, der SNR und der Bildkontraste zwischen den beiden Sequenzen erfolgte anhand vom t-Test.

5. Ergebnisse

5.1. Festgestellte radiologische Veränderungen

Von insgesamt 58 Patienten hatten 28 (48,3 %) einen auffälligen Befund.

Veränderung	Patienten Anzahl
MRT Pathologie	(28) 48,3%
Nur im CT Pathologie	(2) 3,4%

5.2. Anlass zur radiologischen Unterziehung

Die Durchführung der MRT und CT erfolgte unter folgende klinische Beschwerden und Fragestellungen:

Beschwerden	Anzahl
Surditas	(8) 13,8%
Vertigo	(20) 34,5%
M.Menièr	(10) 17,2%
Ohrgeräusche	(1) 1,7%
Hörsturz	(2) 3,4%
Cochleaimplantation	(12) 20,7%
V.a Acusticusneurinom	(2) 3,4%
Neurovaskul. Kompression Syndrom	1
Otitis	1
Felsenbeinfraktur	1
Sacotomie	1

5.3. Statistische Bewertung der anatomischen Strukturen

Die statistische Bewertung der anatomischen Strukturen mit Hilfe des Mann-Whitney- Testes zeigte Signifikanz zwischen beiden Sequenzen MRT zu Gunsten der True-FISP- Sequenz für folgende Strukturen:

Lamina spiralis	p 0,0001
Modiolus	p 0,0001
Vestibulum Inhalt	p 0,0001
N.facialis	p 0,0001
N.cochlearis	p 0,0001
N.vest.ramus sup	p 0,0001
N.vest ramus inf	p 0,0001

Die Evaluationsergebnisse der anatomischen Strukturen werden unten dargestellt, dabei gilt je höher die Zahl, desto besser die Erkennbarkeit:

Anatomische Strukturen	T2 TSE	True-Fisp
Cochlea	(53) 91,4% 3	(54) 93,1% 3
	(5) 8,6% 2	(4) 6,9% 2
Lamina spiralis	(11) 18,9% 1	(14) 24,1% 2
	(47) 81,1% 0	(41) 70,7% 3
		(3) 5,2% 1
		<u>p.0001</u>
Modiolus	(52) 89,6% 2	(50) 86,2% 3
	(5) 8,7% 3	(8) 13,8 2
	(1) 1,7% 1	<u>p.0001</u>

Vestibulum	(55) 94,8%	3	(53) 91,4%	3
	(3) 5,2%	2	(5) 8,6%	2
Vestibulum Inhalt	(42) 72,4%	2	(44) 75,9%	3
	(14) 24,2%	1	(12) 20,7%	2
	(1) 1,7%	3	(2) 3,4%	1
	(1) 1,7%	0	<u>p.0001</u>	
Anteriorer Bogengang	(55) 94,8%	3	(53) 91,4%	3
	(3) 5,2%	2	(5) 8,6%	2
Lateraler Bogengang	(55) 94,8%	3	(53) 91,4%	3
	(3) 5,2%	2	(5) 8,6%	2
Posteriorer Bogengang	(55) 94,8%	3	(53) 91,4%	3
	(3) 5,2%	2	(5) 8,6%	2
Ampulla anterior	(1) 1,7%	0	(1) 1,7%	0
	(10) 17,3%	1	(5) 8,6%	1
	(45) 77,6%	2	(46) 79,4%	2
	(2) 3,4%	3	(6) 10,3%	3
Ampulla lateralis	(1) 1,7%	0	(1) 1,7%	0
	(10) 17,3%	1	(6) 10,4%	1
	(45) 77,6%	2	(44) 75,9%	2
	(2) 3,4%	3	(7) 12%	3
Ampulla posterior	(1) 1,7%	0	(1) 1,7%	0
	(10) 17,3%	1	(5) 8,6%	1
	(44) 75,9%	2	(45) 77,6%	2
	(3) 5,2%	3	(7) 12%	3

Aqueductus vestibularis	(47) 81%	0	(48) 82,6%	0
	(6) 10,3%	2	(5) 8,7%	2
	(5) 8,7%	1	(5) 8,7%	1
Aqueductus cochlearis	(10) 17,2%	0	(9) 15,5%	0
	(7) 12%	1	(12) 20,6%	1
	(36) 62,1%	2	(32) 55,2%	2
	(5) 8,7%	3	(5) 8,7%	3
Nervus facialis	(1) 1,7%	0	(1) 1,7%	0
	(2) 3,4%	1	(10) 17,2%	2
	(27) 46,6%	2	(47) 81,1%	3
	(28) 48,3%	3	<u>p.0001</u>	
Nervus vestibulo-cochlearis	(2) 3,5%	0	(1) 1,7%	0
	(2) 3,5%	1	(9) 15,6%	2
	(11) 18,9%	2	(48) 82,7%	3
	(43) 74,1%	3		
Nervus cochlearis	(4) 6,9%	0	(1) 1,7%	0
	(9) 15,6%	1	(3) 5,2%	1
	(33) 56,9%	2	(12) 20,6%	2
	(12) 20,6%	3	(35) 60,4%	3
			<u>p.0001</u>	
Nervus vest. ramus superior	(24) 41,5%	0	(2) 3,4%	0
	(20) 34,5%	1	(2) 3,4%	1
	(7) 12%	2	(26) 44,9%	2
	(7) 12%	3	(28) 48,3%	3
			<u>p. 0001</u>	

Nervus vest. ramus inferior	(24) 41,5%	0	(1) 1,7%	0
	(22) 37,8%	1	(6) 10,5%	1
	(9) 15,5%	2	(22) 37,8%	2
	(3) 5,2%	3	(29) 50%	3
			<u>p.0001</u>	
Innerer Gehörgang	(58) 100%	3	(58) 100%	3

Die Evaluierung von MIP des Innenohres bei sechs Patienten ergab folgendes:

Anatomische Strukturen	T2TSE		True-Fisp	
Cochlea	(3)	3	(4)	2
	(2)	2	(1)	1
	(1)	0	(1)	0
Vestibulum	(5)	3	(2)	3
	(1)	2	(4)	2
Bogengänge	(4)	3	(4)	1
	(2)	2	(2)	2

5.4. Festgestellte pathologische Veränderungen

Bei 28(48,3%) Patienten, das entspricht 56 Ohren, wurden die in der Tabelle zusammengestellten pathologischen Veränderungen festgestellt. Die Darstellbarkeit der pathologischen Veränderungen wurde nach der gleichen Evaluationsskala der anatomischen Strukturen bewertet und

nach dem Mann-Whitney-U Test verglichen. Zwischen den MRT-Sequenzen ergab sich kein signifikanter Unterschied.

Pathologische Merkmale in MRT	Anzahl
Dehisz. post. BG	(8) 18,6%
Dehisz. ant. BG	(4) 9,3%
Dehisz ant. Sch. ant. BG	(7) 16,3%
Dehisz post. Sch. ant. BG	(9) 20,9%
Bogengänge nicht angelegt	(1) 2,3%
Oblit ant BG	(1) 2,3%
Flüssigkeit im Mastoid	(2) 4,7%
Partielle Obliteration ant. BG	(2) 4,7%
Partielle Obliteration post. BG	(1) 2,3%
Fibrose Cochlea	(1) 2,3%
Akustikusneurinom	(2) 4,7%
Fibrose im Vestibulum	(2) 4,7%
Meningeom	(1) 2,3%
Erweiterter Acquaed vest.	(1) 2,3%
Fistel post. BG	(1) 2,3%

Die Evaluierungsergebnisse der pathologischen Merkmale werden unten dargestellt:

Pathologische Merkmale	T2-TSE	True-Fisp
Dehisz.post BG	(8) 3	(7) 3 (1) 0

Dehisz. ant. BG	(3)	1	(3)	1
	(1)	0	(1)	2
Dehisz ant Sch. ant BG	(3)	3	(5)	3
	(3)	2	(2)	2
	(1)	0		
Dehisz post Sch ant BG	(5)	3	(7)	3
	(3)	2	(1)	2
	(1)	0	(1)	0
Bogengänge nicht angelegt	(1)	3	(1)	3
Oblit. ant BG	(1)	3	(1)	0
Flüssigkeit im Mastoid	(2)	3	(2)	3
Partielle Obliteration ant BG	(2)	0	(2)	3
Partielle Obliteration post BG	(1)	2	(1)	2
Fibrose Cochlea bds	(1)	3	(1)	3
Akustikusneurinom	(1)	3	(2)	3
	(1)	0		
Fibrose im Vestibulum	(1)	3	(2)	3
	(1)	0		
Meningeom	(1)	2	(1)	2
Erweiterter Aquaed vest.	(1)	3	(1)	3
Fistel post. BG	(1)	3	(1)	3

Nur im CT waren bei fünf (8,6%) Patienten (10 Ohren) folgende pathologische Veränderungen feststellbar. Bei drei von diesen Patienten ließen sich Veränderungen auch in MRT- Sequenzen feststellen.

Pathologische Merkmale in CT	Anzahl
Nicht gut abgrenzbare Cochleawand	2
Verschattete Mastoidzellen	1
Felsenbeinfraktur	1
Mittelohrknöchendislokation	1
Erweiterter innerer Gehörgang	1

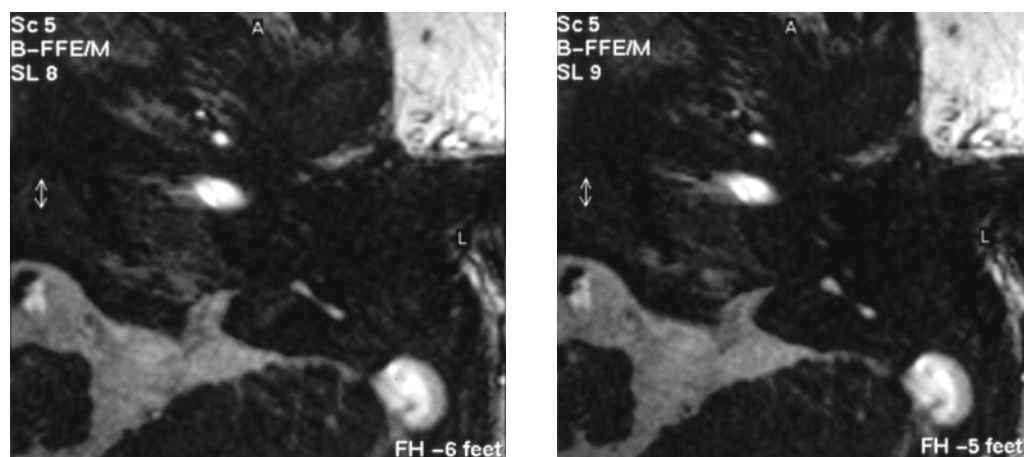


Fig.4: Fibrosierte Cochlea in True-FISP- Bildern

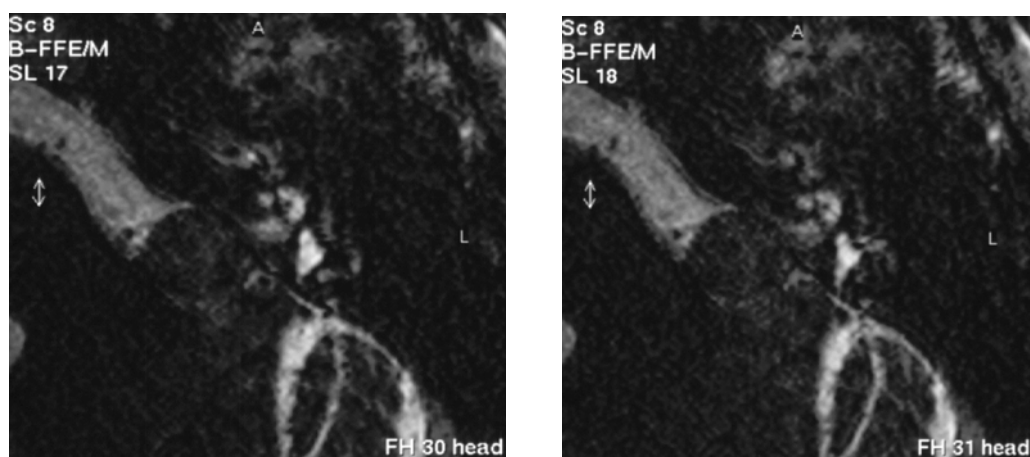


Fig. 5: Acousticusneurinom in True-FISP- Bildern

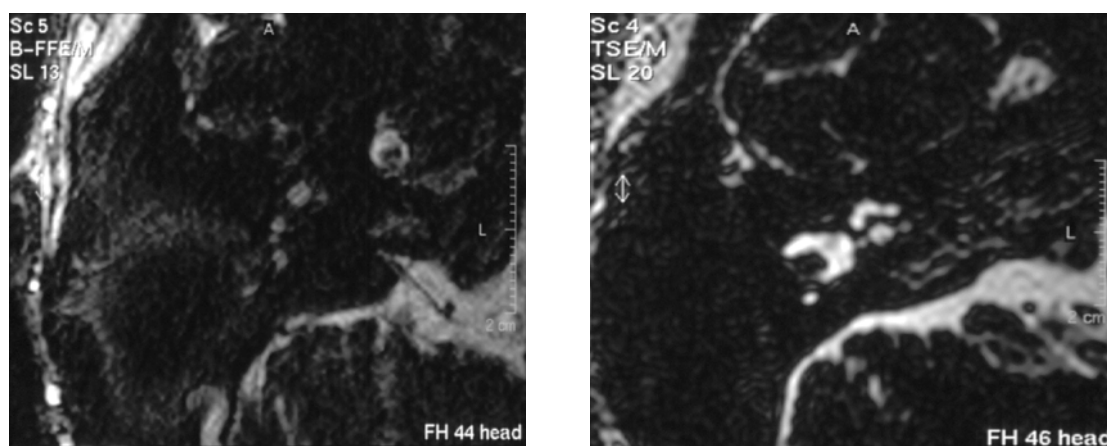
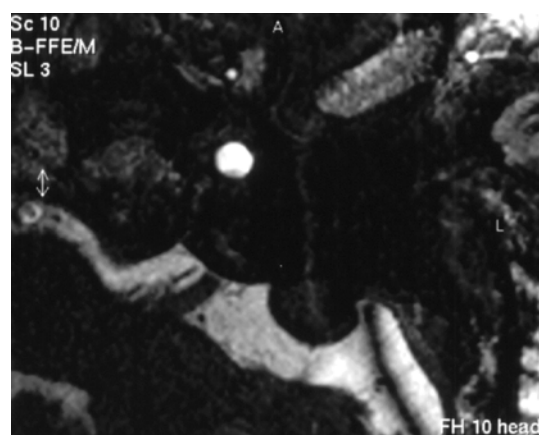
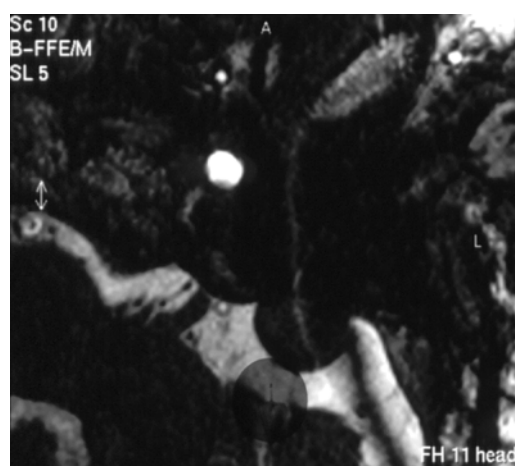
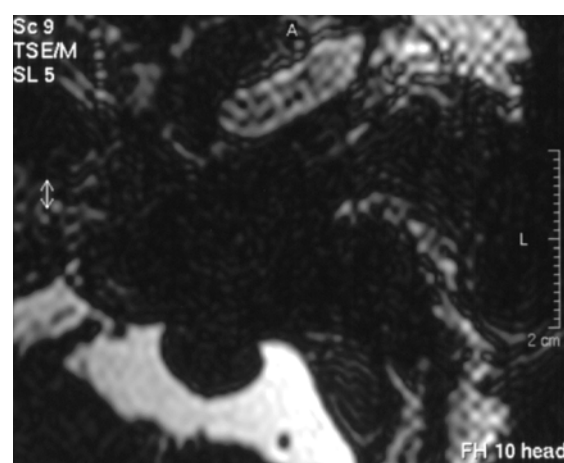
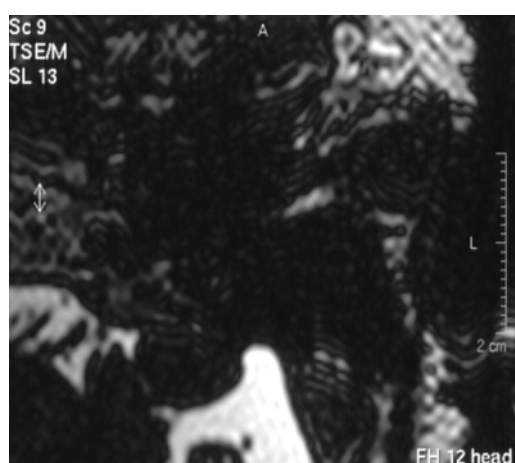


Fig. 6: Bogengänge teilweise obliteriert, True-FISP und TSE- Bilder



a.

b.



c.

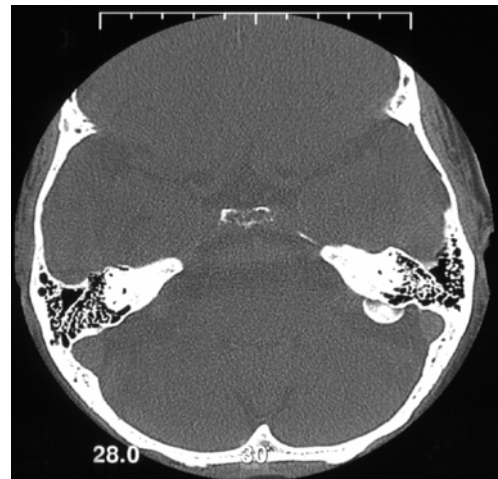
d.

Fig. 7:

a. und b. Meningeom True –FISP-
Sequenz

c. und d. Meningeom TSE- Sequenz

e. Meningeom CT- Bilder



e.

5.5. Artefakte

Bei 14 (24,2%) Patienten (28 Ohren) wurden Artefakte festgestellt. Sie waren nur in der True–FISP Sequenz sichtbar (sehr gut = 3). Es handelte sich um folgende Artefakte:

Artefakt	Anzahl
Artefakt ant Sch ant BG	(4) 26,7%
Artefakt post Sch ant BG	(9) 60%
Artefakt ant BG	(2) 13,3%

Fünf (8,6%) Patienten (10 Ohren) hatten außer Artefakten auch pathologische Veränderungen.

5.6. Vergleich der Signalintensität beider MRT Sequenzen

Das Vergleichen von Pixel Intensität von Felsenbeinknochen, Gehirn, Vestibulum, Liquor, Luft, Fettgewebe zwischen T2 TSE und True FISP zeigte außer bei dem Fettgewebe ($p = 0,21$) sonst signifikante Unterschiede beim Felsenbeinknochen, Gehirn, Vestibulum, Liquor und bei der Luft.

Bei Felsenbeinknochen und Vestibulum war $p < 0,0001$. Dieses Ergebnis entspricht demjenigen der Evaluation der anatomischen Strukturen durch die Untersucher. Auch dort war ein signifikanter Unterschied bei der Darstellbarkeit des Vestibuluminhaltes feststellbar.

	n	Signalintensität	p
Knochen -TSE	21	85,9857±16,4327	
Knochen - FISP	21	48,1048±13,5204	< 0,0001
Gehirn -TSE	21	84,9571±12,0908	
Gehirn -FISP	21	111,8381±33,4301	0,005
Liquor -TSE	21	830,4667±209,1643	
Liquor -FISP	21	653,8143±244,1819	0,005
Fett -TSE	21	1196,2524±250,1777	
Fett -FISP	21	1060,3095±505,7636	0,21
Luft -TSE	21	75,7571±20,1777	
Luft -FISP	21	48,5905±14,4611	< 0,0002
Vestibulum - TSE	21	1589,0476±213,2378	
Vestibulum- FISP	21	1051,581±187,9353	< 0,0001

5.7. SNR- Vergleich beider Sequenzen

Die statistische Analyse mit Hilfe des Student-Testes der SNR (Mean Signal(ROI- Struktur)/SD Luft), berechnet jeweils für T2-TSE und True-

Fisp Sequenzen für Felsenbeinknochen, Gehirn, Vestibulum, Liquor, Luft und Fettgewebe, stellte signifikante Unterschiede für SNR mit Ausnahme des Gehirns (p 0,54) heraus.

	N	SNR	p
Knochen -TSE	21	2,21±0,4808	
Knochen - FISP	21	0,9252±0,2692	< 0,0001
Gehirn -TSE	21	2,1838±0,3843	
Gehirn -FISP	21	2,1043±0,4377	0.54
Liquor -TSE	21	21,6871±6,6373	
Liquor -FISP	21	12,2514±3,4233	< 0,0001
Fett -TSE	21	30,4752±7,1382	
Fett -FISP	21	21,5348±11,6587	0,008
Luft -TSE	21	1,8843±0,205	
Luft -FISP	21	0,9005±5,19E-02	< 0,0001
Vestibulum – TSE	21	41,1948±8,4968	
Vestibulum-FISP	21	20,3448±5,3624	< 0,0001

5.8. Kontrastwerte und deren statistischer Vergleich

Der statistische Vergleich der Kontrastwerte (Signal tissue 1/Signal tissue 2) für jede Sequenz berechnet, zeigte für folgende Kontrastwerte keine statistische Relevanz.

Felsenbeinknochen / Luft	p 0,09
Felsenbeinknochen / Vestibulum	p 0.14
Liquor / Fettgewebe	p 0,52
Liquor / Luft	p 0,08
Luft/ Fettgewebe	p 0,57
Vestibulum/ Fettgewebe	p 0,28
Vestibulum / Luft	p 0,88

	n	Kontrast	P
Knochen/Gehirn TSE	21	1,0128±0,1171	
Knochen/Gehirn FISP	21	0,44484±0,1251	< 0,0001
Knochen/Liquor TSE	21	0,1085±2,885E-02	
Knochen/Liquor FISP	21	7,974E-02±2,541E-02	0,002
Knochen/Fett TSE	21	7,513E-02±2,287E-02	
Knochen/Fett FISP	21	5,65E-02±3,293E-02	0,027
Knochen/Luft TSE	21	1,1867±0,2824	
Knochen/Luft FISP	21	1,0241±0,2769	0,095
Knochen/Vestib. TSE	21	5,471E-02±1,085E-02	

Knochen/Vestib. FISP	21	4,807E- 02±1,622E-02	0,14
Gehirn/Knochen TSE	21	1,0011±0,1296	
Gehirn/Knochen FISP	21	2,4205±0,7533	< 0,0001
Gehirn/Liquor TSE	21	0,1068±2,363E- 02	
Gehirn/Liquor FISP	21	0,1845±6,581E- 02	< 0,0001
Gehirn/Fett TSE	21	7,415E- 02±1,988E-02	
Gehirn/Fett FISP	21	0,138±0,1	0,005
Gehirn/Luft TSE	21	1,1751±0,2528	
Gehirn/Luft FISP	21	2,3243±0,4305	< 0,0001
Gehirn/Vestib. TSE	21	5,408E- 02±8,737E-03	
Gehirn/Vestib. FISP	21	0,1095±3,366E- 02	< 0,0001
Liquor/Knochen TSE	21	9,8804±2,6822	
Liquor/Knochen FISP	21	14,1629±5,8739	0,004
Liquor/Gehirn TSE	21	9,8575±2,4082	
Liquor/Gehirn FISP	21	6,0±1,8799	< 0,0001

Liquor/Fett TSE	21	0,7249±0,2401	
Liquor/ Fett FISP	21	0,7888±0,5124	0,52
Liquor/Luft TSE	21	11,6015±3,6042	
Liquor/ Luft FISP	21	13,4697±3.3827	0,08
Liquor/Vestib. TSE	21	0,5240±0,1128	
Liquor/Vestib. FISP	21	0,6309±0,1995	0,017
Fett/Knochen TSE	21	14,2256±3,347	
Fett/ Knochen FISP	21	23,8119±14,0552	0,006
Fett/Gehirn TSE	21	14,2403±3,126	
Fett/ Gehirn FISP	21	10,3416±5,3624	0,005
Fett/Liquor TSE	21	1,5104±0,4378	
Fett/ Liquor FISP	21	1,883±1,2306	0,16
Fett/Luft TSE	21	16,5976±4,9136	
Fett/ Luft FISP	21	23,7141±12,6814	0,025
Fett/Vestib. TSE	21	0,7657±0,1893	
Fett/ Vestib. FISP	21	1,0871±0,5819	0,01
Luft/ Knochen TSE	21	0,8943±0,2428	
Luft/ Knochen FISP	21	1,0546±0,3131	0,1

Luft/Gehirn TSE	21	0,8978±0,2446	
Luft/Gehirn FISP	21	0,4433±7,611E-02	< 0,0001
Luft/ Liquor TSE	21	9,682E-02±3,957E-02	
Luft/ Liquor FISP	21	7,867E-02±1,904E-02	0,064
Luft/ Fett TSE	21	6,551E-02±1,939E-02	
Luft/ Fett FISP	21	5,996E-02±4,259E-02	0,57
Luft/ Vestib. TSE	21	4,819E-02±1,348E-02	
Luft/ Vestib. FISP	21	4,818E-02±1,664E-02	0,99
Vestib./Knochen TSE	21	18,9087±3,408	
Vestib./Knochen FISP	21	23,0973±7,882	0,03
Vestib./Gehirn TSE	21	18,9293±2,8959	
Vestib./Gehirn FISP	21	9,7102±2,156	< 0,0001
Vestib./Liquor TSE	21	1,991±0,4211	
Vestib./Liquor FISP	21	1,7192±0,4867	0,04

Vestib./ Fett TSE	21	1,3975 $\pm$ 0,4233	
Vestib./ Fett FISP	21	1,2542 $\pm$ 0,7266	0,28
Vestib./Luft TSE	21	22,1076 $\pm$ 5,3018	
Vestib./Luft FISP	21	22,3229 $\pm$ 5,2869	0,88

6. Diskussion

6.1. Radiologische Untersuchungsmethoden in der Diagnostik des Innenohres

Ursprünglich war die radiologische Untersuchung des Schläfenbeinlabyrinths auf konventionelle radiographische Untersuchungen beschränkt. Später wurde die Untersuchungstechnik durch Verwendung der multidirektionalen Tomographie verbessert. Seitdem Computertomographie (CT) und MRT für die Diagnostik des Innenohrs verwendet werden, gibt es für diese konventionelle radiologische Untersuchungstechnik nur noch wenig Indikation [92].

Die CT ist lange Zeit die Methode der Wahl bei der Untersuchung des Labyrinths und des inneren Gehörgangs für viele Fragestellungen. Die hochauflösende Computertomographie bzw. HR-CT stellt die Standarduntersuchungsmethode des Felsenbeines dar, da sie eine überlagerungsfreie Abbildung sowohl der Innen- als auch der Mittelohrstrukturen mit einer hohen örtlichen geometrischen Auflösung ermöglicht [57].

Mit dem Erscheinen der Magnetresonanztomographie wurde klar, dass die MRT beim Nachweis von Weichgewebestrukturen des Innenohres der CT überlegen ist. Der erstaunliche Fortschritt beim MRT führte zu einem ständigen Zuwachs in Umfang und Genauigkeit bildlicher Information. Dies war auch bei MRT-Bildern der Schläfenbeinregion der Fall, besonders bei der Innenohrdiagnostik. Zunächst wurden nur routinemäßige T1- und T2-gewichtete Spin-Echo Sequenzen verwendet, die die normale Anatomie, angeborene Läsionen und relativ große Tumoren des häutigen Labyrinths zeigten. Die Anwendung von Gadolinium (Gd) war ein großer Schritt vorwärts. Dadurch wurde die Diagnose kleiner intralabyrinthiner Tumore (Schwannome, Ausbreitung von Metastasen entlang der Hirnnerven) und entzündlicher Läsionen (Labyrinthitis) möglich.

Die kontinuierliche Verbesserung der MRT-Geräte verläuft rasant, deshalb ist die Forschung auf dem Gebiet der MRT einer der wichtigsten wissenschaftlichen Schwerpunkte der Diagnostischen Radiologie. Ziel ist es, möglichst viele Verfahren der morphologischen Diagnostik zu vereinigen, damit eventuell andere Verfahren abgelöst werden. In der MRT – Bildgebung steht heute eine Vielzahl von Sequenzen zur Verfügung. Die Auswahl der Sequenzen, die bei der Untersuchung verschiedener Organe zur Anwendung kommen, unterliegt einer grossen Schwankungsbreite. Gründe dafür sind vielfältig. Zum einen ist die Etablierung von Standards bei einer Methode noch stark im Fluss und schwierig, zum anderen eröffnet die MRT durch die Vielzahl von Sequenzen die Möglichkeit, ein bestimmtes Untersuchungsziel auf unterschiedlichen Wegen zu erreichen [36].

In den publizierten Studien werden heterogene Untersuchungstechniken hinsichtlich der Sequenzen, der eingesetzten Spulen und der gewählten Schichtdicke angewendet. Übereinstimmend kann konstatiert werden, dass möglichst stark T2- oder T2* gewichtete Spin-Echo oder Gradienten-Echo- Sequenzen in dünnen Schichten von maximal 1 mm Dicke in 3D-Technik und in Hochauflösung in der Diagnostik des Felsenbeines eingesetzt werden müssen [40, 42, 86]. Die T1-gewichteten Sequenzen werden vor und nach KM-Gabe zur Erfassung KM- aufnehmender Veränderungen, z. B. Entzündungen, vaskuläre Strukturen, durchgeführt [15].

Mehrere Forschungsgruppen verwendeten dünnsschichtige T2-gewichtete Spin-Echo- oder schnelle Spin-Echo-Sequenzen sowohl in 3 D als auch in 2D- Technik, um die Schläfenbeinregion zu untersuchen. Spin-Echo-Sequenzen zeichnen sich dadurch aus, dass innerhalb der Sequenz immer 90° und 180°-Impulse zur Anwendung kommen. Der Anregungsimpuls weist Flip-Winkel von 90° auf. Der 180°-Impuls ist ein Rephasierungsimpuls. Die Bildakquisition bei den TSE Sequenzen ist ein

komplexer Vorgang. Die Aufnahmezeiten werden durch die gleichzeitige Erfassung mehrerer Phasenkodierschritte in jeder TR deutlich verkürzt. Da die TSE Sequenzen eine lange TR erfordern, sind sie für die Herstellung von T1-gewichteten Bildern meist ungeeignet, obwohl auch T1-gewichtete in 3D und 2D Spin-Echo-Sequenzen mit KM und ohne KM-Gabe in einigen Arbeiten verwendet und verglichen wurden [7, 9, 14, 17, 36].

Casselman et al. führten T2-gewichtete 3D Gradienten Echo-Sequenzen Constructive Interference of Steady State (CISS) für eine detaillierte Untersuchung des normalen und anormalen Innenohres durch. Die CISS-Sequenz ist eine T2*-gewichtete refokussierende 3D-Gradienten-Echo-Sequenz.

Die Gradienten-Echo-Sequenzen kommen ohne 180°-Rephasierungsimpuls aus und verwenden im Gegensatz zu SE-Sequenzen zumeist keinen 90° Anregungsimpuls. Bei einem Flip-Winkel unter 90° lässt sich eine Zeiteinsparung erzielen [19, 36].

In unserer Studien haben wir sowohl eine schnelle Spin-Echo als auch eine Gradienten-Echo-Sequenz angewendet und verglichen. Als SE-Sequenz wurde T2- TSE und als GE-Sequenz True-Fisp angewendet.

True- FISP Sequenz verwendet das gleiche Aufnahmeschema wie CISS. Eine schnelle Aufnahme unter Benutzung der Gleichgewichtsmagnetisierung mit Steady state free Precession (FISP)-Sequenz wird mit alternierenden und nicht alternierenden Radiofrequenzpulsen durchgeführt. (True bezieht sich auf eine Refokussierung aller Gradienten) Sie ergibt den gleichen Bildkontrast, aber die Flusskompensation wird durch flusskompensierende Gradienten und kurze TR und TE erreicht, was mit der neuen Scannergenerationen mit schnellen Gradienten möglich wurde. Durch Verwendung dieser Technik wird ein Bild der cerebrospinalen Flüssigkeit, der Endolymphe und Perilymphe mit homogener

Signalverteilung erreicht. Die Bilder können mit True FISP auch in kürzerer Zeit erhalten werden [2, 31, 32, 82].

Die Möglichkeit, 3-Dimensionale Bilder herzustellen, erleichterte die Untersuchung des Labyrinths. Unsere beiden Sequenzen (True-FISP und TSE) bieten diese Möglichkeit an.

6.2. Darstellbarkeit der anatomischen Strukturen

Die Beurteilung der anatomischen Strukturen spielt eine zunehmende Rolle in der klinischen Diagnose aufgrund des wachsenden Verständnisses ihrer Funktion und ihrer Rolle bei Krankheiten.

Es kann hier z.B. der sensorineuraler Hörverlust oder die Vertigo erwähnt werden. Die Ursachen dieser Symptome sind vielfältig und verlangen auch eine detaillierte Abklärung der knöchernen und membranösen Strukturen des Innenohres und dessen Umgebung.

Die Schläfenbeinregion besteht im Wesentlichen aus Knochen, aus dem mit Lymphe gefüllten Innenohr und seinem Labyrinth und dem Nervensystem. Histologisch bestehen Nervenfasern aus Axonen und der Scheide aus Mark, die aus laminierten Schichten von Proteinen und Fettmolekülen zusammengesetzt sind. Dies bedeutet, dass die wichtigsten Objektmaterialien für MRT-Bilder in der Schläfenbeinregion Lymphe und Fett sind. Mit anderen Worten bedeutet das, dass die größere Bildqualität mit steigendem Kontrast zwischen den beiden Materialien korreliert.

In unserer Studie stellte sich heraus, dass kleine Strukturen wie die Lamina spiralis, Modiolus, Vestibulum Inhalt sowie Nerven wie N. facialis, N. cochlearis, N. vestibularis ramus sup. und ramus inf. besser erkennbar bei der True-FISP als bei der stark T2-gewichteten TSE waren. So waren z.B. sehr gut sichtbar Vestibulum- Inhalt in 75,9% (44 Patienten) bei True-FISP Aufnahmen versus 1,7% (1 Patient) bei T2- TSE, Modiolus in 86,2%

(50 Patienten) versus 8,7 % (5 Patienten) bei T2 TSE, und in 70,7% (41 Patienten) nur bei True FISP die Lamina spiralis. Ferner zeigte sich sehr gut sichtbar N facialis in 81,1% (47 Patienten) bei True-FISP versus 48,3% (28 Patienten) bei T2 TSE, N.cochlearis in 60,4% (30 Patienten) bei True FISP versus 20,6% (7 Patienten) bei T2 TSE, N vestibularis. ramus inferior in 50% (29 Patienten) versus 5,2% (3 Patienten) bei T2 TSE und N.vestibularis ramus sup in 48,3% (28 Patienten) versus 12% (7 Patienten) bei T2 TSE.

Die grösseren Strukturen wie Cochlea, Vestibulum und Bogengänge waren mit beiden Sequenzen gleich gut erkennbar.

Die hohe Kontrastdifferenzierung und ebenfalls eine gute räumliche Auflösung zwischen verschiedenen Strukturen sind wichtig, um eine leichte Identifikation jeder Struktur zu erreichen. Diese Eigenschaften waren bei unserer ausgewählten TR- und TE- Zeiten in der True-FISP Sequenz zu erhalten. Im Vergleich zur TSE- Sequenz waren TR- und TE- Zeiten deutlich kürzer. True-FISP-Sequenzen bieten einen T1/T2-Kontrast, wie er von der Constructive Interference of Steady State- (CISS) Sequenzen bekannt ist, und zeigen einen ausgezeichneten Kontrast zwischen der cerebrospinalen Flüssigkeit, dem Gehirn oder den Hirnnerven. Der Vorteil von True FISP ist jedoch der Kontrast Hirn und kleinere Strukturen gegen cerebrospinale Flüssigkeit (CSF) und nicht der Kontrast weiße gegen graue Substanz [13, 82].

Der mit TSE Sequenzen am schwierigsten sichtbar zu machende Nerv war der untere vestibuläre Zweig des Hirnnervs VIII, der oft schwer vom oberen vestibulären Zweig zu unterscheiden war. Einer der Gründe, warum Nerven nicht immer unterschieden werden können, liegt darin, dass wir die Oberflächenspule verwendeten und beide Innenohren simultan untersuchten, so dass nicht immer genau zum IAC parallele Bilder erreicht werden konnten. Ein anderer Grund ist, dass in sehr engen IAC die Nerven näher zusammen liegen und weniger CSF vorhanden ist,

so dass die räumliche Auflösung kritisch werden kann und der hohe CSF-Nerven-Kontrast verloren geht.

Lane et al. [53] konnten in deren Studie bei Vergleich der 3D- CISS und 3D- TSE -Sequenzen Differenzen bezüglich der Darstellbarkeit der Bogengänge und nicht des N. vestibularis sup. und inf. feststellen.

Die Ergebnisse anderer Studien, abgesehen davon, dass es, mit wenigen Ausnahmen, nicht immer einen direkte Vergleich zwischen SE- und GE-Sequenzen über die Darstellbarkeit der anatomischen Strukturen des Innenohres und Nerven in IAC (innerer Gehörgang) gibt, zeigen übereinstimmend, dass in axialer Ebene gute optimale Darstellbarkeit der Nerven in IAC, bei von denen angewandten MRT-Sequenzen, erreicht werden kann. Z. B. Czerny et al. [17], Casselman et al. [7, 11], Tanioka et al. [91], Krombach et al. [45,51], Arnold et al. [1], Held et al. [31].Tien et al. [93] Yang et al. [101].

Generell kann man feststellen, dass die T2 -gewichtete und 3 D Sequenzen unabhängig von der Sequenzart auch eine bessere Darstellbarkeitsquote als die T1- und 2D – Sequenzen erreicht haben.

Vergleichbare Feststellungen konnten unsererseits gefunden werden.

6.3. Maximumintensitätsprojektionen (MIP) und 3-D-Rekonstruktionen

Es ist nicht einfach, die Strukturen innerhalb der Schläfenbeinregion und ihre räumliche Position zueinander auf der Basis zweidimensionaler Bilder zu verstehen. Die Verwendung des hochauflösenden dreidimensionalen Spin-Echos oder Gradienten-Echo Verfahrens und/oder der stereoskopischen Bildtechnik ist nicht nur für die dreidimensionalen morphologischen Beobachtungen von Innenohrmissbildungen und Acusticusneurinomen nützlich, sondern auch für ein größeres Verständnis der menschlichen Anatomie.

In unserer Studie wurden sowohl für True- FISP als auch für T2-TSE Sequenzen MIPs bei sechs Patienten mittels der Scannersoftware an einem Bildbearbeitungscomputer (Easy Vision, Philips, Best Niederlande) durchgeführt. Bei dieser niedrigen Zahl können wir zwar keine statistische Aussage machen, jedoch können wir sagen, dass mittels T2-TSE eine bessere Darstellbarkeit der folgenden Strukturen: Cochlea, Vestibulum, Bogengänge im Vergleich zur True-FISP erreicht wurde. Bei zwei Patienten konnte mittels True-FISP nur das Vestibulum bestens dargestellt werden, mittels T2-TSE wurden alle drei oben genannten Strukturen in über drei Fällen besser dargestellt.

Wie die Studie von Hans et al. [29] zeigt, leidet der MIP-Algorithmus, obwohl weit verbreitet auf kommerziellen Bildanalysestationen und den meisten Radiologen bekannt, an einer Anzahl schwerwiegender Nachteile bei der Darstellung komplexerer Datensätze.

Das Hauptproblem für die Visualisierung von 3D-Objekten beruht auf der Tatsache, dass die Grauskala automatisch aus den zusammengesetzten Pixelwerten abgeleitet wird. Dies bedeutet, dass dünnere Areale einer Struktur automatisch in dunkleren Schattierungen kartiert werden. Noch wichtiger ist, dass kleine Fluktuationen in der Oberflächenmorphologie eventuell nicht ausreichend sind, um eine Änderung in der 3D-Darstellung zu bewirken, besonders wenn sie in Pixeln mit großen allgemeinen Durchschnittswerten auftreten. Der Abfall des Grauskalenwertes am Rand gebogener Strukturen, wie der Cochlea selbst, verursacht eine anscheinende Undeutlichkeit. Trotz der Verwendung von MIPs beseitigt die Partialvolumen Effekte auf den Axialbilddern, die eine Fibrose der Cochlea vortäuschen. Die Cochlea zeichnet sich auf MIPs mit allen Windungen deutlich ab.

Von mehreren Studien wird belegt, dass MIPs sehr gute Darstellbarkeit der 2,5 Windungen der Cochlea, aber keine Details von ihr, wie Modiolus oder Lamina spiralis ergeben können. Auch die Darstellung von

Nervenbündeln in IAC und sowie aquaeductus vestibularis et cochleae gelingt bei MIP nicht. Krombach et al [45, 48, 51], Hans et al. [29], Casselman et al. [8,11].

Diese Bearbeitungstechnik von 3D-Sequenzen ist wichtig und wird bei Patienten, die einer Cochlea Implantation unterzogen werden, angewendet.

Ein anderer Vorteil ist, dass man in einem einzigen Bild sehr schnell Information über komplexe Malformationen und Pathomorphologie des Innenohres bekommen kann.

Die 3D-Volumenrekonstruktionen liefern wie der MIP wichtige drei Dimensionale Informationen und sind bei der Darstellung des Vestibulums und der Bogengänge der MIP überlegen [45, 48].

Zusammenfassend können sowohl MIP als auch 3D-Rekonstruktionen keine Information über die filigranen anatomischen Strukturen des Innenohres liefern, sind aber hilfreich, um räumliche anatomische und pathologische Strukturen schnell zu verstehen und darzustellen. Ausserdem können auch einige Artefakte, die bei den üblichen Sequenzen vorkommen, demaskiert werden.

6.4. Klinische Manifestationen und Fragestellungen und die bildgebende Diagnostik

Anlass für die Durchführung der zwei verschiedenen hochauflösenden Sequenzen, True- FISP und TSE sowie CT in unserer Studie waren folgende klinische Beschwerden und Fragestellungen: Surditas, Vertigo, M. Menière, Ohrgeräusche, Hörsturz, Cochlea-Implantation, neurovaskuläres Kompressionssyndrom, Otitis, Felsenbeinfraktur, Saccotomie und V.a Acusticusneurinom.

Durch die oben genannte bildgebende Diagnostik konnten von insgesamt 58 Patienten nur bei 28 Patienten pathologische Veränderungen festgestellt werden. Acusticusneurinom wurde bei zwei Patienten festgestellt, war aber nur in einem Fall in der TSE darstellbar. In vier Fällen wurde ein knöcherner Defekt in Form von Dehiszenz des anterioren Bogenganges, in sieben Fällen wurde Dehiszenz der anterioren Schenkel des anterioren Bogenganges und in zwei Fällen wurde partielle Obliteration des anterioren Bogenganges mittels True-FISP dargestellt. In einem anderen Fall wurde auch nur in der True-Fisp eine Fibrose im Vestibulum festgestellt.

Genauso auch in TSE-Sequenzen gab es Fälle, wo nur dort pathologische Veränderungen festgestellt wurden, z. B. in einem Fall Dehiszenz des posterioren Bogenganges und in einem Fall Obliteration des anterioren Bogenganges. Ansonsten war die Erkennbarkeit der pathologischen Veränderung für beide Sequenzen gleich gut.

Wir konnten folgende pathologische Merkmale feststellen: • Dehiszenz von anterioren Bogengängen und deren Schenkeln, • Dehiszenz von posterioren Bogengängen, • Obliteration und partielle Obliteration von BG, • Meningeom, • Acusticusneurinom, • erweiterter Aquaeductus vestibulum, • beidseitige Fibrose der Cochlea, • Fibrose im Vestibulum, Flüssigkeit im Mastoid sowie • Fistel des posterioren Bogenganges.

Mittels CT-Untersuchung wurden folgende knöchernen pathologischen Veränderungen festgestellt: • Felsenbeinfraktur, • Mittelohrknochen Dislokation, • erweiterter innerer Gehörgang, • Verschattung der Mastoidzellen sowie • nicht gut abgrenzbare Cochleawand.

Die häufigste Pathologie war Dehiszenz der posterioren Schenkel des anterioren Bogenganges mit 20,9%, gefolgt von Dehiszenz des posterioren Bogenganges, 18,6%, und Dehiszenz des anterioren Schenkels des anterioren Bogenganges. Diese Ergebnisse bestätigen

das Korrelat zwischen der am häufigsten angegebenen Symptomatik, nämlich Vertigo, 34,5%, und Dehiszenz - Syndrom der Bogengänge.

Auch Westerhof et al. [100], Kösling et al. [41] und Krombach et al. [45] haben in ihren Arbeiten die Malformationen der Bogengänge am häufigsten festgestellt.

Casselman et al. [7, 10] stellen die Anomalie des lateralen Bogenganges als eine der häufigsten vorkommenden Malformationen des Innenohres dar. Embryologisch entwickeln sich der laterale Bogengang zuletzt und der anteriore Bogengang als erster. Die endgültige Entwicklung der Bogengänge wird zwischen 19. – 22. SSW erreicht. Zwischen 6. – 8. SSW zusammen mit anderen Strukturen des Innenohres fängt die embryologische Entwicklung der Bogengänge an. Die Cochlea beendet ihre Entwicklung erst in der 8. SSW, das erklärt, warum mehrere Gruppen über isolierte Anomalien des lateralen Bogenganges bei einer normalen Cochlea berichtet haben.

Wir konnten in unserer Studie keine Anomalie des lateralen Bogenganges feststellen. Andere Studien konnten dies auch beweisen: z. B. Krombach et al [44, 50], Kösling et al. [41]. Möglicherweise konnte sich auf stark T2- gewichteten Bildern die Dehiszenz des lateralen Bogenganges nicht abzeichnen, weil Knochen und Luft ein sehr niedriges Signal geben und kein Kontrast zwischen dem luftgefüllten Mittelohr und dem Knochen besteht [50]. Trotzdem haben wir in unserer Studie die Beurteilung der Sichtbarkeit des lateralen Bogenganges bei beiden Sequenzen in über 90% der Fälle als sehr gut bezeichnet.

T2-Gradienten-Echo-Sequenz oder T2-gewichtete schnelle Spin-Echo-Sequenzen sind obligatorische Untersuchungen, um Malformationen des Innenohres auszuschliessen [10,16]. Sie zeigen am besten die Bogengänge. Dies erklärt sich durch den hohen Kontrast zwischen dem flüssigkeitsgefüllten Gang und dem umgebenden Knochen mit seinem

niedrigen Signal und durch die sehr dünnen aneinander angrenzenden Schichten und die hohe räumliche Auflösung.

MRT ist die Methode der Wahl für die Untersuchung der Pathologie bei Patienten mit sensorineuralem Hörverlust (SNHL) und/oder Schwindel. Besonders nach der Kindheit oder wenn ein asymmetrischer SNHL auftritt, werden die Patienten zur MRT überwiesen, um ein Akustikusneurinom auszuschließen. Vor einigen Jahren wurden T1-gewichtete Spin-Echo-Sequenzen mit und ohne KM-Gabe dafür verwendet und empfohlen [9, 17]. Die Beliebtheit des Verfahrens resultierte anfänglich aus der vorzüglichen Sensitivität kontrastverstärkter T1-gewichteter MRT-Bilder beim Nachweis von Akustikusneurinom [8]. Heutzutage ist dieses Verfahren durch die exzellente T2 gewichtete GE und SE gewonnene Bilder überholt.

Weiterhin ermöglicht die Verwendung von T2-gewichteten Aufnahmen die Diagnose und die präoperative Einschätzung von Patienten mit angeborener oder erworbener Vestibulocochlearerkrankung. Dies ist besonders relevant für die Planung von Cochleaimplantaten, bei der eine detaillierte präoperative Beurteilung der Cochleamorphologie wichtig ist. Der Erfolg einer Implantation hängt von einem durchgängigen Cochleaflüssigkeitskanal zur Einsetzung der Elektroden ab.

Eine Obstruktion ist besonders häufig Folge einer Meningitis oder Labyrinthitis. Der Verschluss kann auf eine Fibrose oder die Bildung eines ektopischen Knochens zurückgehen. Da die notwendigen flüssigkeitsgefüllten Gänge nicht frei sind, ist die Einsetzung des Implantats unmöglich.

Cochleaaufnahmen mit Spiral-CT liefern Bilder mit extrem hoher räumlicher Auflösung, die aber fibrotische Verschlüsse nicht zeigen. Die Verwendung von MRT-Bildern kann die Spezifität erhöhen, mit der solche fibrotischen Verschlüsse nachgewiesen werden.

Die Spiral-CT bleibt unersetzbar zur Beurteilung von Fehlfunktionen des Innenohres und hat den Vorteil, dass sie gleichzeitig das Mittelohr zeigt. Differenzierung zwischen angeborener Aplasie und Labyrinthitis ossificans und zwischen der fibrösen und verkalkten Obliteration ist möglich mit einer kombinierten MRT und CT-Untersuchung.

Sowohl die angeborenen als auch die erworbenen Erkrankungen des Innenohres gehen nicht immer mit einer erfassbaren Veränderung des Innenohres mittels der radiologischen Verfahren einher. So haben z. B. nur etwa 15% – 20% der Patienten mit angeborenem sensorineuralem Hörverlust auffällige konfigurationsale Anomalien [39, 41, 59].

Wie bei vielen anderen Studien konnten wir auch feststellen, dass die klinischen Beschwerden nicht unbedingt mit einer Veränderung des Innenohrs einhergehen [68]. Insgesamt 43,8% der Patienten zeigten radiologische Veränderungen.

6.5. Das Vorkommen von Artefakten in der MRT

Der komplizierte Prozess der Signalerzeugung und Bildberechnung kann durch eine Vielzahl von Faktoren gestört werden, was sich in Form von Artefakten im MRT-Bild niederschlagen kann. Um Fehlinterpretationen zu vermeiden, müssen die Ursachen und die Vermeidungsmöglichkeiten der Artefakte bekannt sein, noch wichtiger ist die Erkennung der Artefakte als solche.

Typische Artefakte sind:

1. Bewegungsbedingte Artefakte. Sie verlieren ihre Bedeutung mit der Reduktion der Scannerzeit und Anwendung von Beruhigungsmedikamenten.
2. Fluss -oder Pulsationsartefakte der grossen Blutgefässe

3. Grenzflächenartefakte an fett- und wasserhaltigen Grenzstrukturen (chemical-shift –Artefakte)

4. Artefakte durch lokale Magnetfeldinhomogenitäten, die so genannten Suszeptibilitätsartefakte.

Die Suszeptibilitätsartefakte gehören zu den wichtigsten Artefakten, die bei MRT Untersuchung des Innenohres entstehen können. Sie können nicht gänzlich vermieden werden, denn magnetische Suszeptibilität ist ein inhärenter Gewebeparameter. In der Vergangenheit spielten MRT Aufnahmen des Innenohres wegen dieses Problems, dem Signalverlust durch lokale Feldinhomogenitäten, eine begrenzte Rolle.

Diese Artefakte treten sowohl bei schnellen Spin -Echo- als auch bei Gradienten-Echo-Sequenzen auf, aber nicht alle Sequenztypen sind gleichermassen für solche Artefakte anfällig, sondern diese sind bei Gradienten-Echo-Sequenzen deutlich ausgeprägter als bei Spin-Echo-Sequenzen [36].

Die Suszeptibilitätsartefakte hängen von mehreren Parametern ab, u. a.:

- Magnetfeldstärke (Suszeptibilitätsartefakte steigen mit höher Feldstärke an),
- Auslese der Bandbreite (mehr Artefakte bei niedrigerer Bandbreite),
- schichtselektive Gradientenfelder (dieser Effekt ist wichtiger beim 2D MRT als beim 3D MRT) und
- Dephasing-Effekte (besonders im Fall von GE-Sequenzen) [31].

Einige Effekte sind ausgeprägter im Fall von 3D-Sequenzen-GE-Sequenzen, z. B. Gebiete mit fehlendem Signal im Fall von kleiner Bandbreite und Dephasing-Effekte. Einige sind ausgeprägter im Fall von Schnelle-Spin-Echo-Sequenzen, z. B. Regionen hoher Signalintensität bei kleinen Bandbreiten [31].

Die Verwendung von Gradienten-Echo-Techniken zur Darstellung des Innenohres in Submillimeter Auflösung wiegen nicht die Komplikationen auf, die durch Signalverlust im Zusammenhang mit magnetischer

Suszeptibilität aufgrund der vielen Flüssigkeit- Knochen- Berührungsflächen innerhalb des Felsenbeins entstehen. Diese Artefakte begrenzen die räumliche Auflösung und senken die erreichbare Signal/Rauschen-Ratio. Sie sind besonders ausgeprägt in der Region des inneren Gehörganges, wo kleine Weichgewebestrukturen mit Knochen, Luft und Flüssigkeit in Kontakt sind.

Diese Artefakte können zu einem gewissen Grade reduziert werden durch Modifikation der Gradienten-Echo-Sequenz (3D Fourier transformation constructive interference in steady state [FT-CISS]). Es wurde gezeigt, dass dies qualitativ hochwertige Bilder von Innenohrerkrankungen liefert [29, 11, 31].

Bei der Spin-Echo-Sequenzen durch die Verwendung der mehrfachen enggesetzten 180° refokussierenden Impulse werden die magnetische Suszeptibilitätseffekte vermindert und so die Suszeptibilitätsartefakte reduziert, was zur Aufrechterhaltung des wirklichen T2-Kontrasts führt, anstatt des T2*-Kontrasts, der für Gradienten-Echo-Methoden charakteristisch ist.

Die TSE Sequenzen haben mehrere Vorteile, u. a. effiziente 3D-Aufnahmen, reduzierte Suszeptibilitätsartefakte an der Grenzfläche Felsenbein/Innenohrflüssigkeit (Perilymphe und Endolympe), schwere T2-Gewichtung, die den Kontrast zwischen Innenohrflüssigkeit und benachbartem Knochen maximiert.

Einige Autoren laut Held et al. [31] ziehen sogar 3D Turbo Spin Echo (TSE)-Sequenzen den 3D-Gradientenecho (GE)-Sequenzen wegen der Artefakte durch magnetische Suszeptibilität im Falle der 3D GE-Sequenzen vor. Für Spin-Echo oder Turbo-Spin-Echo-Sequenzen spielen allerdings in erster Linie die Bewegungsartefakte eine wichtige Rolle und können die Beurteilung von Bildern manchmal stark beeinträchtigen.

Wir haben in unserer Studie auch feststellen können, dass die Artefakte nur bei True.FISP bei 24,2% (14 Patienten) vorkamen. Es waren der

anteriore Bogengang sowie der anteriore und posteriore Schenkel des anterioren Bogengangs betroffen. Bei dem Auftreten von Feldinhomogenitätsartefakten sollte unserer Meinung nach die Untersuchung durch die TSE oder eine entsprechende Sequenz ergänzt werden.

6.6. Signalintensitätsunterschied bei Sequenzwahl

Die True-Fisp Sequenz wies ein höheres Spektrum an Signalintensitätsunterschieden zwischen soliden Strukturen im Vergleich zu TSE auf.

Z. B. in der TSE war die Signalintensität (SI) für Knochen 86 und für Gehirn 85; in der True-FISP hatten Knochen eine SI von 48 und Gehirn von 112. Die berechneten Signalintensitäten von Fett, Vestibulum, Liquor, Knochen, Gehirn und Luft ergaben nur bei Fettgewebe keinen signifikanten Unterschied zwischen den Sequenzen. Praktisch spricht das für unterschiedliche Graustufen, Kontrastierungen und Detektionsmöglichkeiten der pathologischen Veränderungen.

Bezüglich SNR erwies die SE – Sequenz (T2-TSE) höhere Werte und signifikante Unterschiede für Felsenbeinknochen, Vestibulum, Liquor, Luft und Fettgewebe im Vergleich zu GE – Sequenz (True- FISP).

Bezogen auf technische Parameter führt die Verwendung von kleineren Pixeln zu einer Abnahme der Signal-zu-Rauschen Ratio (Die Signal zu Rauschen Ratio vermindert sich mit der Quadratwurzel der steigenden Anzahl der Pixel) [19]. Bei True-Fisp wurde eine Matrix von 512 x 512 verwendet und bei TSE Sequenzen 128 x 256. Auch FOV und Schichtdicke bei True- Fisp Sequenz war grösser als bei T2- TSE Sequenz, so dass mehr Signal und höhere SNR zu erwarten ist. Zu Gunsten einer höheren SNR für die T2-TSE Sequenzen spricht technisch die Anzahl der Messdurchgänge (NSA 4 bei T2 TSE und bei True FISP 2).

Erwähnenswert sind die signifikanten Kontrastunterschiede zwischen: Knochen/Gehirn, Gehirn/Liquor, Gehirn/Vestibulum, was auch den optischen Eindruck und die Signalintensitätsunterschiede bestätigte.

7. Zusammenfassung

Die Anwendbarkeit der bildgebenden Verfahren zur Darstellung des Innenohres ist umfassend. Alle Altersgruppen bieten hinreichend Anlass, genaue Diagnostik durchzuführen. Kinder aufgrund möglicher angeborener Innenohrmissbildungen mit der Konsequenz psychosozialer Einschränkung: junge bis mittelalte Erwachsene und alte Menschen mit Hörsturz, Schwindelanfällen, Ohrgeräuschen, tumorösen und traumatischen Veränderungen des Innenohres verlangen auch eine sehr gute und präzise Diagnostik.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die HRCT und die MRT keine konkurrierenden, sondern komplementäre, sich ergänzende Methoden zur Diagnostik des Innenohres sind. Entscheidend für die diagnostische Sicherheit ist die Verwendung dünner Schichten (max. 1 mm im CT bzw. Submillimeterbereich im MRT) und hochauflösender Algorithmen.

Die MRT Gradienten-Echo Technik und die Spin-Echo Technik sind geeignete Untersuchungen für die Schläfenbeinregion.

Wir haben zwei Sequenzen, True-FISP und die stark T2 gewichtete Turbo Spin-Echo Sequenz, bezüglich der Darstellung anatomischer Strukturen und pathologischer Veränderungen des Innenohrs verglichen.

Kleine Strukturen wie Modiolus, Lamina spiralis, Rami sup. et inf. N. vestibularis und Ramus cochlearis wurden mittels der True-FISP signifikant besser ($p < 0,001$) dargestellt als mittels der TSE, während größere Strukturen wie Cochlea, Vestibulum und Bogengänge mit beiden Sequenzen gleich gut erkennbar waren. Die True-FISP wies ein höheres Spektrum an Signalintensitätsunterschieden zwischen den soliden Strukturen auf. Hierdurch konnten pathologische Veränderungen wie Akustikusneurinome und Defekte der Bogengänge mittels True-FISP Sequenz besser dargestellt werden. Die Auslöschungsartefakte in den Bogengängen waren jedoch auf den True-FISP Aufnahmen sichtbar, sie lagen auf den TSE Aufnahmen nicht vor. Die True-FISP ist zur

hochauflösenden Untersuchungen des Felsenbeins geeignet, bei dem Auftreten von Feldinhomogenitätsartefakten sollte die Untersuchung durch die TSE oder eine entsprechende Sequenz ergänzt werden.

Die Einführung von neueren CT- und MRT-Untersuchungsmethoden haben enorme Fortschritte gebracht, sowohl für die detaillierte anatomische Darstellung des Innenohres als auch für die therapeutische Planung. Die obengenannten bildgebenden Verfahren dienen als unverzichtbare Ergänzung spezieller HNO-Untersuchungen. Dazu ist die Koordination interdisziplinärer Zusammenarbeit zwischen primär diagnostizierenden und therapeutischen Fachdisziplinen, Radiologen und Chirurgen, erforderlich.

Darüber hinaus bleiben trotz Evaluation aller Befunde Leidensbilder übrig, die kein objektivierbares Substrat besitzen, und demnach zu den Bildern der somatoformen Störungen gerechnet werden können. Nur 48,3% unserer Patientengruppe hatten einen auffälligen Befund, der Rest war ohne pathologischen Befund.

Die Optimierung der Diagnostik bringt in jedem Fall eine Verbesserung der therapeutischen Möglichkeiten mit sich und trägt in dieser Weise zum Fortschritt der Medizin bei.

8. Literaturverzeichnis

1. Arnold B., Jäger L., Grevers G.: Visualization of the Inner Ear Structures by Three-Dimensional High-Resolution Magnetic Resonance Imaging. The American Journal of Otology. (1996) 17:480-485

2. Aschoff A. J., Wendt M. , Merkle E. M., Shankaranarayanan A. , Chung Y. C., Duerk J. L., Lewin J. S.: Vergleich der Suszeptibilitäts-artefakte unterschiedlicher Radiofrequenzelektroden bei 0,2 T. Einfluss von Elektrodenlegierung, Pulsfrequenz und Bildrekonstruktionsmethode. RöFo. (2001) 173: 257-262

3. Bhadelia R. A., Tedesco K. L., Hwang S., Erbay S. H., Lee P. H., Shao W., heilman C.: Increased cochlear fluid-attenuated inversion recovery signal in patients with vestibular schwannoma. AJNR. (2008)29:720-3

4. Blejke B., Counter S. A., Klason T., Chen Z., Borg E.: Magnetic Resonance of the Cochlea, Spiral Ganglia and Eighth Nerve of the Guinea Pig. Proc. Intl. Magn. Reson. Med . (1999) 7 978

5. Brogan M., Chakeres D. W.: Computed tomography and magnetic resonance imaging of the normal anatomy of the temporal bone. Semi Ultrasound Ct MR.(1989) 10:178-194

6. Bucheler E., Lachne K. J., Theller M.: Einführung in die Radiologie Diagnostik und Interventionen (2006) Thieme

7. Casselman J. W. , Kuhnweide R. , Ampe W. , D'Hont G. , Offeciers E. F. , Faes W. k. , Pattyn G. : Inner ear malformations in patients with sensorineural hearing loss: detection with gradient- echo (3 DFT-Ciss) MRI. Neuroradiology.(1996)38:278-286

8. Casselman J. W., Kuhweide R., Ampe W., Meeus L., Steyaert L.: Pathology of the Membranous Labyrinth: Comparison of T1- and T2-

Weighted and Gadolinium-Enhanced Spin-Echo and 3DFT-CISS Imaging. AJNR. (1992) 14: 59-69

9. Casselmann J. W. , Bensimon J-L.: Bildgebung des Innenohrs. Der Radiologe. (1997) 37: 954-963

10. Casselmann J. W. , Offeciers E. F. , De Foer B. , Govaerts P. , Kuhweide R. , Somers th.: CT and MR imaging of congenital abnormalities of the inner ear and internal auditory canal. European Journal of Radiology. (2001) 40: 94-104

11. Casselmann J. W., Kuhweide R., Deimling M., Ampe W., Dehaene I., Meeus L.: Constructive Interference in Steady State-3DFT MR Imaging of the Inner Ear and Cerebellopontine Angle. AJNR. (1993) 14: 47-57

12. Chung H-W. , Chen Ch-Y. , Zimmermann R. A. , Lee K-W. , Lee Ch-Ch, Chin Sh-Ch.: T2-Weighted fast MR Imaging with True FISP Versus HASTE. AJR. (2000) 175: 1375-1380

13. Chung Y-C. , Merkle E.M., Lewin J. S., Shonk J. R. , Duerk J. L.: Fast T2 Weighted Imaging by FISP at 0,2 T for Interventional MRI. Magnetic Resonance in Medicine. (1999) 42:335-344

14. Cordosa J.D: MRT- Basiskurs (1999)

15. Czerny C. , Franz P., Imhof H.: Computertomographie und Magnetresonanztomographie des normalen Schläfenbeines. Der Radiologe. (2003) 43 200-206

16. Czerny C., Gstöttner W., Imhof H.: Computertomographie und Magnetresonanztomographie kongenitaler Veränderungen des äußeren Ohrs, Mittel- und Innenohrs sowie des inneren Gehörgangs. Radiologe. (2003) 43:227-233

-
17. Czerny C., Tratting S., Baumgartner W. D., Gstöttner W. , Imhof H.:MRT der Innenohr- und Kleinhirnbrückenwinkelregion mit einer 3D T2-gewichteten Turbo-Spin-Echo-Sequenz. RöFo. (1997) 167.4:377-383
 18. Czerny C., Rand Th., Gstoettner W. , woelfl G. , Imhoff H. , Tratting S.: MR Imaging of the Inner Ear and Cerebellopontine Angle: Comparison of the Three- Dimensional and Two-Dimensional Sequences. AJR. (1998) 170:791-796
 19. Dagia C., Ditchfield M.: 3T MRI in pediatrics: Challenges and clinical applications. Eur J radiol. (2008)14-21
 20. Dahlen R. T., Hansberger H. R., Gray S. D., Shelton C., Allen R., Parkin J. L., Scalzo D.: Overlapping Thin-Section Fast Spin- Echo MR of the Large Vestibular Aqueduct Syndrome. AJNR. (1997) 18: 67-75
 21. Daniels D. L., Swartz J. D., Harnsberger H. R, Shaffer K. A. Hearing, I: The Cochlea AJNR. (1996) 17:1237-1241
 22. Davidson H. Ch., Hansberger H. R., Lemmerling M. M., Mancuso A. A., White D. K., Tong K.A., Dahlen R. T., Shelton C.: MR Evalution of Vestibulocochlear Anomalies Associated with Large Endolymphatic Duct and Sac. AJRN. (1999) 20: 1435-1441
 23. Deimling M., Heid O.: True FISP with Inherent Fat Cancelation. Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. (2000) 8:1500-1505
 24. Duerk J. L., Lewin J. S., Wendt M., Petersilge C.: Remember true FISP? A high SNR, near 1-second imaging method for T2-like contrast in interventional MRI at 2.T. J Magn Reson Imaging. (1998) 8 (1) 203-8
 25. Grampp S., Czerny C., Henk C-B., Gstöttner W., Imhof H.: CT und MRT erworbener Veränderungen des Innenohrs und Kleinhirnbrückenwinkels. Der Radiologe. (2003) 43:213-218

26. Guirado C. R., Martinez P., Roig R., Miroso F., Salmeron J., Florensa F., Roger M., Barragan Y.: Three-dimensional MR of the Inner Ear with Stady-State Free Precession. *AJRN.* (1995) 16:1909-1913
27. Gulani V., Schmitz P., Griswold M. A., Web A: G., Jakob P. M.: Towards a Single- Sequenz Neurologic Magnetic Resonance Imaging Examination: Multiple- Contrast Images from an IR true FISP Experiment. *Investigative Radiology.* (2004) 39:767-774
28. Haacke E. M., Tkach J. A.: Fast MR Imaging: Techniques and Clinical Applications. *AJR.* (1990) 155:951-964
29. Hans P., Grant A. J., Laitt R. D., Ramsden R. T., Kassner A., Jackson A.: Comparison of Three- Dimensional Visualization Techniques for Depicting the Scala Vestibuli and Scala Tympani of the Cochlea by Using High- Resolution MR Imaging. *AJNR.*(1999) 20:1197-1206
30. Harnsberger H. R., Dahlen R. T., Shelton C., Gray S. D., Parkin J. L.: Advanced techniques in magnetic resonance imaging in the evaluation of the large endolymphatic duct and sac syndrome. *Laryngoscope* (1995) 105 (10): 1037-42
31. Held P., Fellner C., Fellner F., Seitz J., Strutz J.: MRI of inner ear anatomy using 3 D MP-RAGE and 3 D CISS sequences. *The British Journal of Radiology.* (1997) 70: 465-472
32. Herborn Ch. U., Vogt F., Lauenstein Th. C., Goyen M., Debatin J. F., Ruehm S. G.: MRI of the Liver: Can True FISP replace HASTE? *Journal of Magnetic Resonance Imaging.* (2003)17:190-196
33. Imhof H., Henk C. B., Dirisamer A., Czerny C., Gstöttner W.: CT und MRT tumoröser Veränderungen des Schläfenbeins. *Der Radiologe.* (2003) 43:219-226

-
34. Jackler R., K., Luxford W., M., House W., F.: Congenital malformations of the inner ear: a classification based on embryogenesis. *Laryngoscope*. (1987) 97: 2-14
35. Jones K. M., Schwartz R. B., Mantello M. T., Ahn S. S., Khorasani R., Mukherji S., Oshio K., Mulkern R. V.: Fast Spin- Echo MR in the Detection of Vertebral Metastases: Comparison of Three sequences. *AJNR*. (1993) 15: 401-407
36. Kauffmann G. W., Moser E., Sauer R.: *Radiologie* (2006) Urban & Fischer
37. Klein H. M., Bohndorf K., Hermes H., Schütz W. F., Günther R. W., Schlöndorff G.: Computed tomography and magnetic resonance imaging in the preoperative work-up for the cochlear implantation. (1992) *European Journal of Radiology* 15:89-92
38. Klingebiel R., Freigang B., Bauknecht H-C., Thieme N., Rogalla P., Werbs M., Kaschke O., Lehmann R.: Virtuelle Darstellungstechniken in der otologischen Bildgebung. *Laryngo-Rhino-Otol*. (2001) 80:555-562
39. Klingebiel R., Thieme N., Kivelitz D., Enzweiler C., Werbs M., Lehmann R.: Three-dimensional imaging of the inner ear by volume-rendered reconstructions of magnetic resonance data. *Arch Otolaryngology Head Neck Surg*. (2002). 128 (5): 549-53
40. Koesling S., Krüger M., Dietrich J., Wolf H. D., trommer G.: CISS Imaging of the Temporal Bone: Normal Anatomy and Pathological Findings. *Radiology*. (1998) 209:424
41. Kösling S., Schneider-Möbius Ch., König E., Meister E. F.: Computertomographie bei Kindern und Jugendlichen mit Verdacht auf eine Felsenbeinmißbildung. *Der Radiologe*. (1997) 37:971-976

42. Kösling S., Jüttemann S., Amaya B., Rasinski Ch., Bloching M., König E.: Stellenwert der MRT bei Verdacht auf Innenohrmissbildung. *Forsch Röntgenstr.* (2003) 174: 1639-1846

43. Krestan C., Czerny C., Gstöttner W., Franz P.: CT und MRT des erworbenen Cholesteatoms: Prä- und postoperative Bildgebung. *der Radiologe.* (2003) 43: 207-212

44. Krombach G. A., DiMartino E., Schmitz-Rode T., Prescher A., Haage P., Kinzel S., Günther R. W.: Posterior semicircular canal dehiscence a morphologic cause of vertigo similar to superior semicircular canal dehiscence. *Eur Radiol.* (2003) 13:1444-1450

45. Krombach G. A., Martiny S., DiMartino E., Westhofen M., Stanzel S., Haage P., Prescher A., Buecker A., Günther R. W.: T2- weighted Turbo Spin- Echo Images, Maximum-Intensity Projections, and Three-Dimensional Volume-Redering for Delineation of Pathologies and Anatomic Details of the Inner Ear. *Investigative Radiology.* (2004) 39: 756-766

46. Krombach G. A., Schmitz-Rode T., Tacke J., Duwel P., DiMartino E., Engelke J. C., Günther R. W., Westhofen M.: Magnetic resonance tomography of the inner ear of patients with sensorineural hearing loss or vertigo. *Laryngorhinootologie.* (2001) 80 (4): 177-81

47. Krombach G., Grunwald I., Mueller M., Reith W.: MRT des Felsenbeins zur Darstellung des Dehizens des oberen oder hinteren Bogengangs: Vergleich mit der CT. *Fortschr Röntgenstr.* (2004) 176

48. Krombach G., Martiny S., DiMartino E., Stenzel M., Haage P., Bückner A., Günther R. W.: MRT des Innenohrs: axiale T2-gewichtete Turbo Spin- Echo Aufnahmen, Maximumintensitätsprojektionen und 3-D Rekonstruktionen zur Darstellung anatomischer Details und pathologischer Veränderungen. *Fortschr Röntgenstr.* (2004) 176

-
49. Krombach G. A., Pani L., DiMartino E., Günther R. W., Bucker A.: Mrt des Felsenbeins mittels True-FISP. Fortschr Röntgenstr (2004) 176
 50. Krombach G. A., Schmitz-Rode T., Haage P., DiMartino E., Prescher A., Kinzel S., Günther R. W.: Semicircular canal dehiscence: Comparasion of T2-weighted turbo spin-echo MRI and CT. Neuroradiology. (2004) 46: 326-331
 51. Krombach G.A., Schmitz-Rode Th., Tacke J. , Glowinski A. , Nolte-Enrsting C. Günther R. W.: Comparison of Axial T2-Weighted, Three-Dimensional Turbo Spin-Echo Images, Maximum - Intensity Projections, and Volume rendering. Invetigative Radiology. (2000) 35: 337-342
 52. Kurucay. S., Tan S. G., Tanenbaum L. N.: High Resolution Inner Ear Imaging with a Fast Recovery 3D fast spin Echo Sequence (FR-3DFSE). Proc. Intl. Magn. Reson. Med. (1999) 7: 976-981
 53. Lane J: I., Ward H., Witte R. J., Bernstein M. A., Driscoll C. L. W.: 3-T Imaging of the Cochlear Nerve and Labyrinth in Cochlear-Implantat Candidates: 3D Fast Recovery Fast Spin- Echo versus 3D Constructive Interference in the Stady state Techniques. AJNR. (2004) 25: 618-622
 54. Lo W., M., Daniels D. L., Chakeres D. W., Linthicum F. H., Ulmer J. L., Leighton P. M., Swart J. D.: The Endolymphatic duct and Sac. AJNR. (1997) 18: 881-887
 55. Mack M. G., Balzer J. O., Straub R., Engelmann K., Eichler K., Vogl T. J.: Wertigkeit der schnellen und hochauflösenden, stark T2-gewichteten MRT des Innenohres. RoeFo. (2000) VO541
 56. Mack M. G., Dahm M. C., Balzer J. O., Söllner O., Diebold T., Hammerstingl R., Straub R., Engelmann K., Vogl Th. J.: High resolution heavily T2-weighted MR Imaging of the inner ear. Proc. Intl. Magn. Reson. Med. (1999) 7: 977-982

57. Mafee M. F.: Congenital sensorineural hearing loss and enlarged endolymphatic sac and duct role of magnetic resonance imaging and computed tomography. *Top Magn Reson Imaging*. (2000) 11(1): 10-24

58. Marden F. A., Wippold F. J., Perry A.: Fast Magnetic Resonance Imaging in Stady-State Precession (True-FISP) in the prenatal Diagnostic of Congenital Brain Teratoma. *Journal of Computer Assisted Tomography*. (2003) 27(3): 427-430

59. Mehlem E. R., Shkir H., Bakthavachalam S., MacDonald C. B., Gira J., Caruthers Sh. D., Jara H.: Inner Ear Volumetric Measurements Using High- resolution 3D T2-Weighted Fast Spin-Echo MR Imaging: Initial Experience in Healthy Subjects.(1998) *AJNR* 19: 1819-1822

60. Mettler F. A.: *Klinische Radiologie Basiswissen für alle Fachgebiete* (2006) Urban & Fischer

61. Miyashita H., Isono M., Nakayama K., Tanaka H., Ishikawa M.: Three-dimensional magnetic resonance imaging findings of inner ear anomaly. *Acta Otolaryngol*. (2000). 542: 67-70

62. Naganawa Sh., Ito T., Fukatzu H., Ishigaki T., Ichinose N., Kassai Y., Miyazaki M.: MR Imaging of the Inner Ear : Comparison of the Three-dimensional Fast spin-Echo Sequence with Use of a Dedicated Quadrature- Surface Coil with Gadolinium- enhanced Spoiled Gradient-recalled Sequence.*Radiology*. (1998) 17:697-685

63. Naganawa Sh., Koshikawa T., Fukatsu H., Ishiga T., Aoki I., Nimomiya A.: Fast Recovery 3D Fast Spin- Echo MR Imaging of the Inner Ear at 3 T. *AJNR*.(2002) 23: 299-302

64. Nagawa S., Fukatsu H., Ishigaki T.et al. High speed and high resolution MR imaging of the inner ear using ultra-long train length 3D

fast spin echo and half Fourier imaging. Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine. (1996) vol 1 New York 631

65. Nagawa s., Ito t., Iwayama E., Fukatsu H., Ishigaki T., Nakashima T., Ichinose N.: MR imaging of the cochlear modiolus area measurement in healthy subjects and in patients with a large endolymphatic duct and sac syndrome. Eur radiol. (2002) 12: Suppl 3 : 114-117

66. Nitz W. R.: Fast und ultrafast non-echo-planar MR imaging techniques. Eur Radiol. (2002) 12: 2866-2882

67. Novelline R. A.: Squire's Radiologie (2001) Schattauer

68. Nowe V., Van de Heyning P., Parizel P. M.: MRI in patients with otovestibular complaints of unknown origin. B-Ent. (2007) 3 Suppl 7: 27-35

69. Oehler M. C., Schmalbrock P., Chakeres D., Kurucay S.: Magnetic susceptibility Artefacts on High-Resolution MR of The Temporal Bone. AJNR. (1995) 16: 1135-1143 (55)

70. Oehler M. C., Schmalbrock P., Chakerer D., Kurucay S.: Magnetic sceptibility artefacts on high-resolution MR of the temporal bone. AJNR. (1995) 16: 1135-43

71. Oehler M.C., Chakeres D., Schmalbrock P.: Reformatted Planar "Christmas Tree" MR Appearance of the Endolymphatic Sac. AJNR (1995) 16: 1525-1528

72. Oestermann J. W.: Radiologie Einfallorientiertes Lehrbuch (2002) Thieme

73. Offian C. E., Ramsden R.T., Gillepsie J. E.: Imaginig appearances of unusual conditions of the middle and inner ear. BR J Radiol. (2008) 81: 504-514

-
74. Oppelt A., Graumann R., Barfuß H., Hartl W., Shajor W.: FISP: Eine schnelle Puls-Sequenz für die Kernspintomographie. Elektromedica. (1986) 54 Heft 1: 15-18
75. Petsch R., Helmberger T., Scheidler J., Reiser M.: Neue Techniken und Pulssequenzen bei der MRT der Leber. Radiologe. (1999) 39: 662-670
76. Pui MH., Foc E. C.: MR imaging of the brain: comparison of gradient-echo and spin-echo pulse sequences. Am J Roentgenol. (1995) 165(4): 959-962
77. Reiser M., Kuhn F. P., Debus J.: Radiologie Duale Reihe MLP (2004) Thieme
78. Schäfer J. F., Vollmar J., Schick F., Seemann M. D., Mehnert F., Vontheim R., Aebert H., Claussen C. D.: Bildgebende Diagnostik solitärer Lungenrundherde am offenen Niederfeld- MRT. Fortschr Röntgenstr. (2002) 174: 1107-1114
79. Scheffler K., Hennig J.: Is TrueFISP a gradient-echo or a spin-echo sequence? Magnetic Resonance in Medicine. (2003) 49 (2): 395-7
80. Schmalbrock P., Dailiana Th., Chakeres D., Oehler M. C., Welling D. B., Williams Ph. M., Roth L.: Submillimeter-Resolution MR of the Endolymphatic Sac in Healthy Subjects and Patients with Menière Disease. AJNR. (1996) 17: 1707-1716
81. Schmalbrock.P.: Comparison of Three-Dimensional Fast Spin Echo and Gradient Echo Sequences for high-Resolution Temporal Bone Imaging. Journal of Magnetic Resonance Imaging. (2000) 12: 814 -825
82. Schmitz B., Hagen T., Reith W.: Three-dimensional true FISP for high-resolution imaging of the whole brain. Eur Radiol.(2003) 13: 1577-1582

83. Schreiber W.G., Schmitt M., Kalden P., Horstick G., Gumbrich T., Petersen S., Mohrs O., Kreitner K-F., Voigtländer T., Thelen M.: MR-Perfusionsbildgebung des Herzens mit True Fisp. *RöFo.* (2001) 173:205-210

84. Seemann M. D, Belte J., Heuschmid M., Lowenheim H., Graf H., Clausen C. D.: Image Fusion of Ct and MRT for the Visualization of the Auditory and Vestibular System. *Eur J Med Res.* (2005) 28; 10 (2): 47-55

85. Seitz J., Held P., Waldeck A., Volk M., Lehnart M., Strotzer M.: 3d CISS, 3D MP-PAGE and 2D TSE for the preoperative MRI prior to cochlear implantation. *RöFo.* (2000) 172 (3): 227-31

86. Sietz J., Held P., Waldeck A., Strotzer M., Volk M., Strutz J., Feuerbach S.: Value of high-resolution MR in Patients scheduled for cochlear implantation. *Acta Radiol.* (2001) 42 (6): 568-73

87. Sone M., Mizuno T., Naganawa S., Nakashima T.: Imaging analysis in cases with inflammation-induced sensorineural hearing loss. *Acta Otolaryngol.* (2008) 8:1-5

88. Stillmann A. E., Remley K., Loes D. J., Hu X., Latchaw R. E.: Stady-State Free Precession Imaging of the Inner Ear. *AJNR.*(1994) 15:348-350

89. Swartz J. D., Daniels D. L., Harnsberger H. R., Shaffer K. A., Mark L.: Balance and Equilibrium, I: The Vestibule and Semicircular Canals. *AJNR.* (1996) 17: 17-21

90. Swartz J.D., Daniels D. L., Harnsberger H. R., Shaffer K. A., Mark L.: The temporal Bone *AJRN* . (1996) 17: 201-204

91. Tanioka H., Hirakawa T., Machda T., Sasaki Y.: Three-dimensional reconstructed MR Imaging of the Inner Ear. *Radiology.* (1991)178:141-144

-
92. Tanioka H., Zusho H., Machida T., Sasaki Y., Shirakawa T.: High-resolution MR imaging of the inner ear: findings in Menière's disease. *European Journal of Radiology*. (1992) 15: 83-88
93. Tien R. D., Feisberg G. J., Macfall J.: Fast spin-echo high-resolution MR imaging of the inner ear. *AJR*. (1992) 8; 159(2):395-8
94. Tien R. D., Felsberg G. J., MacFall J.: Three Dimensional MR Gradient Recalled Echo Imaging of Fid and Echo Imaging Techniques. *Magnetic Resonance Imaging*. (1993) 11: pp 429-435
95. Umek W., Ba-Salamh A., Prokesch R., Mallek R., Heimberger K., Hittmair K.: Imaging of the brain using the fast- spin- echo and gradient-spin echo techniques. *Eur. Radiol*. (1998) 8: 409-415
96. Vaksatori G. E., Clemis J. D.: The large vestibular aqueduct syndrome. *Laryngoscope*. (1978) 88: 723-8
97. Waldeyer A.: *Anatomie des Menschen* (1975) Walter de Gruyter & Co.
98. Walter L. E., Nath V., Krombach G. A., DiMartino E.: Bilateral posterior semicircular canal aplasia and atypical paroxysmal positional vertigo: A case report. *Acta Otorhinolaryngol. Ital*. (2008) 28: 79-92
99. Wend M., Wacker F., Wolf K. J., Lewin J. S., Duerk J. L.: Keyhole-true FISP: fast T2-weighted imaging for interventional MRT at 0.2 T. *Rofo*. (1999) 170 (4): 391-3
100. Westerhof J. P., Rademaker J., Weber B., Becker H.: Congenital Malformations of the Inner ear and the Vestibulocochlear Nerve in Children with Sensorineural Hearing Loss: Evaluation with CT and MRI. *Journal of Computer Assisted Tomography*. (2001) 25 (5): 719-726

101. Yang D., Kodama T., Tamura Sh., Watanabe K.: Evalution of the Inner Ear by 3D Fast Asymetric Spin Echo (FASE) MR Imaging: Phantom and Volunteer Studies. Magnetic Resonance Imaging. (1999)17, 2: 171-
182

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Frau Prof. Dr. med. G. Krombach für das Thema und die Ermöglichung meiner Doktorarbeit. Sie hat diese Arbeit mit ihren Ideen, ihrem Engagement, ihrer Geduld und Erfahrung sowie vielen fruchtbaren Diskussionen vorangetrieben.

Ich danke Herrn Univ.-Prof. Dr. med. R. W. Günther für die Unterstützung und die freundliche Überlassung des Themas.

Weiterhin gilt mein Dank den Mitarbeitern der Klinik für Radiologische Diagnostik für die stetige Hilfe und Unterstützung bei der Durchführung der Doktorarbeit.

Ich danke Herrn Univ.-Prof. Dr. med. M. Westhofen, Direktor der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde und Plastische Kopf- und Halschirurgie und den Mitarbeitern seiner Klinik für die freundliche Überweisung der Patienten.

Weiterhin möchte ich mich bei dem Institut für Medizinische Statistik für die Beratung und Hilfestellung bei der Auswertung der Daten bedanken.

Abschließend möchte ich mich bei meiner Familie und Freunden bedanken, die mich stark und aufbauend unterstützt haben und für mich da waren.

Erklärung zur Datenaufbewahrung

Hiermit erkläre ich, dass die dieser Dissertation zu Grunde liegenden Originaldaten in der Klinik für Radiologische Diagnostik des Universitätsklinikum Aachen hinterlegt sind.

Liri Pani

Lebenslauf

Name: Pani
Vorname: Liri
Geburtsdatum: 07.05.1969
Geburtsort: Tirana, Albanien
Familienstand: ledig

Schule:

09/1975 - 06/1987
06/1987
Grundschule und Georg-Kastrioti-Gymnasium in Durrës
Reifeprüfung

Studium:

09/1987 - 06/1992
06/1992 - 07/1992
10/1996 – 04/2000
25.08.2000
26.11.2001
Humanmedizin, Universität Tirana
Staatsexamen und anschließend Erhalt der Approbation
Studium der Medizin und der Ernährungswissenschaften,
Universität Bonn
Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung, Universität Bonn
Abschluss des Medizinstudiums (Dritter Abschnitt der Ärztlichen
Prüfung), Universität Bonn, Erhalt der Berufserlaubnis und seit
09/2006 der Approbation

Weiterbildung:

01/1993 - 03/1997
seit 04/1997
01/2002 – 02/2009
seit 02/2009
Facharztausbildung in Allergologie, Universität Tirana und Wien
Fachärztin für Allergologie und Immunologie
Facharztausbildung, Innere Medizin
Fachärztin für Innere Medizin

Berufliche Tätigkeiten:

07/1992 - 10/1993
10/1993 - 10/1995
10/1995 - 06/1996
07/1996 - 03/1997
03/1997 - 01/1999
09/1997 - 01/1999
01/2002 - 07/2003
07/2003 - 06/2006
06/2006 - 12/2006
02/2007 - 02/2009
Ärztin, Städtisches Krankenhaus Durrës
Assistenzärztin für klinische Allergie und Immunologie an
der Universitätsklinik Tirana
Gastärztin am Allgemeinen Krankenhaus Wien
Abt. Immundermatologie und infektiöse Hautkrankheiten
Assistenzärztin für klinische Allergie und Immunologie,
Universitätsklinik Tirana
Fachärztin für klinische Allergologie und Immunologie
Universitätsklinik Tirana
Dozentin für Allergologie und Immunologie, Universität Tirana
Ärztin im Praktikum, Marienkrankenhaus Cochem, Innere
Abteilung
Ass. Ärztin, St. Josef-Krankenhaus, Zell-Mosel, Innere Abteilung
Ass. Ärztin, Marienkrankenhaus, Trier-Ehrang, Innere Abteilung
Ass. Ärztin, Elisabeth-Krankenhaus, Neuwied, Innere Abteilung,
Med. II, Nephrologie

Bonn, Juli 2009