

Aus der Radiologischen Universitätsklinik Tübingen
Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie

Stellenwert der applizierten Strahlendosis und neuer
iterativer Rekonstruktionsverfahren auf die subjektive und
objektive Bildqualität in der hoch-aufgelösten
Computertomographie des Schläfenbeins

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Meier, Freda Jytte

2023

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. J.-M. Hempel

2. Berichterstatter: Professor Dr. B. Hirt

Tag der Disputation: 17.02.2023

Für meine geliebten Eltern

So wie das Essen ohne Lust der Gesundheit schädlich
wird, so verdirbt das Lernen ohne Wissbegier das
Gedächtnis und behält nichts von dem, was es auffängt.

Leonardo da Vinci

Inhaltsverzeichnis

Tabellenverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	I
Abkürzungsverzeichnis	II
1 Einleitung	1
1.1 Anatomie des Schläfenbeins (Os temporale)	3
1.2 Entwicklung, Fortschritt und Zukunftspotential der CT-Technik	6
1.3 Auflösungspotential eines CTs	10
1.4 Vor -und Nachteile der Schläfenbein-CT im Vergleich zu anderen bildgebenden Verfahren (DVT und MRT) in Bezugnahme auf die Darstellung von Hart- und Weichgewebe	11
1.5 Strahlenbelastung und Grenzwerte für den Patienten und das Personal.....	13
1.6 Möglicher Einfluss der Konservierung der Körperspender auf die CT-Bildgebung	14
2 Material und Methoden	15
2.1 Art der Studie, Ethik und Selektionskriterien	15
2.2 Computertomographie	16
2.2.1 Datenakquisition und Datenrekonstruktion am Körperspender.....	16
2.3 Bildqualität	18
2.3.1 Objektive Analyse / Objektive Bildqualität.....	18
2.3.2 Subjektive Analyse / Subjektive Bildqualität.....	19
2.4 Darlegung der anatomischen 3D-Situation anhand von Lehrbuchabbildungen ...	22
2.5 Statistische Auswertung	24
2.5.1 Erfassung der Strahlenexposition	24
2.5.2 Zusammenhänge und Unterschiede der Variablen.....	25

3	Ergebnisse	27
3.1	Deskriptive Statistik	27
3.1.1	Objektive Analyse	28
3.1.2	Subjektive Analyse.....	30
3.1.3	Dichte und Rauschen.....	31
3.2	Einflussgröße der Dosis (CTDI).....	35
3.2.1	Zusammenhang zwischen der Dosis (CTDI) und der objektiven Bildqualität	36
3.2.2	Zusammenhang zwischen der Dosis (CTDI) und der subjektiven Bildqualität.....	36
3.3	Rekonstruktionsalgorithmen	37
3.3.1	Objektive und subjektive Bildqualität in Bezug auf die ADMIRE-Iterationsstufen ...	37
3.3.2	Objektive Bildqualität in Bezug auf die unterschiedlichen Rekonstruktionsalgorithmen.....	38
3.3.3	Subjektive Bildqualität in Bezug auf die unterschiedlichen Rekonstruktionsalgorithmen.....	43
3.4	Optimierung der Strahlenexposition hinsichtlich der diagnostischen Aussagefähigkeit	46
4	Diskussion	48
4.1	Einflussgröße der Dosis (CTDI) im jeweiligen Zusammenhang mit der objektiven und subjektiven Bildqualität	48
4.1.1	Zusammenhang zwischen der Dosis (CTDI) und der objektiven Bildqualität	48
4.1.2	Zusammenhang zwischen der Dosis (CTDI) und der subjektiven Bildqualität.....	50
4.2	Rekonstruktionsalgorithmen	51
4.2.1	Objektive Bildqualität in Bezug auf den ADMIRE-Algorithmus	51
4.2.2	Subjektive Bildqualität in Bezug auf den ADMIRE-Algorithmus.....	53
4.2.3	Objektive Bildqualität in Bezug auf die verschiedenen Rekonstruktionsalgorithmen..	54
4.2.4	Subjektive Bildqualität in Bezug auf die verschiedenen Rekonstruktionsalgorithmen	56

4.3	Optimierung der Strahlenexposition hinsichtlich der diagnostischen Aussagefähigkeit	58
4.4	Die Bildqualität in Bezugnahme auf den Körperspender	59
4.5	Limitationen der Arbeit.....	60
4.6	Schlussfolgerungen	61
5	Zusammenfassung.....	63
6	Literaturverzeichnis	65
7	Erklärung zum Eigenanteil	73
8	Danksagung	74
9	Lebenslauf.....	75

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Akquirierte Dosis-Kombinationen.....	17
Tabelle 2: Anatomische Strukturen des Schläfenbeins	21
Tabelle 3: Deskriptive Kennzahlen	27
Tabelle 4: Dichte und Rauschen in der hinteren Schädelgrube und in der Felsenbeinspitze.....	31
Tabelle 5: Korrelationsanalyse nach Pearson	35
Tabelle 6: Korrelationsanalyse des ADMIRE-Algorithmus	37
Tabelle 7: p-Werte des Bildrauschens in der hinteren Schädelgrube.....	38
Tabelle 8: p-Werte des Bildrauschens in der Felsenbeinspitze.....	39
Tabelle 9: p-Werte für das Signal-Rausch-Verhältnis in der hinteren Schädelgrube.....	40
Tabelle 10: p-Werte für das Signal-Rausch-Verhältnis in der Felsenbeinspitze.....	41
Tabelle 11: p-Werte für das Kontrast-Rausch-Verhältnis	42
Tabelle 12: p-Werte der subjektiven Bildqualität	43

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung der Rekonstruktionsalgorithmen	7
Abbildung 2: Positionen der regions of interest im Schädel-CT	18
Abbildung 3: Ausschnitt der Schläfenbein-Computertomographie.	20
Abbildung 4: Schematische Abbildung der anatomischen Strukturen des Schläfenbeins mittels Lehrbuchabbildungen.	22
Abbildung 5: Anatomische Strukturen in der Schläfenbein-Computertomographen.....	23
Abbildung 6 : Signal-Rausch-Verhältnis in der hinteren Schädelgrube.....	28
Abbildung 7: Signal-Rausch-Verhältnis in der Felsenbeinspitze	29
Abbildung 8: Kontrast-Rausch-Verhältnis zwischen der Rückfilterprojektion und den ADMIRE-Levels	29

Abbildung 9: Subjektive Bildqualität in der Rückfilterprojektion und den ADMIRE-Levels	30
Abbildung 10: Dichtewerte in der hinteren Schädelgrube.....	33
Abbildung 11: Rauschwerte in der hinteren Schädelgrube.....	33
Abbildung 12: Dichtewerte in der Felsenbeinspitze.....	34
Abbildung 13: Rauschwerte in der Felsenbeinspitze.....	34
Abbildung 14: Einbuße in der subjektiven Bildqualität.....	44
Abbildung 15: Konturverlust anhand des Stapes.....	45
Abbildung 16: Darstellung des Zusammenhangs zwischen der subjektiven Bildqualität und der Dosis	47

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	=	Abbildung
ADMIRE	=	advanced modeled iterative reconstruction
ALARA	=	as low as reasonably achievable
BQ	=	Bildqualität
CNR	=	contrast-to-noise ratio
CT	=	Computertomographie
CTDI	=	computed tomography dose index
DLP	=	Dosis-Längen-Produkt
DVT	=	digitale Volumen Tomographie
FBP	=	filtered-back projection
FBS	=	Felsenbeinspitze
HSG	=	Hintere Schädelgrube
HU	=	Hounsfield units
kV	=	Kilovolt
M	=	arithmetisches Mittel
mAs	=	Milliamperesekunden
Max	=	Maximum
Med	=	Median

mGy	=	Milligray
mGy*cm	=	Milligray*Zentimeter
Min	=	Minimum
MRT	=	Magnetresonanztomographie
mSv	=	Millisievert
ROI	=	region of interest
SAFIRE	=	Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction
SD	=	Standardabweichung
SNR	=	signal-to-noise ratio
STROBE	=	Strengthening the reporting of observational studies in epidemiology
Tab.	=	Tabelle
v/v	=	Volumenprozent

1 Einleitung

Mit der Erfindung der Computertomographie (CT) durch Godfrey Hounsfield im Jahre 1971 wurde es erstmals möglich das Schädelinnere mittels eines Computertomographen darzustellen. Die CT ist auch heute ein bedeutender Bestandteil der radiologischen Diagnostik und macht mit ca. 60% den größten Anteil der zivilisatorischen Strahlenexposition aus (Bundesamt für Strahlenschutz 2019). Es gilt bei der klinischen Anwendung der CT das vom Bundesamt für Strahlenschutz in den Grundsätzen des Strahlenschutzes festgelegte ALARA-Prinzip (as low as reasonably achievable; Bundesamt für Strahlenschutz 2019). Demzufolge besteht eine Zielkonkurrenz zwischen der geringzuhaltenden Höhe der applizierten Strahlendosis und der Sicherstellung einer diagnostisch aussagekräftigen Bildqualität. Bei der Optimierung dieser zwei Komponenten steht die Weiterentwicklung der CT-Technik und die damit verbundene Anwendung und Anpassung an die klinischen Fragestellungen im Zentrum des Interesses. Die bekannteste Methode zur Bildrekonstruktion in der CT-Technik ist die gefilterte Rückprojektion (filtered back projection, FBP). Bei der FBP werden die gemessenen Röntgenprojektionen direkt in Bilder überführt (Ramirez-Giraldo et al. 2018). Ein Nachteil dieser Technik besteht darin, dass keine statistische Berücksichtigung der Qualität der erhobenen CT-Projektionen stattfindet (Ramirez-Giraldo et al. 2018; Solomon et al. 2015). Dies hat eine gleichmäßige Wichtung aller Projektionen zur Folge (Solomon et al. 2015), wodurch eine relativ hohe Strahlendosis für eine hohe Bildqualität erforderlich ist (GE Healthcare GmbH. 2019; Ramirez-Giraldo et al. 2018). Die aktuelle Forschung zielt darauf ab, eine vergleichbare oder sogar verbesserte Bildqualität bei geringerer Strahlenbelastung zu gewinnen. Durch die Entwicklung der iterativen Rekonstruktionsalgorithmen konnte dieses Bestreben nunmehr realisiert werden. So ermöglichen die neuen iterativen Rekonstruktionsalgorithmen eine Reduktion der Dosis bei mindestens gleichbleibender Bildqualität (GE Healthcare GmbH. 2019; Solomon et al. 2015; Silva et al. 2010). Das von Siemens Healthineers (Erlangen, Deutschland) zuletzt auf den Markt gebrachte Bildrekonstruktionsverfahren „advanced

modeled iterative reconstruction" (ADMIRE) gehört zu der Kategorie der statistischen iterativen Rekonstruktionsalgorithmen (Solomon et al. 2015; Pickhardt et al. 2012; Thibault et al. 2007). Dabei kombiniert ADMIRE die statistische Modellierung sowohl in der Rohdatenprojektion als auch im Bereich der Bild-Domäne, um eine der Bildqualität angepasste Wichtung des statistischen Algorithmus anzuwenden (Solomon et al. 2015). Es werden Informationen von benachbarten Detektorzellen integriert, was zu einer Reduktion des Bildrauschens und der Spiralartefakte führt. Die Modellierung der CT-Geometrie ermöglicht eine Verbesserung der räumlichen Auflösung (Ramirez-Giraldo et al. 2018; GE Healthcare GmbH. 2019).

Chirurgisch tätige Hals-Nasen-Ohrenärzte bevorzugen hochauflösende CTs für eine möglichst detaillierte Darstellung der filigranen Schläfenbeinstrukturen (Kofler et al. 2021). Für die Planung einer mikrochirurgischen Operation des Schläfenbeins ist eine hohe Ortsauflösung und detailgetreue Abbildung dieser komplexen Region (Young et al. 2014) sowie eine Beurteilung hinsichtlich potentieller Fehlbildungen (Casselmann et al. 2001) erforderlich. Weiterhin kann bei manchen Patienten die Durchführung mehrerer CT-Untersuchungen für eine Verlaufsbeurteilung von Krankheiten des Mittel- und Innenohres erforderlich sein. Ein wichtiger Aspekt bei wiederholten CT-Untersuchungen und der damit einhergehenden Akkumulation der Strahlenbelastung ist ein erhöhtes Risiko für die Entstehung eines strahleninduzierten Zweit-Malignoms oder auch die Entwicklung eines Strahlen-Kataraktes (Kofler et al. 2021). Vor diesem Hintergrund spielt die größtmögliche Reduktion der applizierten Strahlendosis eine entscheidende Rolle, stellt aber im klinischen Alltag hinsichtlich der diagnostischen Aussagekraft oft Herausforderungen dar (Kofler et al. 2021).

Bisher ist noch keine systematische Studie über den Stellenwert neuer iterativer Rekonstruktionsverfahren im Anwendungsbereich des Schläfenbeins durchgeführt worden, die Rückschlüsse auf eine potentielle Dosisreduktion und die subjektive und objektive Bildqualität liefert.

Ziel dieser Arbeit ist daher die Untersuchung des Stellenwerts des ADMIRE Algorithmus in der Schläfenbein-CT hinsichtlich der subjektiven und objektiven Bildqualität und der potentiellen Reduktion der Strahlenexposition im Vergleich zur FBP.

Fragestellungen:

- Welcher Zusammenhang besteht zwischen der *objektiven* Bildqualität und der Dosis?
- Welcher Zusammenhang besteht zwischen der *subjektiven* Bildqualität und der Dosis?
- Welcher Zusammenhang besteht zwischen der *objektiven* Bildqualität und dem ADMIRE-Algorithmus?
- Welcher Zusammenhang besteht zwischen der *subjektiven* Bildqualität und dem ADMIRE-Algorithmus?
- Besteht ein Unterschied hinsichtlich der *objektiven* Bildqualität zwischen den unterschiedlichen Rekonstruktionsalgorithmus-Gruppen (FBP und ADMIRE)?
- Besteht ein Unterschied hinsichtlich der *subjektiven* Bildqualität zwischen den unterschiedlichen Rekonstruktionsalgorithmus-Gruppen (FBP und ADMIRE)?
- Ab welcher Dosis kann eine gute oder sehr gute *subjektive* Bildqualität erzielt werden?

1.1 Anatomie des Schläfenbeins (Os temporale)

Das Schläfenbein, Os temporale, ist ein Knochen, der Schädelbasis, der zahlreiche anatomische Strukturen enthält – darunter Hirnnerven, Gefäßsystem und das Mittel- und Innenohr (Isaacson 2018). Es entwickelt sich aus drei Anlagen, die sich zu einem einheitlichen Knochen zusammenfügen: Die Pars squamosa (Schläfenbeinschuppe), welche die Kiefergelenkspfanne bildet, die

Pars petrosa (Felsenbein), hier befindlich sind das Gehör- und Gleichgewichtsorgan, und die Pars tympanica (Paukenanteil), die einen großen Teil des äußeren Gehörgangs ausmacht (Schünke et al. 2006, 22). Im Folgenden wird auf klinisch relevante anatomische Strukturen des Schläfenbeins näher eingegangen, welche in die Analyse der Bildqualität dieser CT-Studie eingeschlossen sind.

Die Paukenhöhle (Cavitas tympani) ist ein mit Schleimhaut ausgekleideter Hohlraum, der die gelenkige Gehörknöchelchenkette beherbergt. Die drei Gehörknöchelchen Malleus (Hammer), Incus (Amboss) und Stapes (Steigbügel) mit der Basis stapedis dienen der Weiterleitung und Verstärkung von Auslenkungen des Trommelfells, ausgelöst durch Schallwellen, die so auf die Fenestra vestibuli (ovales Fenster), die Grenze zum Innenohr, übertragen werden (Aumüller et al. 2010, 982; Schünke et al. 2006, 140). Der Stapes bildet mit seiner Größe von 3,3 mm Höhe, 1,4 mm Breite und der Fußplatte mit 3 mm Länge den kleinsten Knochen im menschlichen Körper (DocCheck Medical Services GmbH 2015). CT-Bilder können bei Akquisition als dünnschichtiger Datensatz als 3D-Volumen gerendert im Raum gedreht und in jeder Ebene rekonstruiert werden, was die Beurteilung der morphologischen Merkmale einzelner Strukturen ermöglicht – einschließlich der kleinen Gehörknöchelchen des Mittelohrs und der komplexen Komponenten des Innenohrs (Fatterpekar et al. 2006). Ebenso wie die Paukenhöhle gehören auch die Cellulae mastoideae des Processus mastoideus zum Mittelohr. Sie sind pneumatisierte Hohlräume und variieren in der Anzahl und Größe ihrer Kammern (Aumüller et al. 2010, 981; Schünke et al. 2006, 22).

Das Innenohr (Auris interna), welches das Hör - und Gleichgewichtsorgan enthält, ist im Inneren des Felsenbeins, der Pars petrosa, lokalisiert. Die Cochlea (Hörschnecke), mit einer Größe von 9x5x30 mm im entrollten Zustand, ist ein schneckenförmiges Kanalsystem, das sich aus einer knöchernen Hülle und dem ihr innewohnenden membranösen Schneckengang zusammensetzt (Schünke et al. 2006 148; AMBOSS GmbH 2022a; AMBOSS GmbH 2022b). In dem mittleren der drei übereinanderliegenden Schneckengänge verläuft der Ductus cochlearis, der das Cortiorgan für die Hörwahrnehmung beinhaltet

(AMBOSS GmbH 2022a). Die Schneckenbasis ist zum inneren Gehörgang gerichtet, wo sich das runde Fenster (Fenestra cochleae) als Verbindung zur Paukenhöhle befindet (Aumüller et al. 2010, 987). Der Schneckenkanal (Canalis spiralis cochleae), der bis zu 35 mm lang und 5 mm hoch ist, windet sich 2,5-mal um seine knöcherne Achse (Modiolus). Von dem Modiolus, der von zahlreichen Hohlräumen durchsetzt ist, entspringt die knöcherne Lamina spiralis ossea, die sich wie ein Schraubengewinde durch die gesamte Schnecke zieht (Aumüller et al. 2010, 986, 987; Schünke et al. 2006, 150; Lüllmann-Rauch, 2006, 556, 558). Das Vorhoflabyrinth (Labyrinthus vestibularis), welches das Gleichgewichtsorgan enthält, besteht aus den drei C-förmigen Bogengängen, dem Sacculus (vorderes Vorhofsäckchen) und dem Utriculus (hinteres Vorhofsäckchen), wobei der Sacculus an der medialen Wand und der Utriculus an der antero-medialen Wand des Vestibulums, einer knöchernen Kapsel, die sich zwischen den Bogengängen und der Cochlea befindet, befestigt ist (Aumüller et al. 2010, 986; Lane und Witte 2010,12; AMBOSS GmbH 2022b). Die Bogengänge sind für die Wahrnehmung der vertikalen, horizontalen und seitlichen Kopfbeschleunigung zuständig, das Markulaorgan (Sacculus und Utericus) ist für die Linearbeschleunigung aber auch für die Detektion der Längenänderungen des Körpers im Raum verantwortlich (AMBOSS GmbH 2022b). Zwischen dem Vestibulum und der posterioren Oberfläche der Felsenbeinpyramide verläuft ein Knochenkanal: der Aquaeductus verstibuli (Aqädukt). Er ummantelt den Ductus endolymphaticus und mündet in die hintere Schädelgrube (Rasinski et al. 2005).

Als weitere in dieser Studie beurteilte anatomische Struktur ist der Canalis caroticus, ein Knochenkanal mit kreisförmigem Querschnitt, durch den sich die Arteria carotis interna mit dem sympathischen Plexus caroticus interna durch das Felsenbein zieht, zu nennen (DocCheck Medical Services GmbH 2018a; Aumüller et al. 2010, 862).

Der Canalis nervi facialis ist mit maximal 3 cm der längste Nervenkanal im menschlichen Körper. Sein Z-förmiger Verlauf unterteilt sich in drei Segmente: das labyrinthäre, das tympanale und das mastoidale Segment. Durch ihn verläuft der Nervus facialis, angefangen von seinem Eintritt aus dem

inneren Gehörgang (Meatus acusticus internus), wonach er im äußeren Facialisknie eine scharfe Wendung nach posterior vollzieht, über den Verlauf in der Paukenhöhle in den mastoidalen Anteil bis zu seinem Austritt aus dem Foramen stylomastoideum (DocCheck Medical Services GmbH 2018b). Das Foramen jugulare befindet sich zwischen der Pars petrosa ossis temporalis und Pars lateralis ossis occipitalis und ist eine Öffnung der Schädelbasis, durch welche die Hirnnerven IX bis XI und Blutleiter wie anterior der Sinus petrosus inferior und posterior die A. meningea posterior und die Vena jugularis interna ziehen (Aumüller et al. 2010, 862)

1.2 Entwicklung, Fortschritt und Zukunftspotential der CT-Technik

Rückblick:

Seit den 1980er Jahren befindet sich die CT-Technologie in stetiger Weiterentwicklung von Hard- und Software wie beispielsweise Modifizierungen der Rotationszeit, der Detektorgröße oder auch der Verfügbarkeit neuer Rekonstruktionsalgorithmen (Hsieh et al. 2021; Flohr et al. 2020). Der erste Computertomograph, der serienmäßig von Siemens produziert wurde, war das SIRETOM im Jahre 1975 (Siemens Healthineers MedMuseum 2022). Seit den 1970er Jahren nutzen die CT-Marktführer für die Bildrekonstruktion die gefilterte Rückprojektion (FBP) (Rivière und Crawford 2021). Die FBP verwendet die erfassten Rohdaten und überführt diese in dreidimensionale Patientenbilder (Ramirez-Giraldo et al. 2018). Dabei faltet („filtration“) und rückprojiziert ein Rekonstruktionskern, ein mathematischer Hochpassfilter, die Rohdaten, um ein Bild zu rekonstruieren (Alkadhi et al. 2011, 26; Kataria 2019).

Ein Makel dieser direkten Umwandlung besteht jedoch einerseits in der verminderten Bildqualität, welche sich als erhöhtes Bildrauschen und einer verringerten räumlichen Auflösung widerspiegelt (Kataria 2019) und andererseits in der Tatsache, dass nicht alle gemessenen Daten für die Bildrekonstruktion verwertet werden (Ramirez-Giraldo et al. 2018). So wird ein Teil der Strahlendosis nicht für die Bildgebung genutzt und stellt somit eine unnötig applizierte Dosis dar (Ramirez-Giraldo et al. 2018). Im Zuge der

Forschung und Weiterentwicklung der Rekonstruktionsalgorithmen wurde erkannt, dass für eine Dosisreduktion die Berücksichtigung der statistischen Eigenschaften der Projektionen und somit eine Qualitätsunterscheidung der gemessenen Röntgenprojektionen notwendig ist (Ramirez-Giraldo et al. 2018). Durch die stetigen Verbesserungen der Rechenleistung ist heutzutage die Anwendung von iterativen Rekonstruktionsalgorithmen in der Computertomographie im klinischen möglich (Rivière und Crawford 2021).

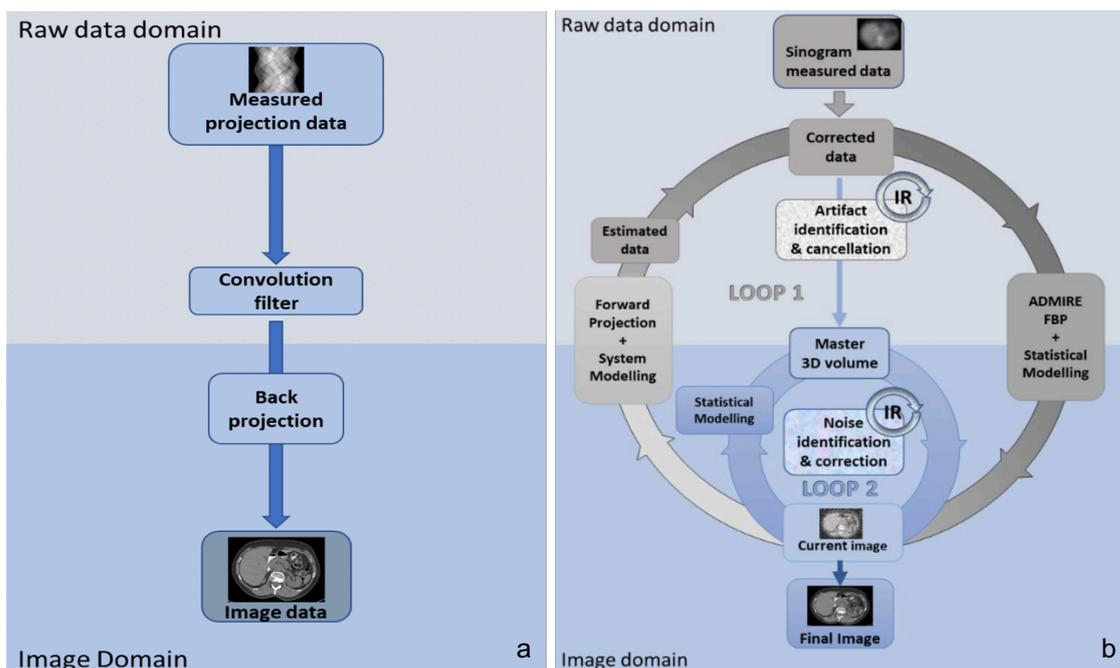


Abbildung 1: Schematische Darstellung der Rekonstruktionsalgorithmen

(a) Das Grundprinzip der gefilterten Rückprojektion (FBP); (b) Grundprinzip des modellierten iterativen Rekonstruktionsalgorithmus *advanced modeled iterative reconstruction* (ADMIRE). Schleife 1 stellt die Korrekturschleife für Artefakte und Rauschunterdrückung dar. Schleife 2 dient der statistischen Optimierung, hauptsächlich für die Rauschunterdrückung (Siemens Healthineers 2019).

Widerabdruck durch freundliche Genehmigung von B. Kataria (2019).

Aktueller Stand:

Entwicklung des iterativen Rekonstruktionsalgorithmus ADMIRE:

Abgesehen von den hochkomplexen mathematischen Berechnungen schlüsselt Siemens die ADMIRE-Technik wie folgt auf:

Ein grundlegender Unterschied von der ADMIRE zur nicht-ADMIRE Technik besteht darin, dass Informationen aus Messdaten von angrenzenden

Detektorelementen genutzt werden, um das Projektionsrauschen zu reduzieren (Siemens Healthineers 2019).

In der ersten Schleife (Loop 1) sorgen Iterationen für eine statistische Gewichtung aller Projektionen im Rohdatenraum (Siemens Healthineers 2019). Hier werden verrauschte Projektionen weniger stark gewichtet als quantitativ hochwertige Projektionen (Ramirez-Giraldo et al. 2018). Dies hat eine Qualitätsverbesserung jeder einzelnen Projektion zur Folge (Siemens Healthineers 2019).

Als Regulationsfunktion sorgen Iterationen in der zweiten Schleife (Loop 2) für eine statistische Optimierung, die zu einer modellbasierten Rauschunterdrückung im Bildraum führt (Siemens Healthineers 2019). Hierbei wird eine lokale Signal-Rausch-Analyse durchgeführt und es kommt zu einer Zerlegung der Bilddaten in Informationen und Rauschen (Solomon et al. 2015). Neben den Rekonstruktionsalgorithmen spielt die Weiterentwicklung der Scannerarchitektur und -technik eine wichtige Rolle. Dazu zählt die Modellierung des Stelldetektors (Stellar Detektor, Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) - die der Röhre mit dem fliegenden Fokus und die der Scangeometrie in der Rekonstruktionsschleife. Der Stelldetektor (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) ist Siemens erster voll integrierter Detektor, der sich durch eine vereinfachte Platine mit Anordnung der Wandler direkt unter der Fotodiode von den herkömmlichen Detektormodulen unterscheidet (Siemens Healthcare GmbH 2022). Den Vorteil gegenüber der gewöhnlichen Signalverarbeitungsplatine ist der verkürzte Weg zwischen der Diode und dem Wandler, welcher normalerweise für das elektronische Rauschen verantwortlich ist (Siemens Healthcare GmbH 2022). Der Stelldetektor wandelt das analoge Signal der Fotodiode direkt in ein digitales Signal um. Hierbei kommt es zu einer Optimierung des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR), wodurch sich die Effizienz der Dosis und die Bildqualität verbessern (Siemens Healthcare GmbH 2022).

Die Modellierung der Scangeometrie bildet die Grundlage für die Vorwärtsprojektion (Siemens Healthineers 2019), welche Pseudorohdaten erzeugt, die mit den gemessenen Rohdaten verglichen werden (Ramirez-

Giraldo et al. 2018). Dieser wiederholte Vergleich führt zu einem Master-3D-Volumen und sorgt für die Eliminierung der Spiralartefakte und die Rauschunterdrückung (Ramirez-Giraldo et al. 2018). Durch den Vergleich der nachfolgenden Iterationen mit dem Master-3D-Volumen, wodurch die rechenintensiven Vorwärts-Rückwärtsprojektionen überflüssig werden, kommt es zu einer Beschleunigung des iterativen Prozesses (Schaller et al. 2016). Der Zielwert der Rauschunterdrückung hängt von der verwendeten ADMIRE-Stärke ab (Ramirez-Giraldo et al. 2018).

Ausblick:

Allgemein ist davon auszugehen, dass durch weitere Entwicklungen und Verbesserungen von Scannerhardware und Algorithmen eine Erhöhung des klinischen Nutzens der CT möglich ist (Rivière und Crawford 2021).

Derzeit befindet sich unter anderem an der Universität Tübingen ein neuartiger CT-Scanner mit einem sogenannten photonenzählenden Detektor in der Testphase (Südwestrundfunk 2021). Diese neuartigen Detektoren bestehen aus einer einzigen Schicht und wandeln einzelne Photonen direkt in ein elektronisches Signal um. Die bisher genutzten Detektoren verwenden im Gegensatz dazu eine zusätzliche Schicht für die Umwandlung von Photonen in sichtbares Licht (Willemink et al. 2018).

Die CT-Daten dieser neuen Technologie versprechen eine höhere räumliche Auflösung, ein höheres Kontrast-Rausch-Verhältnis und einen verbesserten Gewebekontrast (Flohr et al. 2020; Willemink et al. 2018). Untersuchungen am Schläfenbein mit Hilfe der photonenzählenden Detektoren-Technik zeigen eine potentiell verbesserte Darstellung kleiner anatomischen Strukturen wie zum Beispiel des Stapes bei gleicher oder niedrigerer Strahlendosis (Hsieh et al. 2021; Rajendran et al. 2020; Benson et al. 2022; Zhou et al. 2018). Die photonenzählenden Detektoren befinden sich derzeit noch in der präklinischen Anwendung und bedürfen weiterer Forschung, bevor sie in kommerzielle CT-Systeme eingebaut werden können (Flohr et al. 2020).

1.3 Auflösungspotential eines CTs

Rekonstruktionsparameter wie der Rekonstruktionsalgorithmus, der Bildausschnitt, der Schichtabstand oder auch die Schichtstärke bestimmen die Bildcharakteristika und werden der jeweiligen Fragestellung beziehungsweise Körperregion angepasst ausgewählt (Riemer 2019, 32). Die Schichtdicke eines Multidetektor-CTs beträgt beim Schläfenbein 0,5-0,625 mm (Casselmann 2016; Siemens Healthcare GmbH 2022). Mit dem in dieser Studie verwendeten Stellar Detektor (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) kann eine effektive Schichtdicke von 0,3-0,5 mm erreicht werden (Siemens Healthcare GmbH 2022). Die Schichtabstände der Rekonstruktion der Einzelbilder werden durch das Rekonstruktionsinkrement festgelegt. Die Schichtdicke gibt die Dicke des einzelnen Schnittbildes aus dem Datenvolumen an (Alkadhi et al. 2011, 25). Die Schichtdicke selbst beeinflusst den Rauscheindruck des CT-Bildes: eine dünnere Schicht erzeugt ein höheres Rauschen, jedoch eine höhere anatomische Auflösungsfähigkeit sowie auch verminderte Partialvolumeneffekte (Bundesärztekammer 2007).

Der Mensch besteht aus anatomischen Strukturen, die eine unterschiedliche Dichte aufweisen (Hermena und Young 2022). CT-Bilder ermöglichen die Darstellung und Differenzierung verschiedener Körperkompartimente wie zum Beispiel Hirngewebe, Fettgewebe, Skelettmuskulatur, Knochen, Luft oder parenchymale Organe (Mazonakis und Damilakis 2016). Die Bildqualität der CT hängt maßgeblich von den Faktoren Auflösung, Rauschen und Kontrast ab (Abdulla 2021).

Die CT-Auflösung ist definiert durch die minimale Entfernung zweier Objekte voneinander, bei der sie noch als getrennte Objekte auf dem Bild differenziert werden können. Technisch müssen die Detektoren dabei in der Lage sein, einen Abstand zwischen ihnen zu ermitteln (Abdulla 2021).

Zusätzlich wird der Kontrast zwischen den Objekten durch den Unterschied des linearen Schwächungskoeffizienten der benachbarten Bildobjekte bestimmt (Abdulla 2021). Die komplexe Anatomie erschwert die radiologische Beurteilbarkeit des Schläfenbeins maßgeblich (Bhatt et al. 2022). Daher ist es

von außerordentlichem Interesse, die bestmögliche Einstellung von Hard- und Software in der Schläfenbein-CT-Bildgebung zu ermitteln.

1.4 Vor- und Nachteile der Schläfenbein-CT im Vergleich zu anderen bildgebenden Verfahren (DVT und MRT) in Bezugnahme auf die Darstellung von Hart- und Weichgewebe

Die Bildgebung des Os temporale (Schläfenbein) ist unzweifelhaft einer der schwierigsten Interpretationsbereiche für Radiologen (Hoeffner und Mukherij 2008, XI). Die heutzutage hauptsächlich verwendeten radiologischen Verfahren in der Schläfenbeindiagnostik sind die CT und die Magnetresonanztomographie (MRT). Die Wahl zwischen diesen zwei Modalitäten hängt hauptsächlich von der klinischen Fragestellung oder den zu beurteilenden anatomischen Strukturen ab (Juliano 2018). Die knöchernen und lufthaltigen Strukturen des Schläfenbeins bildet die CT ausgezeichnet ab (Kösling 2017). Die derzeit verwendeten CT-Techniken erlauben eine Bestimmung des Knochengewebes mit einer Genauigkeit von bis zu 0,3 mm, was für die Beurteilung des Knochengewebes, des äußeren Gehörgangs, des Mastoids, der knöchernen Mittelohrstrukturen und der Strukturen der Capsula otica (Ohrkapsel) relevant ist (Siemens Healthcare GmbH 2022; Pyykkö et al. 2019). Auch die Beurteilung der knöchernen Strukturen der hinteren Schädelgrube, um etwa präoperative komplikationsträchtige Anomalien wie einen Hochstand des Bulbus Venae jugularis oder prominente Emissarienvenen auszuschließen, fällt in die Domäne der CT. In der Darstellung der Weichteile der Schädelbasis, der flüssigkeitsgefüllten Innenohrstrukturen wie zum Beispiel der Cochlea oder von Hirn- oder anderen Strukturen des zentralen Nervensystems wie zum Beispiel des N. vestibulocochlearis oder die zentralen Anteile der Hörbahn, ist die MRT die bildgebende Modalität der Wahl und der CT und DVT (digitale Volumetomographie) überlegen. Die Weichteilkontrastauflösung der MRT ist demzufolge höher als die der CT (Lin und Alessio 2009). Ein wesentlicher Vorteil der MRT gegenüber der CT und auch der DVT ist der komplette Verzicht

auf die Strahlenexposition. Ein Nachteil ist die lange Untersuchungszeit des MRTs gegenüber den beiden anderen Verfahren (Kösling 2017). Die MRT-Bilderzeugung beruht auf der Anregung von Protonen durch Magnetgradienten. Von Regionen, die keine oder nur sehr wenig Protonen aufweisen wie beispielsweise Luft oder kompakter Knochen, können keine oder nur sehr geringe Signale empfangen und im Bild dargestellt werden (Kösling 2017). Somit kann für das Schläfenbein zusammengefasst werden, dass beide Modalitäten unterschiedliche anatomische und auch krankheitsrelevante Bereiche abdecken und sich hinsichtlich der Fragestellung und Darstellbarkeit von Strukturen komplementär ergänzen (Kösling 2017). Die DVT ist ein bildgebendes Verfahren, das vornehmlich in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie und der Zahnheilkunde zum Einsatz kommt. Zunehmend wird diese Technik auch in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde für die Schläfenbeinbildung oder auch für Nasennebenhöhlenaufnahmen genutzt (Teymoortash et al. 2011; Fiebich und Weber 2018).

Im Gegensatz zum CT, bei der ein Zeilendetektor zum Einsatz kommt, benutzt die DVT einen Flachdetektor, der um den Patienten herumgefahren wird, wobei viele Flächenbilder aus unterschiedlichen Projektionen entstehen (Müller 2018, 51). Dadurch ist im Vergleich zum CT eine höhere Ortsauflösung möglich.

Dementsprechend ist das DVT für Regionen, in denen ein hohes räumliches Auflösungsvermögen benötigt wird, eine wichtige bildgebende Alternative, insbesondere für den Einsatz in ambulanten Einrichtungen (Fiebich und Weber 2018). Bremek et al. (2013) beschreiben einen Vorteil gegenüber dem CT in kontrastreichen knöchernen Strukturen und metallischen Implantaten. Auch Dalchow et al. (2006) stellen die DVT als Alternative zur CT für die Beurteilung knöcherner Schläfenbeinanomalien und präoperativen Planung dar.

Teymoortash et al. (2011) schlussfolgern, dass kleine anatomische Strukturen des Schläfenbeins in der DVT mit einer höheren Aussagekraft diagnostiziert werden können als in der CT. Kurzweg et al. (2010) zeigen anhand von Cochlea-Implantaten in Formalin fixierten Schläfenbeinproben, dass die DVT eine geeignete Methode der postoperativen Positionskontrolle nach Cochlea-Implantation ist. Für die Beurteilung knöcherner Strukturen des Schläfenbeins

ist die DVT-Technologie dahingehend vorteilhaft, als dass sie für eine äquivalente Bildqualität eine geringere applizierte Strahlendosis benötigt als die CT (Pyykkö et al. 2019). Dies bestätigen auch Dalchow et al. (2006) mit ihrer Studie. Für die optimale Darstellung knöcherner Strukturen in der CT werden 120-140kV benötigt, ein DVT benötigt jedoch nur eine Röhrenspannung von 65-120kV (Müller 2018, 51). Nachteilig stellt sich das DVT jedoch durch die fehlende Einteilung der Grau- beziehungsweise Schwächungswerte in der Hounsfield-Skala dar. Somit ist das DVT primär auf die Beurteilung von dichtem Hartgewebe wie zum Beispiel Knochen und Zähnen eingegrenzt (Müller 2018, 51). Dies ist auch der Grund dafür, dass in der DVT Weichteilstrukturen nicht suffizient dargestellt werden können und somit beispielsweise Weichteiltumore übersehen werden können (Kösling 2017). Für die kraniofaziale Diagnostik ist die DVT seit 2003 in den USA der Goldstandard (Fiebich und Weber 2018).

1.5 Strahlenbelastung und Grenzwerte für den Patienten und das Personal

Berufsgruppen, die einer Strahlenexposition ausgesetzt sein können, werden behördlich strahlenschutzüberwacht. Dazu zählen unter anderem auch Personen, die mit Röntgengeräten wie dem CT arbeiten (Bundesamt für Strahlenschutz 2022). Für diese Personengruppe ist ein gesetzlicher Grenzwert festgelegt. Die maximale effektive Dosis beträgt in Europa für Erwachsene 20 Millisievert (mSv) pro Kalenderjahr (Bundesamt für Strahlenschutz 2022; Rat der Europäischen Union 2014). Weiter sind auch Organdosen wie zum Beispiel die der Augenlinse (effektive Dosis 20 mSv) oder jene der Haut, Hände, Unterarme, Füße und Knöchel (effektive Dosis 500 mSv) definiert (Bundesamt für Strahlenschutz 2022; Rat der Europäischen Union 2014). Zudem existiert für beruflich strahlenexponierte Personen eine maximale Berufslebensdosis (400 mSv), die sich aus den einzelnen effektiven Dosen über die gesamte Zeit der beruflichen Tätigkeit zusammensetzt (Bundesamt für Strahlenschutz 2022; Rat der Europäischen Union 2014). Die Erfassung und Überwachung der beruflichen Strahlenexposition erfolgt durch Dosimeter, die monatlich behördlich ausgewertet werden (Bundesamt für Strahlenschutz 2022).

Auch ein Schutz der zu röntgenden Patienten ist durch organ- beziehungsweise regionsspezifische Grenzwerte geregelt. So liegt der diagnostische Referenzwert des Schläfenbeins bei einem CTDI von 20 Milligray [mGy] (Bundesamt für Strahlenschutz 2016). Desweiteren existieren Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie. Die Leitlinie für die Region des Felsenbeins eines Erwachsenen besagt, dass die Röhrenspannung in einem Bereich von 110-130kV liegen soll, eine Augenabdeckung notwendig ist, der Patient exakt symmetrisch in Rückenlage positioniert werden muss und die Messzeit auf ≤ 2 Sekunden/ 360° Rotation einzustellen ist. Zudem erfolgt die Bildrekonstruktion mit einem hochauflösenden Rekonstruktionsalgorithmus (Bundesärztekammer 2007).

1.6 Möglicher Einfluss der Konservierung der Körperspender auf die CT-Bildgebung

Zur Einbalsamierung von Körperspendern können Chemikalien wie Formaldehyd, Glutaraldehyd, Phenol, Glycerin, Bronopol, Ethanol und Glykol verwendet werden (Balta et al. 2019). Die in dieser Studie untersuchten Körperspender sind formalinfixiert. Stieger et al. (2012), die sich mit der Gewebekonservierung des Schläfenbeins beschäftigten, stellten fest, dass die Mittelohren von einbalsamierten menschlichen Ganzkopfproben für die Forschung geeignet sind, um den eintretenden Gewebszerfall an frischen menschlichen Schläfenbeinproben zu umgehen. Fonseca et al. (2008) beschrieben, dass die röntgenologische optische Dichte von in 10 %igem Formalin gelagerten Kaninchenknochenproben mit der Zeit abnimmt, was auf das Auftreten einer Demineralisierung der Knochen hindeuten kann. Die Studie von Hempel et al. (2019), die ebenfalls die subjektive und objektive Bildqualität des Schläfenbeins anhand von lebenden Probanden mittels der FBP und dem iterativen Rekonstruktionsalgorithmus ADMIRE untersucht hat, erzielte vergleichbare Dichtewerte zu den unseren. Eine ähnlich gelagerte Studie, in welcher die Bildqualität der Halswirbelsäule an Körperspendern in der FBP und der iterativen Rekonstruktionsalgorithmen untersucht wurde, ergab eine klinisch

geeignete Bildqualität (Tozakidou et al. 2018). Seidel et al. (2017) beschreiben, dass der Zustand der anatomischen humanen Probe mit oder ohne Formalinfixation die Genauigkeit der dreidimensionalen Bildgebung nicht wesentlich beeinflusst.

2 Material und Methoden

2.1 Art der Studie, Ethik und Selektionskriterien

Zur Erhebung der Daten werden drei Körperspender, konserviert in Formaldehyd, vom Institut der Klinischen Anatomie und Zellanalytik der Universität Tübingen zur Verfügung gestellt, verwendet. Die Fixierung erfolgte durch intravasale Infusion über die Femoralarterie unter Verwendung eines IJT-50-Injektionssystems (Thalheimer, Ellwangen, Deutschland). Der Zustand des Gefäßsystems des Kadavers beeinflusst den Perfusionsdruck, welcher zwischen 0,5-1,0 bar liegt. Die Fixierungslösung setzt sich aus folgenden Komponenten zusammen: Ethanol 45,5% Volumenprozent (v/v), Glycerin 23,5% (v/v), Formalin 2% (v/v) und Lysoformin 3,6% (v/v) in H₂O (Hagedorn et al. 2021, 557).

Das Institut stellt sicher, ausschließlich Körperspendergewebe für wissenschaftliche Zwecke zu nutzen und an Dritte weiterzugeben, welches einwandfrei dokumentiert, anonymisiert und für die Wissenschaft freigegeben wird. Bei der Auswahl der drei Körperspender wird darauf geachtet, dass keine erkennbaren Pathologien in der Region des Schläfenbeins vorliegen. Geschlecht, Alter und Vorerkrankungen nehmen keinen Einfluss auf die Datenerhebung dieser Studie.

Nach den STROBE-Richtlinien handelt es sich bei dieser Forschungsarbeit um eine retrospektive Querschnittsbeobachtungsstudie (von Elm et al. 2008), welche der Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät am Universitätsklinikum Tübingen zur Begutachtung vorlag und eine schriftliche

Genehmigung erhielt (Referenznummer: 304/2018BO2). Nach Abschluss der Untersuchungen erfolgte eine Rückführung an das Institut für Klinische Anatomie und Zellanalytik Tübingen.

2.2 Computertomographie

2.2.1 Datenakquisition und Datenrekonstruktion am Körperspender

Alle Daten wurden mit einem CT der dritten Generation SOMATOM Definition AS+ (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) mit einem voll integrierten Schaltkreis-Detektor (Stellar Detektor, Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) in z-Achse akquiriert. Die Rekonstruktion der Bilddaten erfolgte im Knochenfenster (Kernel) unter Anwendung verschiedener Rekonstruktionsalgorithmen: des Standardalgorithmus FBP sowie des modellierten iterativen Rekonstruktionsverfahrens ADMIRE in fünf unterschiedlichen Rekonstruktionslevels (A1, A2, A3, A4, A5).

Die Dosiswerte wurden vom CT-Gerät als DICOM Dosisreport erzeugt und im Bildarchiv gespeichert. Aus dem erhobenen Scan-Protokoll wird durch den CT-Scanner für jede Dosis-Kombination bei allen drei Körperspendern automatisch jeweils der Computed Tomography Dose Index (CTDI [mGy]), welcher die Höhe der Strahlenbelastung in einer einzelnen CT-Schicht angibt, und das Dosis-Längen-Produkt (DLP [mGy*cm]), welches die Strahlenbelastung in Bezug auf die Länge des Untersuchungsvolumens (CTDI*Länge des Untersuchungsvolumens) angibt, erfasst.

Die Bildauswertung hinsichtlich der objektiven und subjektiven Bildqualität erfolgte mit dem Horos DICOM Medical Image Viewer (Version 2.4.0 horosproject.org, USA).

Tabelle 1: Akquirierte Dosis-Kombinationen

Darstellung der 44 akquirierten CT-Datensätze mit verschiedenen Dosis-Parametern, je unterschiedlichem Körperspender. Röhrenspannung [kV], Röhrenstrom [mAs], Computed Tomography Dose Index (CTDI) [mGy], Dosis-Längen-Produkt (DLP) [mGy*cm]

Scan-ID	Röhrenspannung [kV]	Röhrenstrom [mAs]	CTDI [mGy]	DLP [mGy*cm]
1	80	40	2,5	14,5
2	80	80	5,1	29,4
3	80	100	7,6	44,4
4	80	120	10,1	58,7
5	80	160	12,6	73,5
6	80	200	15,1	88,2
7	80	240	17,6	102,8
8	80	280	20,2	117,9
9	80	320	22,6	132,0
10	80	360	25,3	145,5
11	80	400	27,7	159,5
12	100	40	5,2	30,6
13	100	80	10,5	60,7
14	100	120	15,4	91,1
15	100	160	20,6	121,8
16	100	200	25,8	152,4
17	100	240	31,0	183,1
18	100	280	36,2	213,9
19	100	320	41,2	243,6
20	100	360	46,3	269,6
21	120	40	8,7	51,1
22	120	80	17,2	101,9
23	120	100	21,7	128,4
24	120	120	25,7	151,9
25	120	140	30,3	179,0
26	120	160	34,3	203,1
27	120	180	38,7	228,7
28	120	200	43,0	254,2
29	120	220	47,3	279,7
30	120	240	51,6	305,3
31	120	260	56,0	330,9
32	120	280	60,3	356,6
33	120	300	64,5	381,5
34	120	320	68,7	406,0
35	140	40	13,0	74,5
36	140	60	19,5	111,7
37	140	80	25,9	149,0
38	140	100	32,0	184,0
39	140	120	38,5	221,3
40	140	140	45,1	259,2
41	140	160	51,5	288,1
42	140	180	58,0	323,3
43	140	200	64,5	359,5
44	140	220	71,0	395,5

2.3 Bildqualität

2.3.1 Objektive Analyse / Objektive Bildqualität

Zur Erfassung der Parameter für die Analyse der objektiven Bildqualität werden zwei identische ROIs *regions of interest* in allen rekonstruierten CT-Bildern für sämtliche Rekonstruktionsalgorithmen eingezeichnet. ROI 1, mit einem Durchmesser von ca. 1cm^2 , wird in der hinteren Schädelgrube (HSG) positioniert. Die Platzierung von ROI 2, mit einem Durchmesser von ca. $0,4\text{cm}^2$, erfolgt in den subjektiv am dichtesten erscheinenden knöchernen Anteilen der Pars petrosa ossis temporalis (Felsenbein).

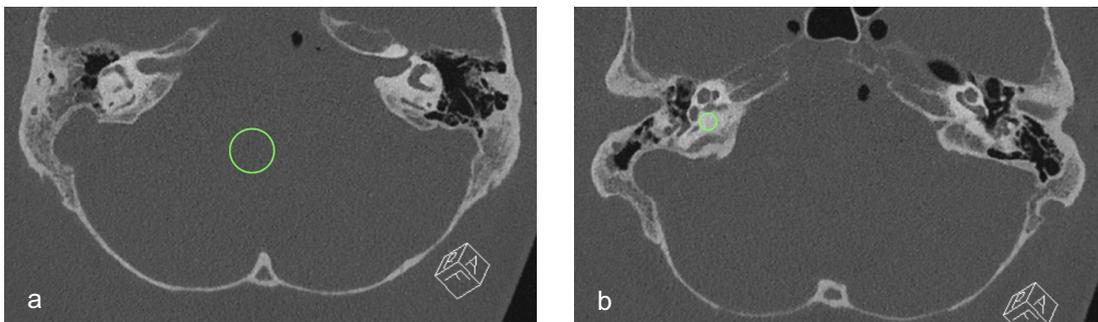


Abbildung 2: Positionen der regions of interest im Schädel-CT

(a) Positionen der region of interest (ROI) 1 (grüner Kreis) in der hinteren Schädelgrube und (b) der (ROI) 2 (grüner Kreis) in der Pars petrosa ossis temporalis in der Computertomographie.

Folgende Parameter werden aus den ROIs extrahiert:

- I. Dichte in Hounsfield Einheiten (HU)
- II. Rauschen (= Standardabweichung der Dichte in HU)
- III. Signal-Rausch-Verhältnis (signal-to-noise ratio; SNR), dimensionslos
- IV. Kontrast-Rausch-Verhältnis (contrast-to-noise ratio; CNR), dimensionslos

Die Berechnung des SNR und CNR erfolgte anhand folgender Formeln (Niu et al. 2011):

$$\text{CNR} = \frac{(\text{average HU}_{\text{ROI2}} - \text{average HU}_{\text{ROI1}})}{\sqrt{\frac{(\text{SD}_{\text{ROI2}}^2 + \text{SD}_{\text{ROI1}}^2)}{2}}} \quad \text{SNR} = \frac{\text{average HU}_{\text{ROIIn}}}{\text{SD}_{\text{ROIIn}}}$$

2.3.2 Subjektive Analyse / Subjektive Bildqualität

Für die subjektive Analyse der Bildqualität, werden die CT-Bilder aller drei Präparate in den jeweils 44 Dosis-Kombinationen (siehe Tabelle1) in der gefilterten Rückprojektion (FBP) und in den fünf ADMIRE-Iterationsstufen (A1-A5) anhand von 16 anatomischen Strukturen des Schläfenbeins, welche mit Zunahme des Bildrauschens besonders anfällig für eine eingeschränkte diagnostische Beurteilbarkeit sind, bewertet (Nauer et al. 2011). Spezielle Gesichtspunkte wie beispielsweise die Darstellung der Kontur und deren Vollständigkeit, werden in der subjektiven Beurteilung berücksichtigt. Die für die Auswertung relevanten sich wiederholenden Merkmale können auf diese Weise unabhängig von der Art der Bildrekonstruktion gleichermaßen geprüft und beurteilt werden. Für eine einheitliche Bewertung der beurteilten anatomischen Strukturen wird eine fünf-Punkte-Likert-Skala definiert:

- 1 = anatomische Struktur bei ungenügender Bildqualität nicht darstellbar
- 2 = anatomische Struktur identifizierbar, aber keine Details bei insuffizienter Bildqualität
- 3 = anatomische Struktur noch vollständig darstellbar bei akzeptabler Bildqualität
- 4 = anatomische Struktur vollständig darstellbar bei guter Bildqualität
- 5 = anatomische Struktur hochaufgelöst darstellbar bei hervorragender Bildqualität

Dieses Bewertungsschema erlaubt eine eindeutige Beurteilung der Darstellung der einzelnen Schläfenbein-Strukturen.

In Tabelle 2 sind die einzelnen zu evaluierenden Schläfenbeinstrukturen aufgelistet; die Abbildung 3 verdeutlicht die visuelle Beurteilung der subjektiven Bildqualität anhand der Likert-Skala.

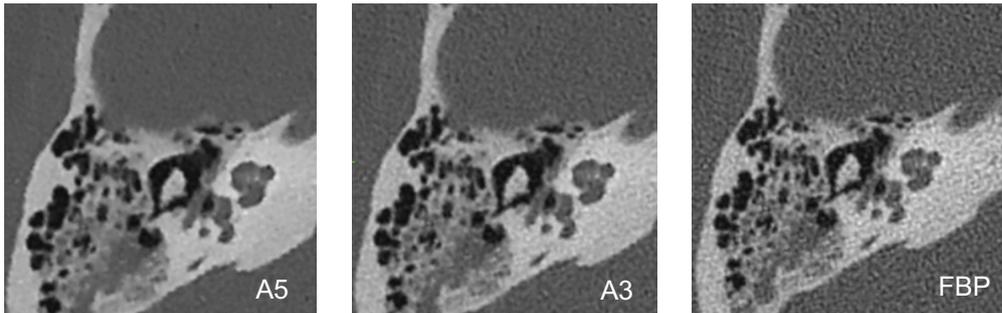


Abbildung 3: Ausschnitt der Schläfenbein-Computertomographie.

Rekonstruiert mit dem advanced modeled iterative reconstruction (ADMIRE) Algorithmus Level A5, A3 und der gefilterten Rückprojektion (FBP).

Beispielhafte Darstellung des Likert-Skala-Bewertungsschemas anhand der Paukenhöhle:

A5= 4 (anatomische Struktur vollständig darstellbar bei guter Bildqualität)

Begründung: Die Paukenhöhle ist als solche gut erkennbar, sie ist pneumatisiert und grenzt sich deutlich zu den Gehörknöchelchen ab. Die Bildqualitätseinbuße ist durch die verschwommenen, zackigen knöchernen Ränder und den verwaschenen Bildeindruck begründet. Dadurch kommt es zu einer minimalen Unschärfe der anatomischen Strukturen.

A3= 5 (anatomische Struktur hochaufgelöst darstellbar bei hervorragender Bildqualität)

Begründung: Die Paukenhöhle ist als solche gut erkennbar, sie ist pneumatisiert und grenzt sich deutlich zu den Gehörknöchelchen ab. Die knöchernen Konturen erscheinen scharf begrenzt und es sind keine Verwaschungen/Unschärfen sichtbar.

FBP= 3 (anatomische Struktur noch vollständig darstellbar bei akzeptabler Bildqualität)

Begründung: Die Paukenhöhle ist als solche gut erkennbar, sie ist pneumatisiert und grenzt sich deutlich zu den Gehörknöchelchen ab. Der subjektive visuelle Rauscheindruck ist im Vergleich zu den Rekonstruktionen mit A3 und A5 vermehrt sichtbar.

Tabelle 2: Anatomische Strukturen des Schläfenbeins

Bewertete 16 anatomische Strukturen des Schläfenbeins zur Beurteilung der subjektiven Bildqualität. Gegenüberstellung jeweiliger spezieller Gesichtspunkte.

anatomische Struktur		spezieller Gesichtspunkt
Deutsch	Nomina anatomica	
Hörschnecke	Cochlea	normale Kontur; 2,5 Windungen, Kalzifikationen
spiralförmige Knochenlamelle	Lamina spiralis ossea	Darstellung, Integrität
Knöchernen Achse der Hörschnecke (<i>Lat.: kleines Gefäß</i>)	Modiolus cochlea	Darstellung, Integrität
Vorhoflabyrinth	Labyrinthus vestibularis	Kontur, Dichte, Durchgängigkeit, Ausschluss v. Kalzifikationen
Knochenkanal des Ductus endolymphaticus	Aquaeductus vestibuli	Kontur, Dichte
Innerer Gehörgang	Meatus acusticus internus	Darstellung, Kontur
Knochenkanal des Gesichtsnervs (<i>7. Hirnnerv</i>)	Canalis nervi facialis, tympanales und mastoidales Segment	Kontur, Verlauf
Paukenhöhle/ Mittelohr	Cavitas tympani/ Auris media	Belüftung
Hammer	Malleus	Darstellung, Vollständigkeit
Amboss	Incus	Darstellung, Vollständigkeit
Ovales Fenster	Fenestra vestibuli	Kontur, Öffnung
Steigbügel	Stapes	Kontur, Position Stapes-Fußplatte
Rundes Fenster (mit Nische)	Fenestra cochleae	Kontur, Öffnung, Begrenzung, Pneumatisation
Knochenkanal der A. carotis interna	Canalis caroticus	Kontur, Dehiszenz
Drosselloch	Foramen jugulare	Kontur, Dehiszenz, Hochstand Bulbus
Warzenfortsatz	Mastoid	Kontur, Pneumatisation, Belüftung

2.4 Darlegung der anatomischen 3D-Situation anhand von Lehrbuchabbildungen

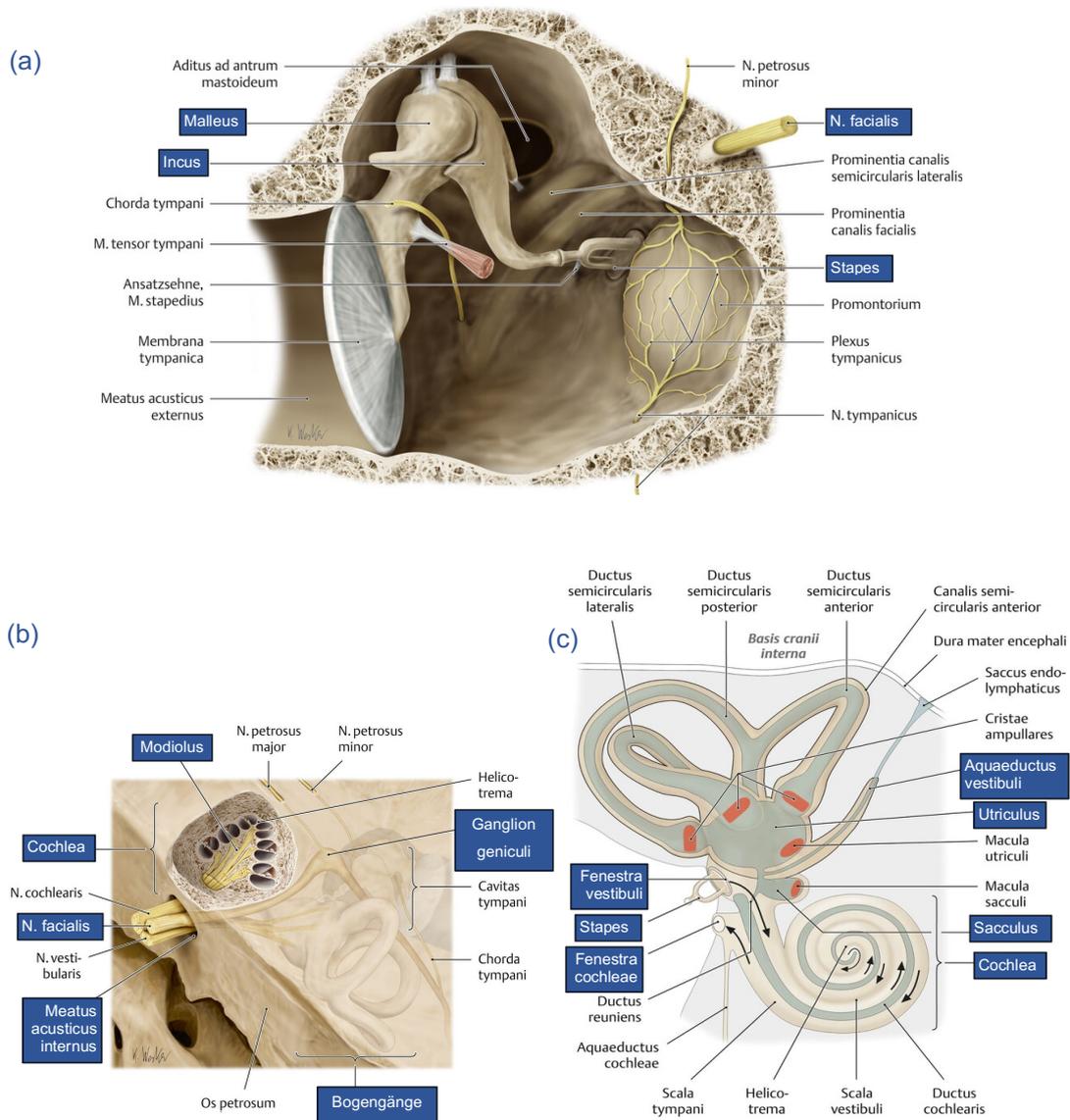


Abbildung 4: Schematische Abbildung der anatomischen Strukturen des Schläfenbeins mittels Lehrbuchabbildungen.

(a) Paukenhöhle. (b) Querschnitt durch die Cochlea. (c) Schema des Innenohrs.

Die blau markierten Strukturen gehören zu den 16 Strukturen, die für die Bildqualitätsanalyse dieser Studie herangezogen werden.

(Schünke et al. 2006, 144,148,150)

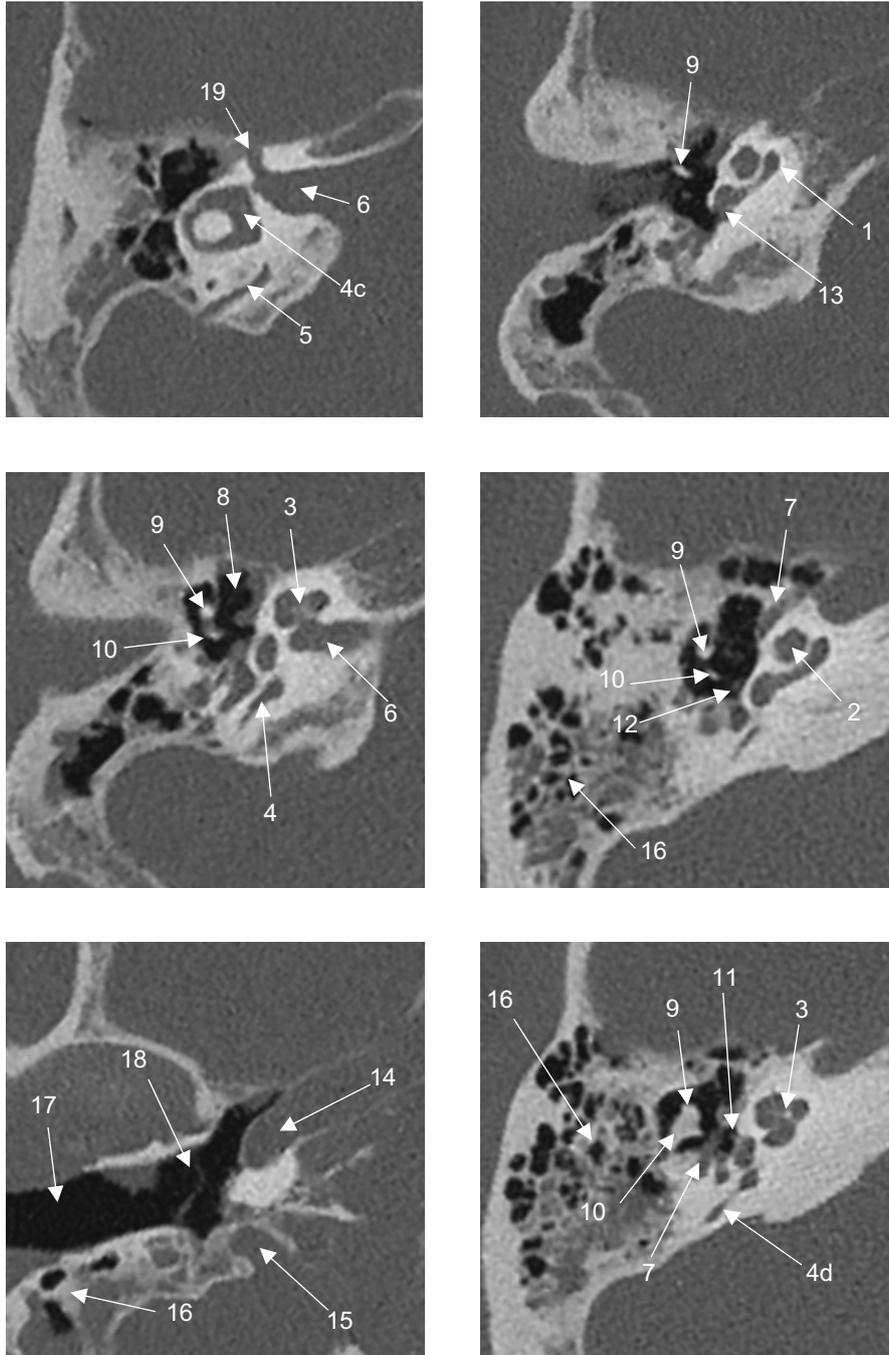


Abbildung 5: Anatomische Strukturen in der Schläfenbein-Computertomographen
 Normalbefund, axial, mit Beschriftung und Benennung der anatomischen Strukturen.
 1= Cochlea, 2=Lamina spiralis, 3=Modiolus cochlea, 4=Labyrinthus vestibularis (4a=Sacculus, 4b=Utriculus, 4c= horizontaler Bogengang, 4d=posteriorer Bogengang), 5=Aquaeductus vestibuli, 6=Meatus acusticus internus, 7=Canalis nervi facialis, 8=Cavitas tympani, 9=Malleus, 10=Incus, 11= Fenestra vestibuli, 12=Stapes, 13=Fenestra cochleae, 14=Canalis caroticus, 15= Bulbus venae jugularis, 16= Mastoid mit cellulae mastoideae, 17= Meatus acusticus externus, 18= Membrana tympani, 19= Ganglion geniculi,

2.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wird mit dem Statistikprogramm R Version 363 (<https://www.r-project.org>, Lucent Technologies) durchgeführt. Die graphische Darstellung der Ergebnisse und Werte erfolgt in Abhängigkeit des Variablentyps in Boxplots, Diagrammen und Tabellen. Das globale Signifikanzniveau wird auf $\alpha = 0,05$ festgelegt. Der Shapiro-Wilk-Test wird zur Überprüfung der Normalverteilung auf alle Variablen – Dosis (CTDI [mGy]), Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) hintere Schädelgrube (HSG), Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) der Felsenbeinspitze (FBS), Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR), Rauschen (SD) der hinteren Schädelgrube, Rauschen (SD) der Felsenbeinspitze, subjektive Bildqualität – angewandt.

Für die Korrelationsanalyse wird in Abhängigkeit von der Normalverteilung der Korrelationskoeffizient nach Spearman oder Pearson verwendet. Die Methode nach Pearson weist bei Normalverteilung der beteiligten Variablen eine höhere Teststärke als die Methode nach Spearman auf. Somit wird bei vorliegender Normalverteilung entsprechend der Korrelationskoeffizient nach Pearson verwendet. Der Korrelationskoeffizient r zeigt dabei die Richtung des Zusammenhangs an. Ist $r > 0$, besteht ein positiver Zusammenhang; bei $r < 0$ besteht ein negativer Zusammenhang. Die Kennzahl r kann Werte von -1 bis +1 annehmen, wobei der Zusammenhang umso stärker ist, je weiter r von 0 entfernt liegt. Eine Korrelation gilt als schwach bei einem Betrag von bis zu 0,30. Als mittelgradige Korrelation gilt ein Betrag zwischen 0,30 und 0,50. Eine starke Korrelation ist bei einem Betrag oberhalb von 0,50 anzunehmen.

2.5.1 Erfassung der Strahlenexposition

Für die Dosisberechnung folgt die statistische Auswertung der gemessenen CTDI [mGy] für jede der 44 Strahlenkombinationen der drei Körperspender. Es werden M (das arithmetische Mittel), Med (der Median), SD (die Standardabweichung), Min (das Minimum) und Max (das Maximum) berechnet.

2.5.2 Zusammenhänge und Unterschiede der Variablen

Zusammenhänge der Variablen von objektiver und subjektiver Bildqualität und der Dosis (CTDI)

Die Variablen CTDI [mGy] sowie das Rauschen, SNR, CNR und die Werte der subjektiven Bildqualität weisen allesamt ein metrisches Messniveau auf. Auf Grund dessen ist für die Zusammenhänge der Korrelationskoeffizient die geeignete Analyseemethode.

Zusammenhänge der Variablen zwischen der objektiven und subjektiven Bildqualität und dem ADMIRE-Algorithmus

Für die Analyse von Zusammenhängen eignet sich – wie oben erwähnt – ein Korrelationskoeffizient. Der Algorithmus, beziehungsweise die Nummer des Algorithmus, ist hierbei eine ordinale Variable, da sie eine erwartete Reihenfolge der Algorithmen hinsichtlich der Bildqualität angibt. Auf Grund des ordinalen Messniveaus muss somit für diese Fragestellung der Korrelationskoeffizient nach Spearman eingesetzt werden, da die Methode nach Pearson ein metrisches Messniveau der untersuchten Variablen voraussetzt.

Unterschiede der objektiven und subjektiven Bildqualität zwischen der FBP und ADMIRE

Die Fragestellung bezüglich der Unterschiede der objektiven und subjektiven Bildqualität zwischen der FBP und ADMIRE erfordert einen Gruppenvergleich für verbundene Stichproben, da die Werte der untersuchten Variablen für jede der 44 Scan-IDs vorliegen. Die untersuchten Variablen weisen allesamt ein metrisches Messniveau auf. Als Test zum Vergleich der FBP- und der ADMIRE-Gruppen hinsichtlich dieser Variablen kommen der t-Test für verbundene Stichproben sowie der Wilcoxon-Test in Frage. Der t-Test setzt eine Normalverteilung der untersuchten Variablen voraus, während bei nicht vorhandener Normalverteilung der Wilcoxon-Test eingesetzt werden muss. Wie oben bereits erläutert, sind das Rauschen der hinteren Schädelgrube und das Rauschen der Felsenbeinspitze nicht normalverteilt, während im Gegensatz

dazu SNR der hinteren Schädelgrube, SNR der Felsenbeinspitze, CNR und die Werte der subjektiven Bildqualität normalverteilt sind. Aufgrund dessen kommt für das Rauschen der hinteren Schädelgrube und das Rauschen der Felsenbeinspitze der Wilcoxon-Test und bei dem SNR der hinteren Schädelgrube, dem SNR der Felsenbeinspitze, CNR und den Werten der subjektiven Bildqualität der t-Test für verbundene Stichproben zum Einsatz. Da in dieser Fragestellung die sechs Gruppen (FBP und ADMIRE A1-A5) paarweise miteinander verglichen werden, werden hier für jede Variable mehrere Tests durchgeführt. Um bei sechs Gruppen jede mit jeder zu vergleichen, sind insgesamt $5+4+3+2+1=15$ Tests notwendig. Somit wird hier eine Bonferroni-Korrektur der p-Werte vorgenommen, um für jede untersuchte Variable bei mehrfachen Tests ein globales Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$ zu gewährleisten. Somit lautet der korrigierte p-Wert 0,003.

3 Ergebnisse

3.1 Deskriptive Statistik

Die folgende Tabelle zeigt grundlegende deskriptive Kennzahlen für die Variablen SNR (Signal-Rausch-Verhältnis) der hinteren Schädelgrube, SNR der Felsenbeinspitze, CNR (Kontrast-Rausch-Verhältnis) und die Werte der subjektiven Bildqualität unter Berücksichtigung der Rekonstruktionsverfahren gefilterte Rückprojektion (FBP) und dem advanced modeled iterative reconstruction" (ADMIRE) Algorithmus A1-A5.

Tabelle 3: Deskriptive Kennzahlen

Deskriptive Kennzahlen für die Variablen Signal-Rausch-Verhältnis in der hinteren Schädelgrube (SNR HSG), Signal-Rausch-Verhältnis in der Felsenbeinspitze (SNR FBS), Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) und die Werte der Likert-Skala von 1-5 der subjektive (subj.) Bildqualität in Bezug auf die Rekonstruktionsverfahren gefilterte Rückprojektion (FBP) und dem advanced modeled iterative reconstruction-Algorithmus A1-A5. Hierbei bezeichnet M das arithmetische Mittel, Med den Median, SD die Standardabweichung und Min und Max das Minimum und das Maximum.

Variable	M	Med	SD	Min	Max
CTDI [mGy]	31.49	26.84	19.07	2.49	70.96
SNR HSG					
FBP	0.10	0.10	0.03	0.05	0.22
A1	0.11	0.11	0.03	0.05	0.19
A2	0.11	0.11	0.03	0.05	0.19
A3	0.13	0.13	0.05	0.06	0.23
A4	0.17	0.17	0.07	0.07	0.32
A5	0.23	0.22	0.10	0.08	0.48
SNR FBS					
FBP	5.49	5.60	1.40	2.80	8.77
A1	6.23	6.41	1.57	3.29	9.72
A2	7.14	7.35	1.83	3.81	11.34
A3	8.37	8.72	2.10	4.48	13.38
A4	10.06	10.35	2.51	5.54	16.32
A5	12.46	12.51	3.00	7.22	19.77
CNR					
FBP	5.83	5.88	1.63	2.77	9.11
A1	6.68	6.75	1.85	3.30	10.36
A2	7.71	7.90	2.13	3.89	12.22
A3	9.29	9.70	2.54	4.68	14.64
A4	11.48	11.96	3.11	5.91	18.51
A5	14.66	15.02	3.85	7.95	23.51
Subj. Bildqualität					
FBP	3.44	3.41	0.84	1.42	4.44
A1	3.60	3.76	0.80	1.42	4.44
A2	3.73	3.93	0.76	1.42	4.44
A3	3.90	4.18	0.68	1.46	4.46
A4	3.87	4.12	0.69	1.46	4.44
A5	3.53	3.59	0.76	1.46	4.42

3.1.1 Objektive Analyse

Es zeigt sich, dass das SNR in der ROI der hinteren Schädelgrube mit $M=0,23$ bei A5 den höchsten Durchschnittswert aufweist, absteigend gefolgt von A4, A3, A2, A1 und der FBP. Dieselbe Tendenz ist ebenso bei dem SNR in der ROI der Felsenbeinspitze zu erkennen. Auch hier wird mit $M=12,46$ das SNR bei A5 am höchsten und in absteigender Reihenfolge von A4, A3, A2, A1 und FBP ermittelt. Die Variable CNR zeigt ebenfalls bei A5 mit $M=14,66$ den höchsten Durchschnittswert und die gleiche absteigende Reihenfolge des CNR, welche bereits für die SNR-Werte beobachtet werden konnte. Dass die SNR und CNR-Variablen in der Reihenfolge FBP, A1, A2, A3, A4 und A5 zunehmen, ist in den folgenden Abbildungen 6 bis 8 zu erkennen. Demzufolge nimmt sowohl die SNR als auch die CNR mit dem Algorithmus-Level zu. Je stärker die Iteration des ADMIRE-Algorithmus, desto stärker fällt die SNR und die CNR aus. Am geringsten ist sie in der FBP.

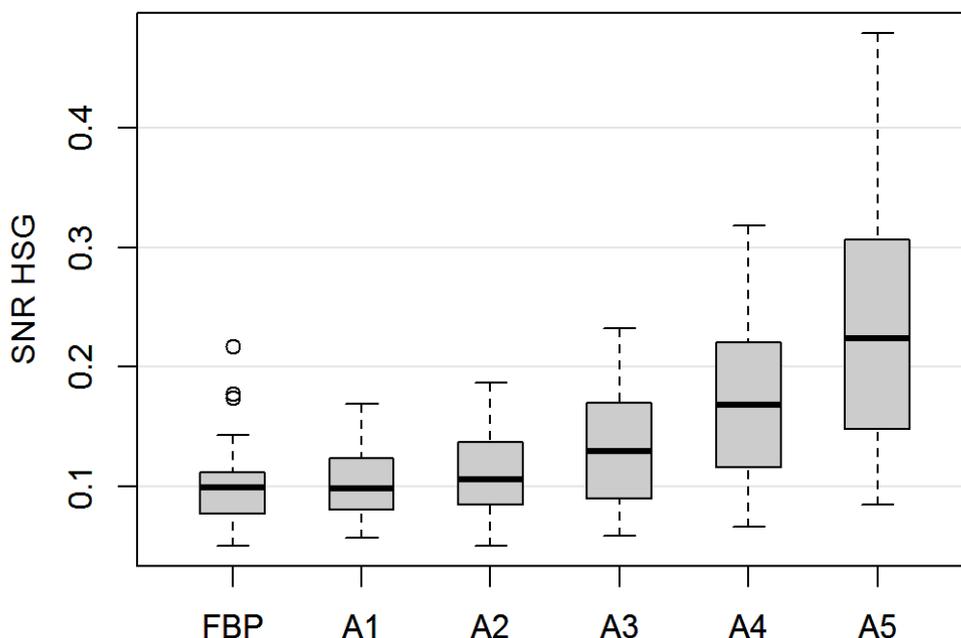


Abbildung 6 : Signal-Rausch-Verhältnis in der hinteren Schädelgrube

Darstellung des Signal-Rausch-Verhältnisses in der hinteren Schädelgrube (SNR HSG) zwischen der gefilterten Rückprojektion (FBP) und den 5 Stufen des advanced modeled iterative reconstruction-Algorithmus (A1-A5) mittels Boxplots. SNR ist dimensionslos

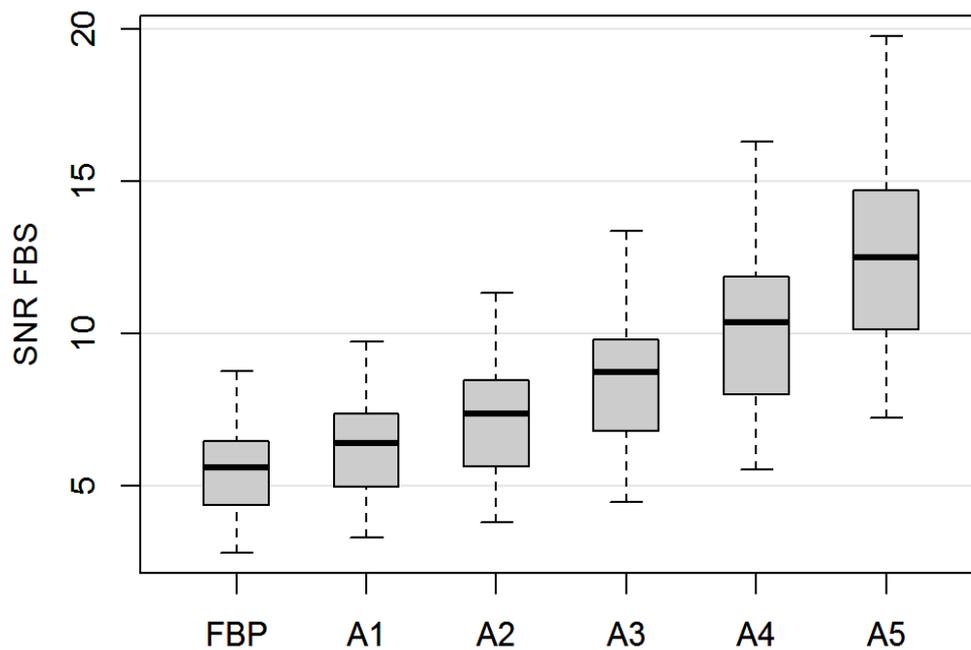


Abbildung 7: Signal-Rausch-Verhältnis in der Felsenbeinspitze

Darstellung des Signal-Rausch-Verhältnisses in der Felsenbeinspitze (SNR FBS) zwischen der gefilterten Rückprojektion (FBP) und den 5 Stufen des advanced modeled iterative reconstruction-Algorithmus (A1-A5) mittels Boxplots. SNR ist dimensionslos

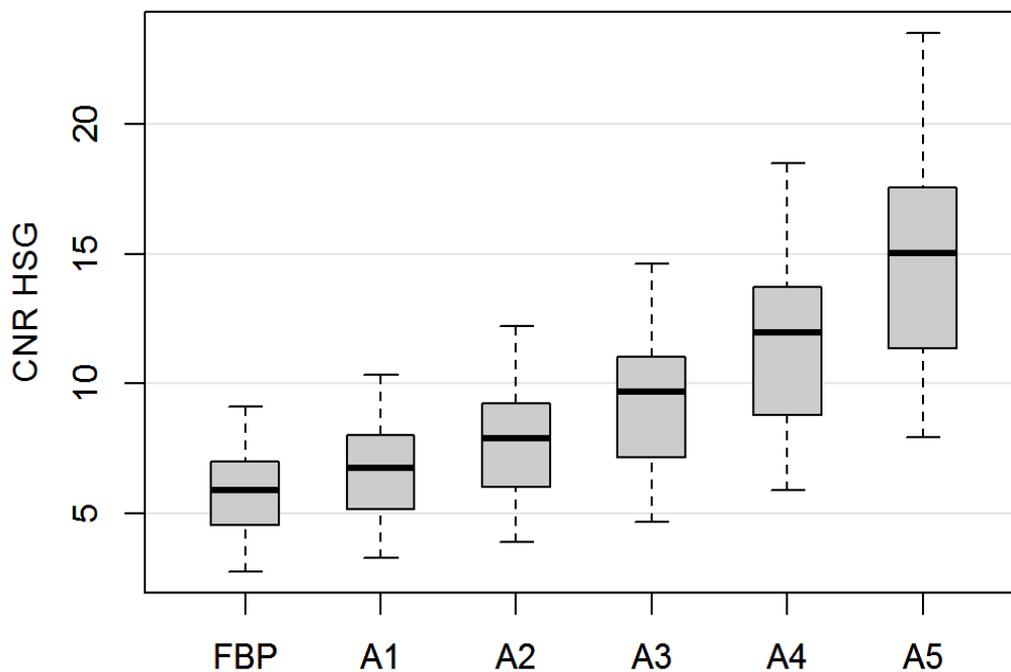


Abbildung 8: Kontrast-Rausch-Verhältnis zwischen der Rückfilterprojektion und den ADMIRE-Levels

Darstellung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses (CNR) zwischen der gefilterten Rückprojektion (FBP) und den 5 Stufen des advanced modeled iterative reconstruction-Algorithmus (A1-A5) mittels Boxplots. SNR ist dimensionslos

3.1.2 Subjektive Analyse

Die subjektive Bildqualität zeigt eine andere Tendenz. Hier liegt bei A3 mit M= 3,90 der höchste Durchschnittswert vor. Demzufolge wird auch eine andere Reihenfolge (A4, A2, A1, A5, FBP) der subjektiven Bildqualität in Bezug auf die Rekonstruktionsmöglichkeiten ermittelt.

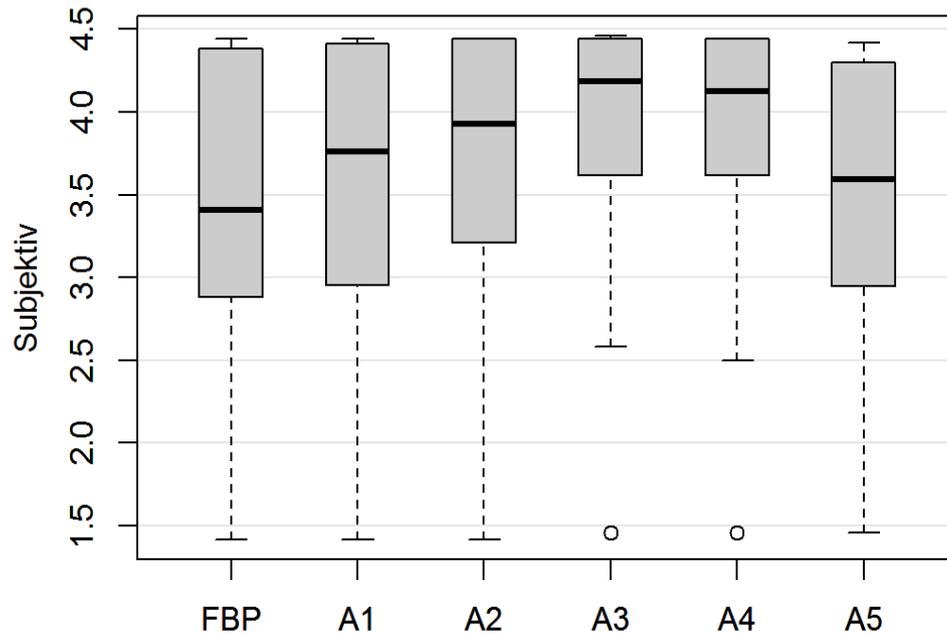


Abbildung 9: Subjektive Bildqualität in der Rückfilterprojektion und den ADMIRE-Levels
Darstellung der subjektiven Bildqualität in der gefilterten Rückprojektion (FBP) und der 5 Stufen des advanced modeled iterative reconstruction-Algorithmus (A1-A5) mittels Boxplots. Subjektiv= subjektive Bildqualität, Darstellung mittels Likert-Skala von 1-5.

3.1.3 Dichte und Rauschen

Die erhobenen Werte beziehen sich auf folgende Variablen: Dichte (HU) der hinteren Schädelgrube, Rauschen der hinteren Schädelgrube (SD der Dichte in HU) der Felsenbeinspitze und Rauschen der Felsenbeinspitze (SD der Dichte in HU). Auch diese Variablen liegen in den 6 Variationen FBP, A1, A2, A3, A4 und A5 vor.

Tabelle 4: Dichte und Rauschen in der hinteren Schädelgrube und in der Felsenbeinspitze

Dargestellt sind M, das arithmetische Mittel, Med, der Median, SD, die Standardabweichung sowie Min und Max, das Minimum und das Maximum der Variablen Dichte (HU) und Rauschen (SD der Dichte in HU) in der hinteren Schädelgrube (HSG) sowie Dichte (HU) und Rauschen (SD der Dichte in HU) in der Felsenbeinspitze (FBS). Auch diese Variablen liegen in der Rückfilterprojektion und dem advanced modeled iterative reconstruction-Algorithmus (ADMIRE) A1, A2, A3, A4 und A5 vor.

Variable	M	Med	SD	Min	Max
HSG HU					
FBP	27.73	15.33	28.6	6.33	125.00
A1	20.05	12.84	17.84	4.67	86.67
A2	15.57	11.84	10.97	4.67	55.33
A3	12.44	10.84	5.80	5.00	32.67
A4	10.69	10.00	3.76	5.00	19.67
A5	9.73	9.33	3.12	4.67	17.33
HSG SD					
FBP	311.47	276.34	122.55	167.67	574.67
A1	271.33	238.67	109.88	144.33	511.33
A2	238.45	203.5	105.22	120.33	490.33
A3	187.76	161.67	81.98	96.33	269.33
A4	144.49	123.67	64.76	72.67	290.00
A5	105.76	88.50	51.94	50.00	264.33
FBS HU					
FBP	1799.47	1707.16	234.62	1490.33	2286.67
A1	1805.42	1710.66	243.79	1480.33	2296.33
A2	1808.76	1699.5	251.97	1480.00	2307.33
A3	1811.08	1698.84	258.96	1477.00	2314.00
A4	1812.30	1700.5	262.49	1476.00	2316.67
A5	1812.24	1709.84	263.52	1475.00	2317.33
FBS SD					
FBP	359.99	320.66	119.11	199.11	650.33
A1	318.13	286.83	105.53	178.33	560.00
A2	279.01	246.67	95.88	152.00	490.33
A3	238.01	208.50	81.50	129.33	419.33
A4	198.16	171.00	68.04	105.00	338.67
A5	159.88	140.17	52.49	87.33	260.00

Der Tabelle 4 ist zu entnehmen, dass die Dichte der hinteren Schädelgrube (HU HSG) im Durchschnitt ($M= 27.73$) und im Median ($Med=15.33$) den höchsten Wert in der FBP angibt, absteigend gefolgt von A1, A2, A3, A4 und A5. Dieselbe Abfolge zeigt sich auch für das Rauschen der hinteren Schädelgrube (SD HSG) ($M=311.47$) und für das Rauschen der Felsenbeinspitze (SD FBS) ($M=359.99$). Eine andere Tendenz ergab sich für die Dichte der Felsenbeinspitze. Hier ist hinsichtlich des Mittelwertes und des Medians kaum ein Unterschied zwischen der FBP und den fünf ADMIRE-Iterationsstufen zu erkennen.

In den folgenden Boxplots (Abbildung 10,11,12,13) lässt sich ablesen, dass die Dichte (HU) der hinteren Schädelgrube, das Rauschen (SD) der hinteren Schädelgrube sowie das Rauschen (SD) der Felsenbeinspitze umso niedriger ausfallen, je stärker die ADMIRE-Iterationsstufe ist. Die Variable Dichte (HU) der Felsenbeinspitze hingegen zeigt anhand der Boxenhöhe keine erkennbaren Unterschiede zwischen FBP und den fünf Iterationsstufen des ADMIRE-Algorithmus.

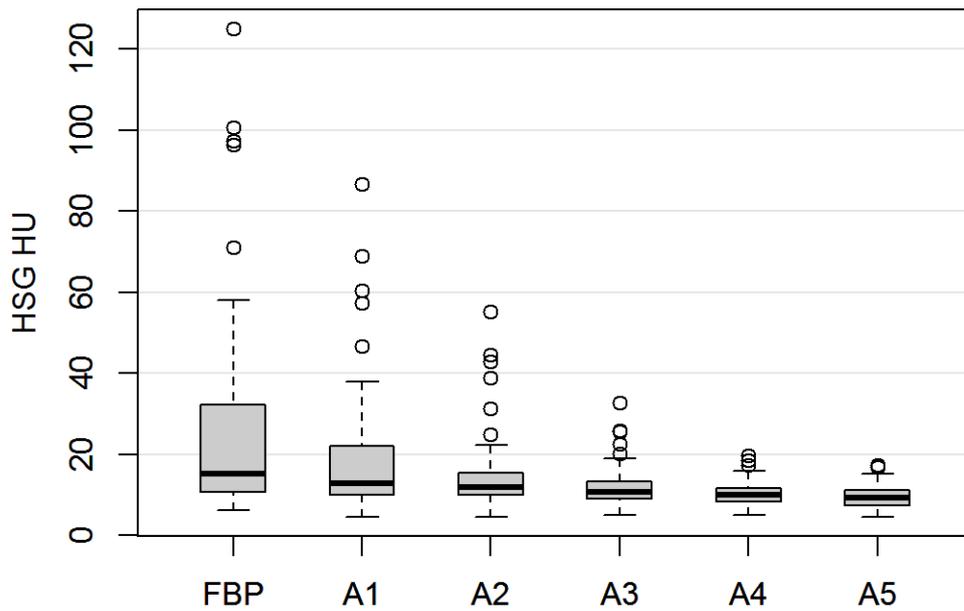


Abbildung 10: Dichtewerte in der hinteren Schädelgrube

Darstellung der Dichtewerte in der hinteren Schädelgrube (HSG HU) in der gefilterten Rückprojektion (FBP) und in den 5 Stufen des advanced modeled iterative reconstruction-Algorithmus (A1-A5) mittels Boxplots.

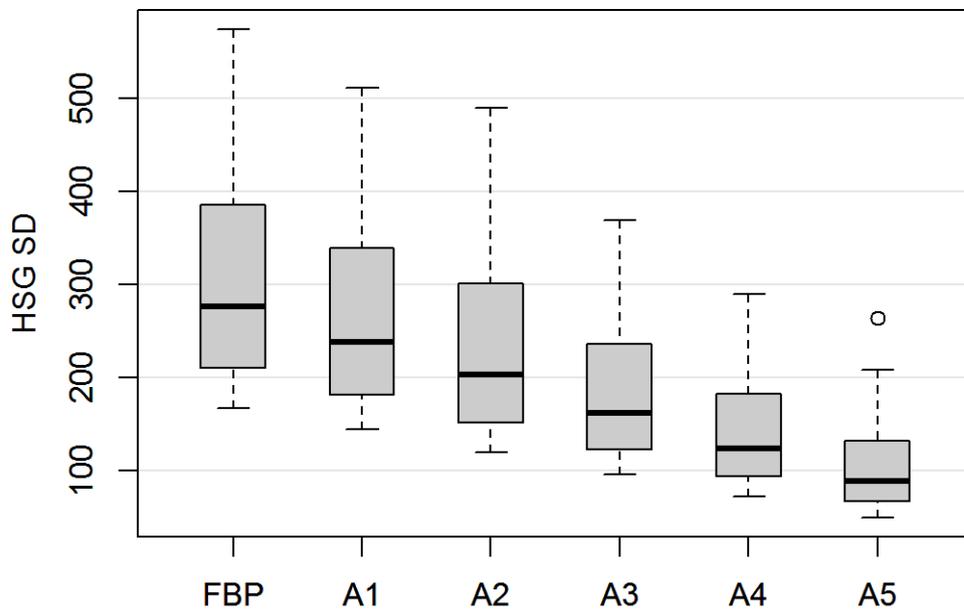


Abbildung 11: Rauschwerte in der hinteren Schädelgrube

Darstellung der Rauschwerte in der hinteren Schädelgrube (HSG SD) in der gefilterten Rückprojektion (FBP) und den 5 Stufen des advanced modeled iterative reconstruction-Algorithmus (A1-A5) mittels Boxplots. (HSG SD HU)

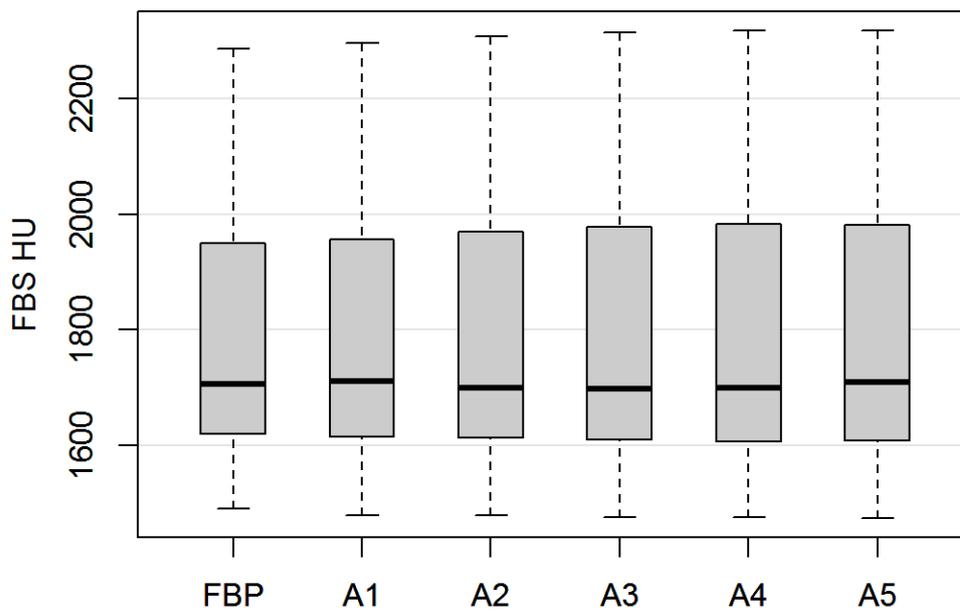


Abbildung 12: Dichtewerte in der Felsenbeinspitze

Darstellung der Dichtewerte der Felsenbeinspitze (FBS HU) in der gefilterten Rückprojektion (FBP) und den 5 Stufen des advanced modeled iterative reconstruction-Algorithmus (A1-A5) mittels Boxplots.

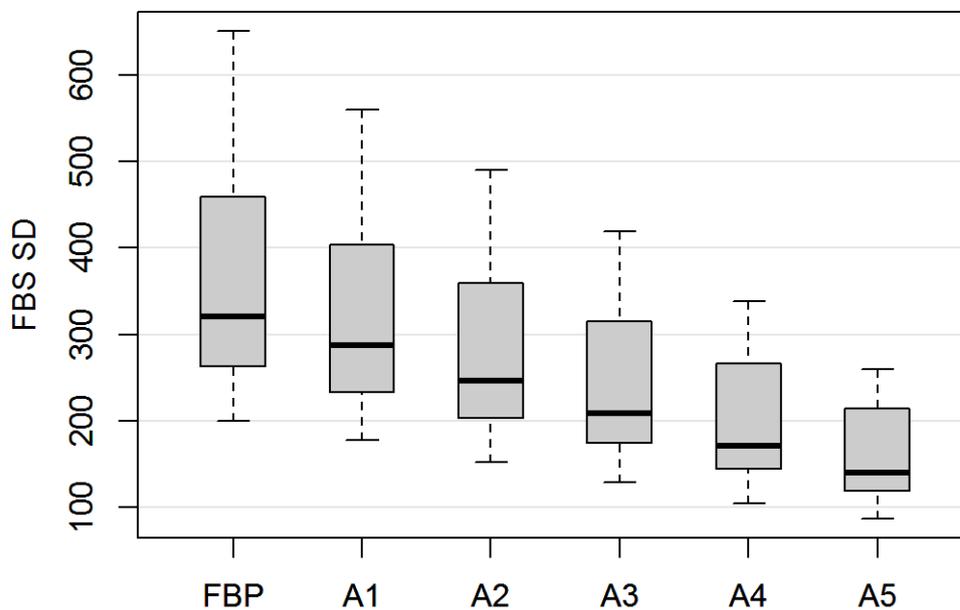


Abbildung 13: Rauschwerte in der Felsenbeinspitze

Darstellung der Rauschwerte der Felsenbeinspitze (FBS SD) in der gefilterten Rückprojektion (FBP) und den 5 Stufen des advanced modeled iterative reconstruction-Algorithmus (A1-A5) mittels Boxplots. (FBS SD HU)

3.2 Einflussgröße der Dosis (CTDI)

Die Tabelle beschreibt die Korrelation zwischen den Variablen Rauschen, SNR, CNR in der hinteren Schädelgrube und der Felsenbeinspitze und der subjektiven Bildqualität mit dem CTDI [mGy] in den unterschiedlichen Rekonstruktionstechniken (FBP, ADMIRE A1-A5) in den verschiedenen ROIs. Der Tabelle 5 ist Folgendes zu entnehmen:

Fast alle berechneten Korrelationen zeigen einen p-Wert von $p < 0,001$. Die einzige Ausnahme stellt die nicht signifikante Korrelation zwischen dem CTDI [mGy] und SNR der hinteren Schädelgrube in der FBP ($p = 0,530$) dar.

Tabelle 5: Korrelationsanalyse nach Pearson

Ergebnisse der Korrelationsanalyse nach Pearson für die Variablen Rauschen (SD) und Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) in der hinteren Schädelgrube (HSG) und Felsenbeinspitze (FBS) sowie das Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) und die subjektive Bildqualität, dargestellt in Kombination mit der gefilterten Rückprojektion (FBP) und advanced modeled iterative reconstruction-Algorithmus (ADMIRE) A1-A5.

	FBP	A1	A2	A3	A4	A5
HSG SD						
r	-0.98	-0.98	-0.90	-0.98	-0.98	-0.90
p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
FBS SD						
r	-0.97	-0.97	-0.96	-0.95	-0.94	-0.88
p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
SNR HSG						
r	-0.10	0.49	0.83	0.94	0.95	0.91
p	0,530	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
SNR FBS						
r	0.93	0.94	0.93	0.91	0.88	0.81
p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
CNR						
r	0.96	0.96	0.94	0.94	0.93	0.86
p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Subjektive Bildqualität						
r	0.98	0.98	0.96	0.91	0.95	0.98
p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001

3.2.1 Zusammenhang zwischen der Dosis (CTDI) und der objektiven Bildqualität

Die Variable Rauschen der hinteren Schädelgrube und Rauschen der Felsenbeinspitze zeigen für die FBP und alle fünf ADMIRE-Iterationsstufen eine negative Korrelation mit dem CTDI [mGy] in Tabelle 5. Bei dem SNR der hinteren Schädelgrube ist für die FBP keine signifikante Korrelation mit dem CTDI [mGy] erkennbar. Des Weiteren liegen für den SNR der hinteren Schädelgrube signifikant positive Korrelationen mit dem CTDI [mGy] bezüglich der Iterationsstufe ADMIRE 1 bis 5 vor. Die SNR der Felsenbeinspitze und die CNR korrelieren stets positiv bei beiden untersuchten Rekonstruktionsverfahren mit dem CTDI [mGy].

3.2.2 Zusammenhang zwischen der Dosis (CTDI) und der subjektiven Bildqualität

Die subjektive Bildqualität korreliert stets positiv mit dem CTDI [mGy] in Tabelle 5.

3.3 Rekonstruktionsalgorithmen

Tabelle 6: Korrelationsanalyse des ADMIRE-Algorithmus

Korrelationsanalyse des advanced modeled iterative reconstruction-Algorithmus (ADMIRE) mit den Variablen Rauschen (SD) und Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) in der hinteren Schädelgrube (HSG) und Felsenbeinspitze (FBS), Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) und subjektiver Bildqualität.

	ADMIRE	ADMIRE
	r	p
HSG SD	-0.62	<0,001
FBS SD	-0.58	<0,001
SNR HSG	0.57	<0,001
SNR FBS	0.69	<0,001
CNR	0.71	<0,001
Subjektive Bildqualität	-0.04	0,542

3.3.1 Objektive und subjektive Bildqualität in Bezug auf die ADMIRE-Iterationsstufen

Die Variablen Rauschen der Felsenbeinspitze und Rauschen der hinteren Schädelgrube zeigen eine signifikant negative Korrelation mit der Iterationsstärke des Rekonstruktionsalgorithmus ADMIRE. Das heißt je stärker die Iteration des Algorithmus, desto niedriger gibt sich das Rauschen in der Felsenbeinspitze und der hinteren Schädelgrube zu erkennen. Für die drei Variablen SNR der hinteren Schädelgrube, SNR der Felsenbeinspitze und CNR liegen signifikant positive Korrelationen vor. Mit steigender ADMIRE-Iterationsstärke steigen die SNR- und CNR-Werte kontinuierlich an. Für die subjektive Bildqualität liegt keine signifikante Korrelation mit der Iterationsstärke des Algorithmus vor. Ursache ist das Fehlen eines monotonen Zusammenhangs zwischen ADMIRE-Level und subjektiver Bildqualität.

3.3.2 Objektive Bildqualität in Bezug auf die unterschiedlichen Rekonstruktionsalgorithmen

Tabelle 7: p-Werte des Bildrauschens in der hinteren Schädelgrube

Darstellung der p-Werte des Bildrauschens in der hinteren Schädelgrube (SD HSG) in der gefilterten Rückprojektion (FBP) und in dem advanced modeled iterative reconstruction Algorithmus (ADMIRE) in den Iterationsstufen A1-A5.

HSG SD[HU]	FBP	A1	A2	A3	A4	A5
FBP						
A1	p<0,001					
A2	p<0,001	p<0,001				
A3	p<0,001	p<0,001	p<0,001			
A4	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001		
A5	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	

Für die Variable Rauschen der hinteren Schädelgrube ist zu sehen, dass jeder der p-Werte kleiner als 0,05 ist. Dies bedeutet, dass sich alle Gruppen signifikant voneinander unterscheiden. Aus der Deskriptivtabelle 3 sowie den Boxplots im vorangegangenen Kapitel ist zu entnehmen, dass das Rauschen der hinteren Schädelgrube von der FBP zu A5 kontinuierlich niedriger wird. Somit ergeben sich für das Rauschen der hinteren Schädelgrube die folgenden signifikanten Ergebnisse:

- Das Rauschen der hinteren Schädelgrube ist bei FBP signifikant höher als bei A1, A2, A3, A4, A5.
- Das Rauschen der hinteren Schädelgrube ist bei A1 signifikant höher als bei A2, A3, A4, A5.
- Das Rauschen der hinteren Schädelgrube ist bei A2 signifikant höher als bei A3, A4, A5.
- Das Rauschen der hinteren Schädelgrube ist bei A3 signifikant höher als bei A4, A5.
- Das Rauschen der hinteren Schädelgrube ist bei A4 signifikant höher als bei A5.

Tabelle 8: p-Werte des Bildrauschens in der Felsenbeinspitze.

Darstellung der p-Werte des Bildrauschens in der Felsenbeinspitze (FBS SD) in der gefilterten Rückprojektion (FBP) und in dem advanced modeled iterative reconstruction Algorithmus (ADMIRE) in den Iterationsstufen A1-A5.

FBS SD[HU]	FBP	A1	A2	A3	A4	A5
FBS						
A1	p<0,001					
A2	p<0,001	p<0,001				
A3	p<0,001	p<0,001	p<0,001			
A4	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001		
A5	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	

Auch hier zeigt jeder der paarweisen Vergleiche einen p-Wert unter 0,05 und somit einen signifikanten Unterschied. Aus dem Boxplot (Abbildung 13) ist für das Rauschen der Felsenbeinspitze bekannt, dass das Rauschen der Felsenbeinspitze von FBP zu A5 kontinuierlich fallende Werte aufweist. Somit ergeben sich die folgenden signifikanten Unterschiede:

- Das Rauschen der Felsenbeinspitze ist bei FBP signifikant höher als bei A1, A2, A3, A4, A5.
- Das Rauschen der Felsenbeinspitze ist bei A1 signifikant höher als bei A2, A3, A4, A5.
- Das Rauschen der Felsenbeinspitze ist bei A2 signifikant höher als bei A3, A4, A5.
- Das Rauschen der Felsenbeinspitze ist bei A3 signifikant höher als bei A4, A5.
- Das Rauschen der Felsenbeinspitze ist bei A4 signifikant höher als bei A5.

Tabelle 9: p-Werte für das Signal-Rausch-Verhältnis in der hinteren Schädelgrube

Darstellung der Ergebnisse der p-Werte für das Signal-Rausch-Verhältnis in der hinteren Schädelgrube (SNR HSG) für die gefilterte Rückprojektion (FBP) und für den advanced modeled iterative reconstruction Algorithmus (ADMIRE) in den Iterationsstufen A1-A5.

SNR HSG	FBP	A1	A2	A3	A4	A5
FBS						
A1	p=1,000					
A2	p=1,000	p=0,037				
A3	p=0,027	p<0,001	p<0,001			
A4	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001		
A5	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	

Hier zeigen nicht alle Tests einen signifikanten Unterschied. Den Boxplots in Abbildung 6 ist zu entnehmen, dass die SNR der hinteren Schädelgrube von FBP zu A5 ansteigt. Somit liegen die folgenden signifikanten Unterschiede vor:

- Die SNR der hinteren Schädelgrube ist bei FBP signifikant niedriger als bei A3, A4, A5.
- Die SNR der hinteren Schädelgrube ist bei A1 signifikant niedriger als bei A3, A4, A5.
- Die SNR der hinteren Schädelgrube ist bei A2 signifikant niedriger als bei A3, A4, A5.
- Die SNR der hinteren Schädelgrube ist bei A3 signifikant niedriger als bei A4, A5.
- Die SNR der hinteren Schädelgrube ist bei A4 signifikant niedriger als bei A5.

Tabelle 10: p-Werte für das Signal-Rausch-Verhältnis in der Felsenbeinspitze

Darstellung der Ergebnisse der p-Werte für das Signal-Rausch-Verhältnis in der Felsenbeinspitze (SNR FBS) für die gefilterte Rückprojektion (FBP) und für den advanced modeled iterative reconstruction Algorithmus (ADMIRE) in den Iterationsstufen A1-A5.

SNR FBS	FBP	A1	A2	A3	A4	A5
FBS						
A1	p<0,001					
A2	p<0,001	p<0,001				
A3	p<0,001	p<0,001	p<0,001			
A4	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001		
A5	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	

Für die SNR der Felsenbeinspitze liefern alle Paarvergleiche ein signifikantes Ergebnis. Die Betrachtung der Boxplots Abbildung 7 hat gezeigt, dass die SNR der Felsenbeinspitze von FBP zu A5 ansteigt. Somit ergeben sich die folgenden signifikanten Unterschiede für die SNR der Felsenbeinspitze:

- Die SNR der Felsenbeinspitze ist bei FBP signifikant niedriger als bei A1, A2, A3, A4, A5.
- Die SNR der Felsenbeinspitze ist bei A1 signifikant niedriger als bei A2, A3, A4, A5.
- Die SNR der Felsenbeinspitze ist bei A2 signifikant niedriger als bei A3, A4, A5.
- Die SNR der Felsenbeinspitze ist bei A3 signifikant niedriger als bei A4, A5.
- Die SNR der Felsenbeinspitze ist bei A4 signifikant niedriger als bei A5.

Tabelle 11: p-Werte für das Kontrast-Rausch-Verhältnis

Darstellung der Ergebnisse der p-Werte für das Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) für die gefilterte Rückprojektion (FBP) und für den advanced modeled iterative reconstruction Algorithmus (ADMIRE) in den Iterationsstufen A1-A5.

CNR	FBP	A1	A2	A3	A4	A5
FBS						
A1	p<0,001					
A2	p<0,001	p<0,001				
A3	p<0,001	p<0,001	p<0,001			
A4	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001		
A5	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	

Auch hier ist jeder der Paarvergleiche signifikant und die CNR steigt von FBP zu A5 an. Somit liegen die folgenden signifikanten Unterschiede vor:

- CNR ist bei FBP signifikant niedriger als bei A1, A2, A3, A4, A5.
- CNR ist bei A1 signifikant niedriger als bei A2, A3, A4, A5.
- CNR ist bei A2 signifikant niedriger als bei A3, A4, A5.
- CNR ist bei A3 signifikant niedriger als bei A4, A5.
- CNR ist bei A4 signifikant als niedriger bei A5.

3.3.3 Subjektive Bildqualität in Bezug auf die unterschiedlichen Rekonstruktionsalgorithmen

Tabelle 12: p-Werte der subjektiven Bildqualität

Darstellung der Ergebnisse der p-Werte der subjektiven Bildqualität für die gefilterte Rückprojektion (FBP) und für den advanced modeled iterative reconstruction Algorithmus (ADMIRE) in den Iterationsstufen A1-A5.

Subjektive Bildqualität	FBP	A1	A2	A3	A4	A5
FBS						
A1	p<0,001					
A2	p<0,001	p<0,001				
A3	p<0,001	p<0,001	p<0,001			
A4	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,002		
A5	p=0,003	p=0,002	p<0,001	p<0,001	p<0,001	

Wiederum zeigt sich für alle Paarvergleiche ein signifikantes Ergebnis. Tabelle 3 ist zu entnehmen, dass, im Gegensatz zu den vorherigen Variablen, das Maximum der subjektiven Bildqualität bei A3 und nicht bei A5 liegt. Somit ergeben sich die folgenden signifikanten Unterschiede:

- Die subjektive Bildqualität ist bei der FBP signifikant niedriger als bei A1, A2, A3, A4 und A5.
- Die subjektive Bildqualität ist bei A1 signifikant höher als bei der FBP und bei A5 und signifikant niedriger als bei A2, A3 und A4.
- Die subjektive Bildqualität ist bei A2 signifikant höher als bei FBP, A1 und bei A5 und signifikant niedriger als bei A3 und A4.
- Die subjektive Bildqualität ist bei A3 signifikant höher als bei allen anderen Gruppen.
- Die subjektive Bildqualität ist bei A4 signifikant höher als bei FBP, A1, A2 und A5 und signifikant niedriger als bei A3.
- Die subjektive Bildqualität ist bei A5 signifikant höher als bei FBP und signifikant niedriger als bei A1, A2, A3 und A4.

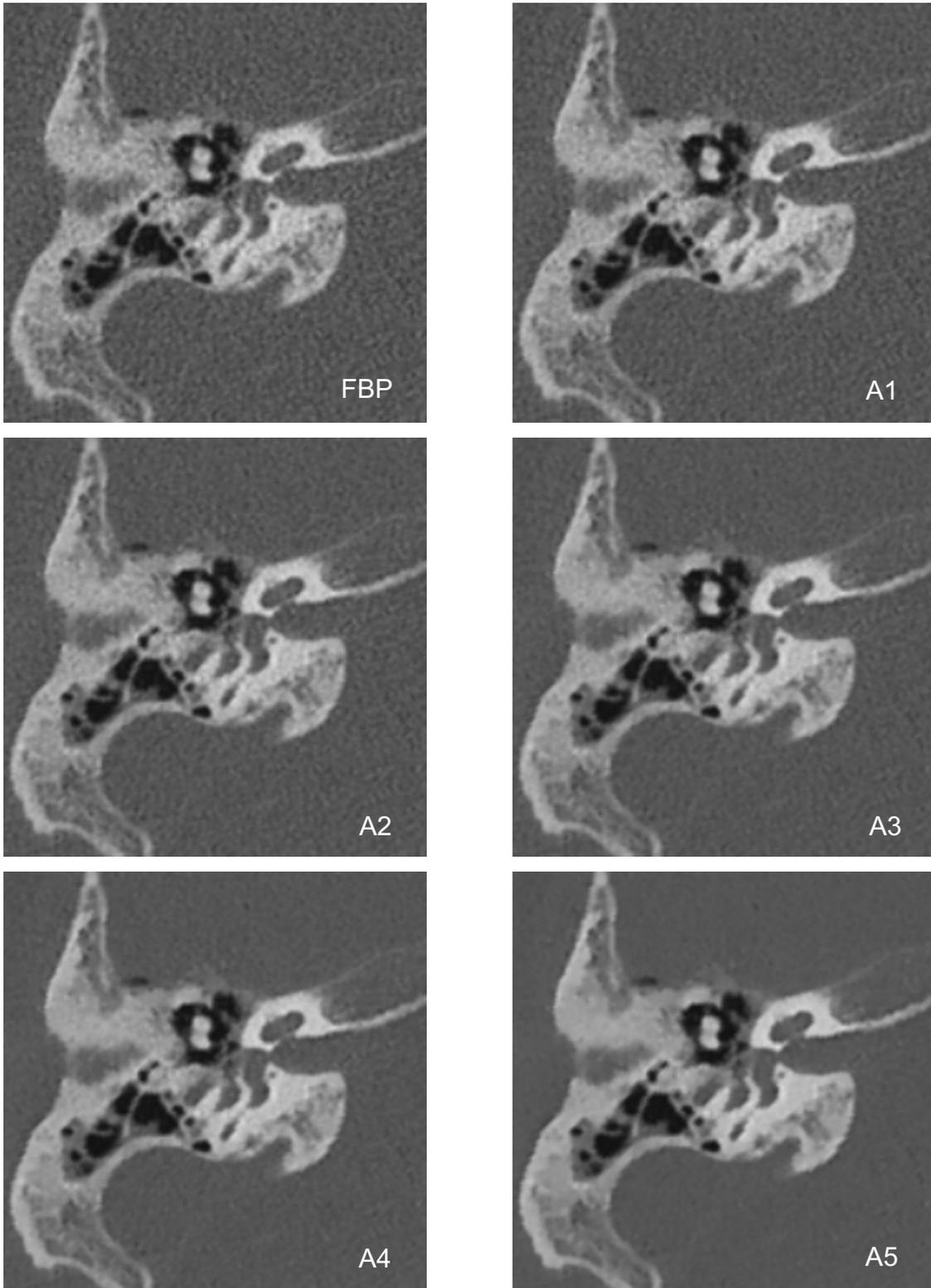


Abbildung 14: Einbuße in der subjektiven Bildqualität

Darstellung der Einbuße in der subjektiven Bildqualität von der gefilterten Rückprojektion (FBP) sowie von dem advanced modeled iterative reconstruction Algorithmus ADMIRE-Level A3 zu A4 und A5 anhand des inneren Gehörgangs.

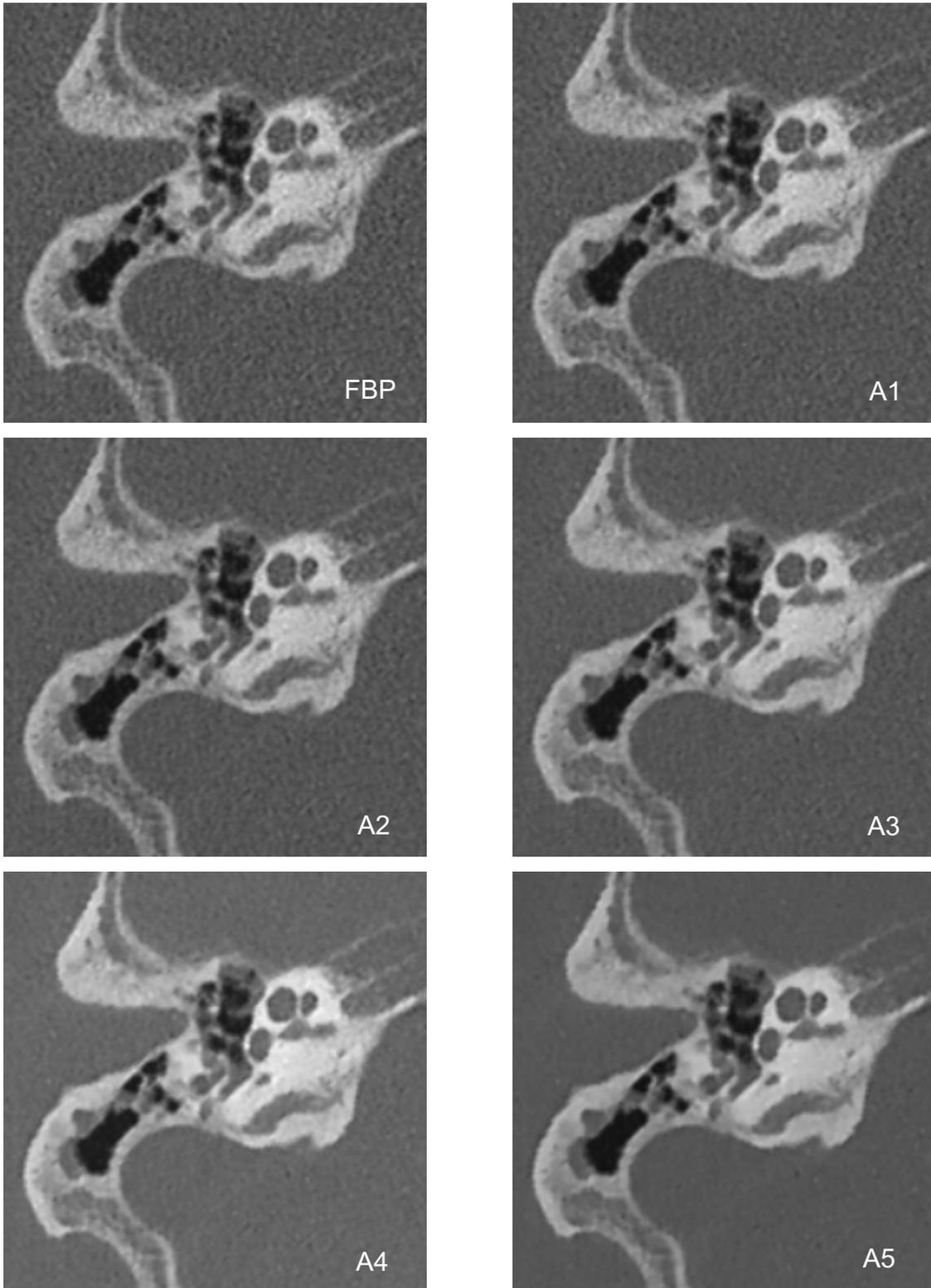


Abbildung 15: Konturverlust anhand des Stapes

Darstellung des Konturverlustes anhand des Stapes von dem advanced modeled iterative reconstruction Algorithmus ADMIRE Level A3 zu A4 und A5 und Darstellung der subjektiven Bildqualitätseinbuße von der gefilterten Rückprojektion (FBP) zu dem advanced modeled iterative reconstruction Algorithmus (ADMIRE).

3.4 Optimierung der Strahlenexposition hinsichtlich der diagnostischen Aussagefähigkeit

In Kapitel 3.1.2. wird gezeigt, dass der subjektive Score bei der Iterationsstufe 3 signifikant höher als bei jeder anderen Iterationsstufe des Algorithmus ist. Somit sollte dieser Algorithmus für eine möglichst hohen subjektive Bildqualität verwendet werden. Um zu ermitteln, in welchem Maße bei A3 die subjektive Bildqualität von der Dosis abhängt, ist in folgender Abbildung der durchschnittliche subjektive Score für verschiedene Bereiche der Dosis (CTDI [mGy]) dargestellt. Die Abbildung 16 zeigt, dass es sich bei der Beziehung zwischen der Dosis (CTDI [mGy]) und der subjektiven Bildqualität um eine beschränkte Wachstumsfunktion handelt. Ihr ist zu entnehmen, dass im Dosisbereich (CTDI) von 0,5 bis 35 mGy ein steiler Anstieg der Kurve und dementsprechend der durchschnittlichen subjektiven Bildqualität zu verzeichnen ist. Dieser ist gefolgt von einer Abflachung der Kurve ab einem CTDI von 35 mGy. Bei einer Dosis von mehr als 35 mGy wird eine subjektive Bildqualität von über 4,5 konstant erreicht. Bei einer Dosis von ca. 20mGy wird eine subjektive Bildqualität von knapp 4,0 erzielt. Bei weiterer Erhöhung der Dosis steigt die subjektive Bildqualität nicht mehr relevant. Dies spiegelt sich fortwährend im horizontalen Kurvenverlauf von 35 bis 71mGy CTDI wider.

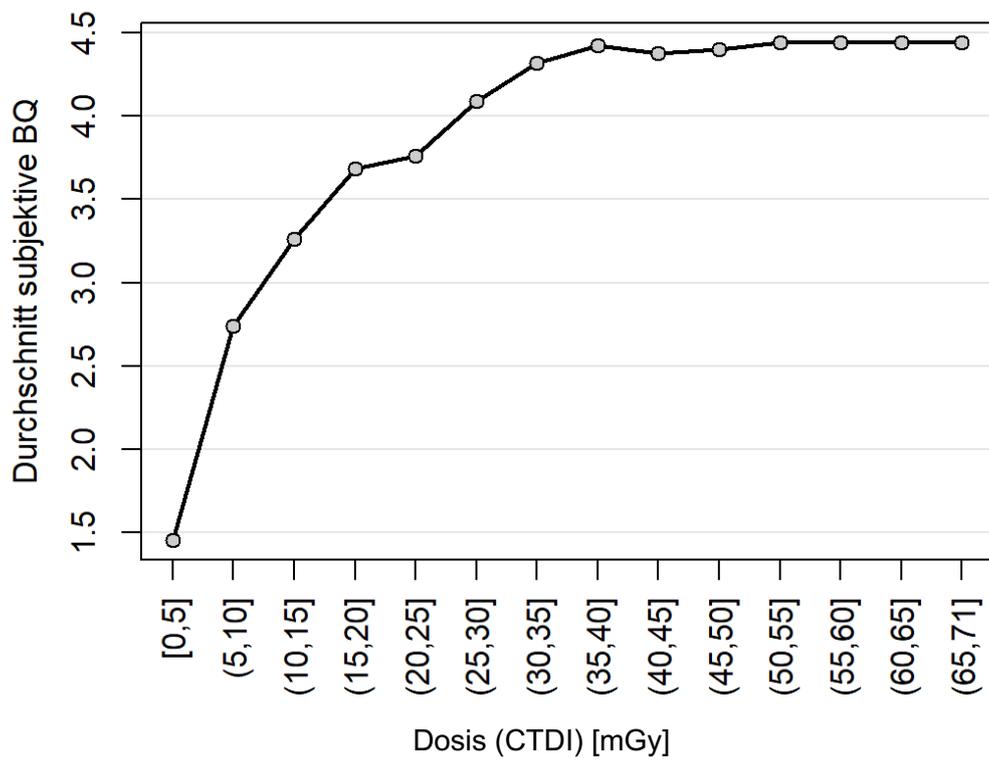


Abbildung 16: Darstellung des Zusammenhangs zwischen der subjektiven Bildqualität und der Dosis

Darstellung des Zusammenhangs zwischen der subjektiven Bildqualität (BQ) und der applizierten Strahlendosis über den computed tomography dose index (CTDI [mGy]).

4 Diskussion

Fragestellungen:

- Welcher Zusammenhang besteht zwischen der *objektiven* Bildqualität und der Dosis?
- Welcher Zusammenhang besteht zwischen der *subjektiven* Bildqualität und der Dosis?
- Welcher Zusammenhang besteht zwischen der *objektiven* Bildqualität und dem ADMIRE-Algorithmus?
- Welcher Zusammenhang besteht zwischen der *subjektiven* Bildqualität und dem ADMIRE-Algorithmus?
- Besteht ein Unterschied der *objektiven* Bildqualität zwischen den unterschiedlichen Rekonstruktionsalgorithmus-Gruppen (FBP und ADMIRE)?
- Besteht ein Unterschied der *subjektiven* Bildqualität zwischen den unterschiedlichen Rekonstruktionsalgorithmus-Gruppen (FBP und ADMIRE)?
- Ab welcher Dosis kann eine gute oder sehr gute *subjektive* Bildqualität erzielt werden?

4.1 Einflussgröße der Dosis (CTDI) im jeweiligen Zusammenhang mit der objektiven und subjektiven Bildqualität

4.1.1 Zusammenhang zwischen der Dosis (CTDI) und der objektiven Bildqualität

Welcher Zusammenhang besteht zwischen der objektiven Bildqualität von Rauschen, Signal-Rausch-Verhältnis (SNR), Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) und der Dosis (CTDI)?

Eine Optimierung der Bildqualität bei Verringerung der Patientenstrahlendosis ist ein zentraler Aspekt in der CT-Forschung. Die Historie der CT beschreibt die stetigen Bemühungen, die Dosisbelastung und die dadurch entstehenden möglichen Folgeschäden zu reduzieren. Die aktuell relevanten Ansatzpunkte zur Minderung der Dosis lassen sich folgendermaßen zusammenfassen:

- a) Die indikationsabhängigen Methoden, bei denen die rechtfertigende Indikation im Vordergrund stehen,
- b) die allgemeinen Methoden, zu denen beispielsweise die Reduktion der Scanlänge, der Röhrenspannung und des Röhrenstroms oder auch die Wahl der Kollimation und des Pitchfaktors gehören,
- c) die herstellerabhängigen Methoden, bei welchen Aspekte wie die Verwendung von iterativen Rekonstruktionsalgorithmen zur Minderung der Strahlenexposition genutzt werden können (Schindera et al. 2010).

Ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Dosis (CTDI [mGy]) und dem Bildrauschen ist evident. In der hinteren Schädelgrube zeigt sich eine Verringerung des Rauschens bei Anstieg des CTDI [mGy]. Dies lässt sich für die gefilterte Rückprojektion (FBP) und für alle fünf Iterationsstufen nachweisen. Auch für die Felsenbeinspitze ist durch die Erhöhung der Dosis eine Verringerung des Rauschens und somit eine Erhöhung der objektiven Bildqualität zu erzielen. Bei genauerer Betrachtung der unterschiedlichen advanced modeled iterative reconstruction (ADMIRE) Iterationsstufen kann festgestellt werden, dass die errechneten Korrelationskoeffizienten für die FBP und die fünf ADMIRE-Stufen kaum voneinander abweichen. Der fehlende signifikante Unterschied deutet somit auf eine Gleichwertigkeit der FBP und der fünf ADMIRE-Iterationsstufen bezüglich der Dosisabhängigkeit unter Betrachtung des Bildrauschens hin.

Auch die Variablen SNR (Signal-Rausch-Verhältnis) der hinteren Schädelgrube und SNR der Felsenbeinspitze werden in Zusammenhang mit dem CTDI [mGy] (Dosis) für die FBP und für die ADMIRE-Levels A1-A5 untersucht. Es stellt sich heraus, dass für die FBP keine signifikante Korrelation zwischen der Dosis

(CTDI [mGy]) und dem SNR der hinteren Schädelgrube und eine signifikante Korrelation zwischen Dosis (CTDI [mGy]) und SNR Felsenbeinspitze besteht. Für alle fünf Iterationsstufen kann ein signifikantes Ergebnis zwischen dem CTDI [mGy] und dem SNR der hinteren Schädelgrube und SNR der Felsenbeinspitze beobachtet werden. Zudem ergibt sich für die Variable CNR (Kontrast-Rausch-Verhältnis) ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem CTDI [mGy] und dem CNR. Eine Erhöhung der Dosis führt auch hier zu einem erhöhten CNR bei der FBP und allen getesteten ADMIRE-Iterationsstufen. Da für Rauschen, CNR und SNR, mit Ausnahme von dem SNR der hinteren Schädelgrube in der FBP, die Korrelationskoeffizienten der Variablen für die FBP und ADMIRE nahezu als gleich stark ermittelt werden können, zeichnet sich kein Vorteil für den ADMIRE-Algorithmus ab.

Durch höhere Strahlendosen kann eine verbesserte CT-Bildqualität erzielt werden (Goldmann 2007). Eine Erhöhung der Dosis führt zu einer Verringerung des Bildrauschen und zu einem Anstieg des Bildkontrastes. Die Ergebnisse unserer Studie bestätigen diesen Zusammenhang. Mit Erhöhung des CTDI [mGy] nimmt das Bildrauschen bei allen getesteten Rekonstruktionsalgorithmen nahezu gleichermaßen ab.

4.1.2 Zusammenhang zwischen der Dosis (CTDI) und der subjektiven Bildqualität

Welcher Zusammenhang besteht zwischen der subjektiven Bildqualität und der Dosis (CTDI [mGy])?

In vielen Studien wird ein positiver Zusammenhang zwischen der subjektiven Bildqualität und der applizierten Strahlendosis aufgezeigt (Goldmann 2007). Die subjektive Bildqualität ist ihrer Natur gemäß anfällig für eine Stichprobenverzerrung (sampling bias), die mittels der verwendeten Likert-Skala zu objektivieren versucht wird. Somit bieten sämtliche subjektive Analysen lediglich einen Richtwert.

Unsere Ergebnisse zeigen eine starke positive Korrelation zwischen der Höhe der Dosis und der subjektiven visuellen Bildqualität. CT-Bilder, welche mit einem höheren CTDI [mGy] akquiriert worden sind, werden für die Beurteilung der in Tabelle 2 aufgelisteten Strukturen besser bewertet als CT-Bilder, die mit geringerer Dosis durchgeführt worden sind. Der Korrelationskoeffizient liegt bei der FBP und den fünf ADMIRE-Iterationsstufen deutlich über 0,50, was auf eine starke Korrelation zwischen Dosishöhe und subjektiver Bildqualität hinweist. Da die Korrelationskoeffizienten der FBP und der ADMIRE-Iterationsstufen sehr nah beieinander liegen, ist keine signifikante Differenzierung der subjektiven Bildqualität zwischen den unterschiedlichen Rekonstruktionsalgorithmen möglich. Somit konnte insgesamt bei Verwendung des iterativen Rekonstruktionsalgorithmus ADMIRE keine signifikante Verbesserung der subjektiven Bildqualität erzielt werden.

Für den „traditionellen“ Rekonstruktionsalgorithmus FBP wird eine Beziehung zwischen Strahlendosis, gemessenem Rauschen und wahrgenommener diagnostischer Bildqualität beschrieben (Dalehaug et al. 2017). Die Ergebnisse dieser Studie bestätigen den Zusammenhang zwischen Strahlendosis und subjektiver Bildqualität bei Verwendung des iterativen Rekonstruktionsalgorithmus ADMIRE. Er zeigt für die Anwendung im Schläfenbein keinen nennenswerten Unterschied zu der FBP.

4.2 Rekonstruktionsalgorithmen

4.2.1 Objektive Bildqualität in Bezug auf den ADMIRE-Algorithmus

Welcher Zusammenhang besteht zwischen der objektiven Bildqualität (Rauschen, Signal-Rausch-Verhältnis (SNR), Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) und dem ADMIRE-Algorithmus?

In der Kopf-Hals-Region befinden sich kleinste anatomische Strukturen auf engem Raum, die zum Teil nur geringe Dichteunterschiede aufweisen. Für eine

suffiziente diagnostische Beurteilbarkeit sollte der Bildkontrast maximal und das Bildrauschen minimal ausfallen, um Läsionen erkennen und ihre volle Ausdehnung genau abgrenzen zu können (May et al. 2014).

Unsere Ergebnisse zeigen, dass eine stärker modellierte Iterationsstufe ein niedrigeres Bildrauschen erzielt als eine schwächere. Zudem ergibt die Auswertung der objektiven Bildqualität einen positiven Zusammenhang zwischen der Höhe der Iterationsstufe (A1-A5) und der Höhe der SNR und der CNR. Die SNR und CNR erhöhen sich mit Zunahme der ADMIRE-Iterationsstufe kontinuierlich. Demzufolge liegt die SNR der hinteren Schädelgrube, die SNR der Felsenbeinspitze und auch die CNR der jeweils höchste Durchschnittswert bei ADMIRE-Level A5 vor. Es wird gezeigt, dass die beste objektive Bildqualität im Schläfenbein bei ADMIRE A5 erzielt wird.

Unsere Ergebnisse werden von Scholtz et al. (2016) bestätigt. Auch sie erzielen mit steigendem ADMIRE-Level eine kontinuierliche Reduktion des Bildrauschens und eine Erhöhung der SNR und CNR. Sie kommen ebenfalls zu dem Schluss, dass A5 die höchste objektive Bildqualität erbringt (Scholtz et al. 2016). Die Studie von Mosbach et al. (2017), in welcher die Rekonstruktionsverfahren SAFIRE (Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction) und ADMIRE bezüglich des Bildrauschens hinsichtlich spezifischer Artefakte verglichen werden, zeigt ebenso ein reduziertes Bildrauschen unter Anwendung von ADMIRE. Weiter beschreiben Morsbach et al. das Ausbleiben eines signifikanten Unterschieds zwischen ADMIRE und SAFIRE bezüglich der Reduktion des Bildrauschens. Beide Rekonstruktionsverfahren erzielen gleichermaßen durch ein höheres Iterationslevel eine signifikante Reduktion des Bildrauschens ohne signifikanten Unterschied zwischen den einzelnen Iterationsstufen (Morsbach et al. 2017). Es kann somit bestätigt werden, dass eine Anpassung des Levels in der Schläfenbein-CT positive Auswirkungen auf die objektive Bildqualität hat.

4.2.2 Subjektive Bildqualität in Bezug auf den ADMIRE-Algorithmus

Welcher Zusammenhang besteht zwischen der subjektiven Bildqualität und dem ADMIRE-Algorithmus?

Durch Verwendung des iterativen Rekonstruktionsalgorithmus ADMIRE kann eine Verbesserung der subjektiven Bildqualität erzielt werden (Rompel et al. 2016). Allerdings führt eine lineare Erhöhung der Iterationsstufe nicht zwingend zu einer kontinuierlichen Verbesserung der subjektiven Bildqualität.

Unsere Ergebnisse zeigen keine signifikante Korrelation zwischen der subjektiven Bildqualität und der Höhe der ADMIRE-Iterationsstufen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die subjektive Bildqualität den höchsten Durchschnittswert bei A3 aufweist und dann in der Reihenfolge A4, A2, A1, A5, FBP absinkt. So lässt sich kein monotoner Zusammenhang zwischen der Höhe des ADMIRE-Levels und der subjektiven Bildqualität für die Region des Schläfenbeins darstellen.

Kataria et al. (2018) beschreiben für visuelle Vergleiche von Abdomen-CTs, die zum einem in der FBP und zum anderen mit ADMIRE durchgeführt wurden, eine Verbesserung der subjektiven Bildqualität in der ADMIRE-Stärke A3 mit einer positiven Korrelation der Iterationsstärke und der potenziellen Dosisreduktion für die Mehrheit ihrer visuellen Bildkriterien. Dieses Ergebnis lässt sich nicht vollständig auf unsere Studie mit Anwendung im Schläfenbein übertragen. So ist zwar hier auch ein besonders hoher Durchschnittswert und damit eine gute subjektive Bildqualität bei dem ADMIRE-Iterationslevel A3 festzustellen, jedoch zeigt sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Höhe der Iterationsstärke und der visuellen Bildqualität. Rompel et al. (2016) die ebenfalls FBP und ADMIRE (Level 2 und 4) bezüglich der subjektiven Bildqualität vergleichen, konstatieren eine Zunahme der subjektiven Bildqualität mit steigendem ADMIRE-Level.

Auch in unserer Studie schnitt die Iterationsstufe A4 besser ab als die Iterationsstufe A2. Eine generelle Zunahme der subjektiven Bildqualität mit Erhöhung der ADMIRE-Iterationsstufen kann jedoch für die subjektive Bildqualität nicht bestätigt werden. Wir beobachten, dass bei der Verwendung von hohen Iterationsstufen neue Artefakte entstehen. Diese zeichnen sich beispielsweise durch Stufenbildung an glatten knöchernen Konturen aus.

4.2.3 Objektive Bildqualität in Bezug auf die verschiedenen Rekonstruktionsalgorithmen

Besteht ein Unterschied in der objektiven Bildqualität von Rauschen, Signal-Rausch-Verhältnis (SNR), Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) zwischen den verschiedenen Rekonstruktionsalgorithmus-Gruppen (FBP und ADMIRE)?

Die Hauptfunktion von iterativen Rekonstruktionsalgorithmen besteht in der Verbesserung der Bildqualität durch Verringerung des Bildrauschens unter Beibehaltung der räumlichen Auflösung und des Bildkontrasts im Vergleich zu herkömmlichen Rekonstruktionstechniken (Ippolito et al. 2020). Eine Verbesserung oder Beibehaltung der objektiven Bildqualität bei Verringerung der Strahlenexposition lässt sich im Vergleich zur FBP durch die Anwendung von iterativen Rekonstruktionsalgorithmen herbeiführen (Korn et al. 2012; von Ellmann et al. 2018; Willeminck et al. 2013; Willeminck und Noël 2019).

Der beschriebene Vorteil der möglichen Verbesserung der Bildqualität durch Nutzung einer iterativen Rekonstruktionstechnik bestätigt sich auch für diese Schläfenbeinstudie. So ergibt sich für die Auswertung des Bildrauschens in der hinteren Schädelgrube und der Felsenbeinspitze ein signifikant höheres Ergebnis in der gefilterten Rückprojektion als im Vergleich zu den fünf ADMIRE-Iterationslevels. Durch die Anwendung von ADMIRE lässt sich das Bildrauschen reduzieren und somit die objektive Bildqualität im Schläfenbein erhöhen.

Ermittelt werden konnte, dass sich mit jedem Anstieg der ADMIRE-Iterationsstufe das Rauschen kontinuierlich verringert, was bedeutet, dass das Rauschen in der hinteren Schädelgrube und der Felsenbeinspitze bei A1 signifikant höher ausfällt als bei A2, A3, A4 und A5; A2 signifikant höher ist als bei A3, A4 und A5; A3 signifikant höher ist als bei A4 und A5; und A4 signifikant höher ausfällt als bei A5.

Bei der Betrachtung der Analyse für die Variablen SNR der hinteren Schädelgrube, SNR Felsenbeinspitze und die CNR in Bezug auf die untersuchten Rekonstruktionstechniken zeigt sich ein kontinuierlicher Anstieg des SNR und CNR bei steigendem Iterationslevel (von A1 bis zu A5). Das niedrigste SNR und CNR wird für die FBP ermittelt. Die statistische Auswertung des CNR und SNR Felsenbeinspitze ergibt für alle Paarvergleiche signifikante Ergebnisse. So wird deutlich, dass unter Anwendung der FBP signifikant niedrigere Werte bei SNR Felsenbeinspitze und CNR Felsenbeinspitze als unter Verwendung der fünf ADMIRE-Gruppen erzielt werden können. Die CNR und die SNR der Felsenbeinspitze sind bei A1 signifikant niedriger als bei A2, A3, A4 und A5. In A2 sind die CNR und die SNR der Felsenbeinspitze signifikant niedriger als in A3-A5. Auch die CNR und die SNR der Felsenbeinspitze A3 fallen signifikant niedriger als in A4 und A5 aus. Und A4 liegt signifikant niedriger in CNR und SNR der Felsenbeinspitze als in A5 vor. Auffallend für die SNR der hinteren Schädelgrube ist, dass sie ein signifikant niedrigeres Ergebnis für die FBP als für die ADMIRE-Levels A3, A4 und A5 aufweist.

Schaller et al. (2016), welche die Bildqualität der FBP und der iterativen Rekonstruktion mittels ADMIRE in der kontrastmittelverstärkten Computertomographie des Abdomens vergleichen, beschreiben in ihrer Studie, dass durch die Anwendung der ADMIRE-Iterationsstufen im Vergleich zu der FBP das Bildrauschen um bis zu 50% reduziert werden kann, ohne dass die visuelle Bildqualität negativ beeinflusst wird. Auch Gordic et al. (2014) können in ihrem Beitrag belegen, dass das Bildrauschen in der FBP signifikant höher ist als in den von ihnen getesteten ADMIRE-Iterationsstufen. Sie kommen

ebenfalls zu der Schlussfolgerung, dass mit Zunahme der Iterationsstärke des ADMIRE-Algorithmus das Bildrauschen signifikant geringer ausfällt.

Niu et al. (2012) kommen in einer vergleichbaren Forschungsarbeit, in welcher sie sich mit dem Einfluss von iterativen Rekonstruktionstechniken im Hinblick auf die Bildqualität und die Einsparung der Strahlendosis beschäftigen, zu einem ähnlichen Resultat: CT-Bilder, die mit dem von ihnen verwendeten iterativen Rekonstruktionsalgorithmus iDose erstellt worden sind, weisen eine höhere CNR auf als jene, die mit der FBP rekonstruiert worden sind. Was Niu et al. (2012) für den iterativen Rekonstruktionsalgorithmus iDose (Philips, Healthcare Niederlande) feststellen, kann, wie beschrieben, auch für den iterativen Rekonstruktionsalgorithmus ADMIRE in dieser Studie bestätigt werden. Auch Shin et al. (2020) beschreiben eine höhere CNR unter der Anwendung von ADMIRE im Vergleich zur FBP. Eine weitere wichtige Erkenntnis von Niu et al. (2012) besteht darin, mit steigendem iDose-Level die CNR erhöhen zu können.

Ebenfalls beschreiben auch Hempel et al. (2019) einen signifikant höheren SNR für die ADMIRE-Iterationsstufen A2, A3, A4 und A5 im Vergleich zu der FBP. Zusammenfassend kann durch die Anwendung des AMDIRE-Algorithmus zum einen das Bildrauschen reduziert und zum anderen durch Steigerung des AMDIRE-Levels eine Erhöhung des SNR und des CNR und somit eine Verbesserung der objektiven Bildqualität erzielt werden.

4.2.4 Subjektive Bildqualität in Bezug auf die verschiedenen Rekonstruktionsalgorithmen

Besteht ein Unterschied in der subjektiven Bildqualität zwischen den verschiedenen Rekonstruktionsalgorithmus-Gruppen (FBP und ADMIRE)?

In der Vergangenheit konnten Studien demonstrieren, dass sich durch die Verwendung von iterativen Rekonstruktionsalgorithmen die subjektive

Bildqualität im Vergleich zur FBP erhöhen lässt (Örgel et al. 2020; Gaddikeri et al. 2015).

In diesem Zusammenhang zeigt auch die vorliegende Studie die signifikant schlechteste subjektive Bildqualität bei Verwendung der FBP. Anders als im Falle der objektiven Bildqualität zeigt sich die subjektiv höchste Bildqualität bei der ADMIRE-Iterationsstufe A3. So ist A4 signifikant höher als FBP, A1, A2, A5 und signifikant niedriger als A3. A2 ergibt eine signifikant höhere subjektive Bildqualität als FBP, A1, A5 und eine signifikant niedrigere Bildqualität als A3 und A4. A1 erweist sich als signifikant höher als FBP und A5, und als signifikant niedriger als A2, A3 und A4. Am schlechtesten schneidet ADMIRE A5 ab. ADMIRE A5 zeigt sich jedoch signifikant höher als die FBP. Es ist deutlich zu erkennen, dass die subjektive Bildqualität für A3 signifikant höher als bei allen anderen untersuchten ADMIRE-Rekonstruktionslevels und auch deutlich höher als bei der Rekonstruktion mit der FBP ist. Eine weitere Erkenntnis ist der subjektive Bildqualitätsunterschied zwischen den verwendeten ADMIRE-Levels. So zeigt sich im Vergleich von ADMIRE A3 zu A4 und A5 eine eindeutige subjektive Einbuße der Bildqualität, besonders bezogen auf die Konturen der knöchernen, kontrastreichen Schläfenbeinstrukturen. Die optische Differenz zwischen ADMIRE A3 und A4 und A5 ist gekennzeichnet durch eine unscharfe, stufenartige Darstellung der Ränder ab einem Algorithmus von A4 und A5. Schmid et al. (2017) beschreiben in ihrer Veröffentlichung ebenfalls die beste subjektive Bildqualität bei ADMIRE A3. Ihr Ergebnis beruht auf dem Vergleich von ADMIRE A3, SAFIRE A3 und ADMIRE A2. Ebenso wie bei der objektiven Bildqualität kommen Scholtz et al. (2016) im Rahmen der Auswertung der Daten der subjektiven Bildqualität zu einem ähnlichen Fazit. In ihrer Analyse wird die beste subjektive Bildqualität bei ADMIRE A3 und ADMIRE A5 ermittelt. Hempel et al. (2019) kommen in ihrer Publikation „Rauschunterdrückung und Bildqualität in der hochauflösenden Computertomographie des Schläfenbeins unter Verwendung einer fortschrittlichen modellierten iterativen Rekonstruktion“ ebenfalls zu dem Ergebnis, dass die subjektive Bildqualität bei der Iterationsstufe A3 am höchsten bewertet wird. Jedoch beschreiben sie für

ADMIRE A4 und A5 Einbußen in der subjektiven Bildqualität, welche sich besonders in kontrastreichen Strukturen wie zum Beispiel dem inneren Gehörgang oder auch bei filigranen Strukturen wie dem Stapes abzeichnen. Dabei beschreiben sie eine verschwommene bildliche Darstellung der knöchernen Ränder und einem ausgewaschenen Erscheinungsbild bei Strukturen mit hohem Dichteunterschied. Diese Erkenntnis deckt sich auch mit den Ergebnissen meiner Studie.

In diesem Zusammenhang sei auf die Arbeit von Raslau et al. (2019) verwiesen, in der auf die zögerliche Verwendung der höchsten iterativen Rekonstruktionsstärken in der Radiologie aufmerksam gemacht wird. Ein möglicher Grund dafür ist die wiederholte Beobachtung einer übermäßig „glatten“ oder „plastischen“ Bildtextur bei höheren Stärken von iterativen Rekonstruktionslevels. Diese regelhaft auftretenden unerwünschten Bildtexturen spiegeln sich auch in den Resultaten dieser Studie wider. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass bei der subjektiven Bewertung der Bildqualität anhand der oben genannten Strukturen die FBP wesentlich schlechter beurteilt wird als der neue iterativere Rekonstruktionsalgorithmus ADMIRE und dass ab ADMIRE A3 eine stärkere ADMIRE-Iterationsstufe keine Verbesserung der rein visuellen subjektiven Bildqualität im Schläfenbein erzielt.

4.3 Optimierung der Strahlenexposition hinsichtlich der diagnostischen Aussagefähigkeit

Da die in den vergangenen vier Jahrzehnten verwendete FBP keine weiteren Spielräume für eine nennenswerte Dosisreduktion mehr eröffnet (Kataria et al. 2021), ist es unumgänglich, die neuen iterativen Rekonstruktionsalgorithmen im Detail und angepasst an die klinische Fragestellung zu untersuchen.

So ergibt die Analyse der Ergebnisse der subjektiven Bildqualität der Schläfenbein-CT für ADMIRE A3 das beste Ergebnis. Aufgrund dessen ist die Fragestellung, inwiefern die subjektive Bildqualität bei dem ADMIRE-Level A3 von der Dosis (CTDI [mGy]) abhängig ist, für den klinischen Alltag von

vordringlichem Interesse. Der Kurvenverlauf der Abbildung 16 beschreibt den steilen Anstieg der subjektiven Bildqualität bei Erhöhung des CTDI bis zu einem Wert von 35 mGy. Ab diesem Wert ist die durchschnittlich höchste subjektive Bildqualität im Schläfenbein mit einem Score von über 4,5 auf der Likert-Skala (4= anatomische Struktur vollständig darstellbar bei guter Bildqualität, 5= anatomische Struktur hoch aufgelöst darstellbar bei hervorragender Bildqualität) erreicht. Bei weiterer Erhöhung der Dosis (CTDI [mGy]) kommt es zu keiner nennenswerten Verbesserung der subjektiven Bildqualität mehr. Dies beschreibt der konstant verlaufende Graph ab einem CTDI von 35 bis 71 mGy. Somit ist eine Dosis (CTDI) von 35 mGy für eine gute bis sehr gute subjektive Bildqualität im Schläfenbein optimal. Die subjektive Bildqualität im ADMIRE-Level A3 ist, nach heutigem Stand der Technik, als gut einzuordnen, da die Konturen, die Integrität und ebenso Informationen wie Durchgängigkeit und Pneumatisation auch feinsten anatomischen Strukturen des Schläfenbeins deutlich zu erkennen sind. Die visuell ermittelte Einbuße in der subjektiven Bildqualität bei stärkeren iterativen Rekonstruktionslevels (A4 und A5) zeigt sich unter anderem in Form einer Veränderung der Konturen, bei kontrastreichen Strukturen, wie beispielsweise stufenartige oder verschwommene Ränder einer knöchernen Kontur.

4.4 Die Bildqualität in Bezugnahme auf den Körperspender

Die Einführung von Formaldehyd als Konservierungsmittel im Jahr 1893 war ein wichtiger Schritt in der Geschichte der Konservierung (Balta et al. 2015). Der menschliche Leichnam ist als ein besonderes Lehrmittel einzustufen, da es sich um ein nicht lebensfähiges, morbides und sterbliches, variables und dreidimensionales Individuum handelt (Brenner 2014). Der gespendete Kadaver kann als gemeinsame Ressource von Akademikern, Forschern und Klinikern betrachtet werden. Zu den anfänglichen Nutzern gehören nicht-invasive klinische Fachleute, gefolgt von Radiologen, Unternehmen, die Geräte erproben, Chirurgen und Studenten des Anatomieunterrichts (Balta et al. 2015).

Zahlreiche Studien (Hempel et al. 2019; Scholtz et al. 2016; Schaller et al. 2016) die ADMIRE und die gefilterte Rückprojektion unter dem Gesichtspunkt der Dosisreduktion und der Bildqualitätsanalyse am lebenden Menschen untersuchten, bestätigten eine Verbesserung der Bildqualität durch den iterativen Rekonstruktionsalgorithmus ADMIRE. Unsere Studie, die an Körperspendern durchgeführt wird, erzielt, wie vorangegangen ausführlich erläutert, ähnliche Ergebnisse. Vergleicht man nun die Resultate dieser Arbeit mit Veröffentlichungen zur selben Thematik, die ebenfalls an Körperspendern durchgeführt wurden, so lässt sich feststellen, dass auch in diesen Studien die ADMIRE-Technik eine bessere Bildqualität erzielt als die FBP. So belegen Tozakidou et al. (2018) mit ihrer Veröffentlichung, dass die CT-Bildqualität der Halswirbelsäule an Leichenproben mit dem iterativen Rekonstruktionsalgorithmus ADMIRE der FBP überlegen ist.

4.5 Limitationen der Arbeit

Als Limitation dieser Arbeit ist die Durchführung der CT-Aufnahmen an Körperspendern und die damit verbundenen geringfügig unterschiedlichen Dichtekompositionen innerhalb des Schädels im Vergleich zu lebenden Probanden zu nennen. Dabei ist zu berücksichtigen, dass die für diese Studie benötigten multiplen CT-Aufnahmen am lebenden Menschen nicht möglich gewesen wären. Durch den Einsatz von Körperspendern kann dennoch die größtmögliche Annäherung an den lebenden Menschen erzielt werden. Eine weitere Limitation besteht darin, dass keine Datenerhebung mit einem anderen iterativen Rekonstruktionsalgorithmus, wie beispielsweise SAFIRE oder iDose, stattfindet. So werden keine Unterschiede der verschiedenen iterativen Rekonstruktionstechniken im Anwendungsbereich des Schläfenbeins erhoben. Es werden diesbezüglich jedoch Analogien zu Resultaten komplementärer Publikationen aufgezeigt.

4.6 Schlussfolgerungen

- Die Erhöhung der applizierten Strahlendosis führt zu einem Anstieg der subjektiven und objektiven Bildqualität.
- Durch die Anwendung der neuen iterativen Rekonstruktionsalgorithmen kann eine Verbesserung der objektiven Bildqualität erzielt werden. So ergibt diese Studie am Schläfenbein, unter Anwendung des iterativen Rekonstruktionsalgorithmus ADMIRE, eine Minderung des Bildrauschens und eine Erhöhung des SNR und des CNR im Vergleich zur FBP bei identischer applizierter Strahlendosis. Herangezogene Fachliteratur bestätigt diese Erkenntnis auch für weitere Körperregionen und andere iterative Rekonstruktionsalgorithmen wie beispielsweise iDose. Demzufolge ist der ADMIRE-Algorithmus im Schläfenbein der FBP hinsichtlich der objektiven Bildqualität überlegen.
- Eine Erhöhung der iterativen Rekonstruktions-Stufen von ADMIRE führt zu einer kontinuierlichen Verbesserung der objektiven Bildqualität im Schläfenbein. Ein höheres iteratives Rekonstruktionslevel zeigt eine Veränderung der physikalischen Bildparameter. So verringert sich mit Zunahme des Rekonstruktionslevels das Bildrauschen und die SNR und CNR erhöhen sich stetig. Die beste objektive Bildqualität für das Schläfenbein liegt signifikant im höchsten Level A5 vor.
- Eine Verbesserung der subjektiven Bildqualität kann nicht durch eine Erhöhung des iterativen Rekonstruktionslevels herbeigeführt werden. Es besteht kein signifikanter linearer Zusammenhang zwischen der subjektiven Bildqualität und der Höhe des ADMIRE-Levels. Das Optimum der subjektiven Bildqualität liegt im Schläfenbein bei A3 vor. Dies zeigt sich durch Einbußen in der Bildqualität in Form von stufigen Konturen sowie einer Unschärfe bei einem ADMIRE-Level von A4 und A5. Im Vergleich zu aktuellen Studienergebnissen zu ähnlichen Fragestellungen in anderen Körperregionen wird deutlich, dass unsere

Resultate nicht direkt übertragbar sind. So sollte eine Anpassung des iterativen Rekonstruktionslevels an die klinische Fragestellung beziehungsweise an die zu untersuchenden Körperregion erfolgen, um die bestmögliche subjektive Bildqualität zu erzielen.

- Iterative Rekonstruktionsalgorithmen sind unter dem ALARA-Gesichtspunkt der FBP überlegen. Durch ihre Anwendung lässt sich zwar nicht primär die subjektive Bildqualität, wohl aber die objektive Bildqualität erhöhen. Somit kann bei Anwendung von ADMIRE a priori die Strahlendosis zur Bildakquisition verringert werden, während die subjektive Bildqualität beibehalten wird.
- Ab einem CTDI von 35 mGy kann im Schläfenbein eine „gute bis sehr gute“ subjektive Bildqualität erreicht werden. Eine darüberhinausgehende Erhöhung der Dosis führt zu keiner signifikanten Verbesserung der subjektiven Bildqualität und trägt somit zu einer unnötigen Strahlenbelastung für den Patienten bei. Bei einem CTDI von 20 mGy kann eine durchgehend „gut“ Bildqualität erreicht werden, womit auch die Anforderungen des Bundesamtes für Strahlenschutz in der klinischen Bildgebung erfüllt werden.

5 Zusammenfassung

Zielsetzung: Stellenwert des ADMIRE-Algorithmus in der Schläfenbein-CT hinsichtlich der subjektiven und objektiven Bildqualität und einer potentiellen Dosisreduktion im Vergleich zur FBP.

Material und Methoden:

An je drei Körperspendern wurden mit einem CT der dritten Generation Aufnahmen mit 44 verschiedenen Dosiskombinationen angefertigt. Die Bilder wurden mittels der FBP und ADMIRE Level A1-A5 rekonstruiert. Für die Beurteilung der objektiven Bildqualität wurden die SNR und die CNR aus den erhobenen Dichtewerten der hinteren Schädelgrube und der knöchernen Felsenbeinspitze für alle Rekonstruktionen errechnet. Anhand einer Fünf-Punkte-Likert-Skala erfolgte eine subjektive Bewertung von 16 anatomischen Strukturen des Schläfenbeins. Alle Variablen wurden mittels Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung überprüft. Um einen Gruppenvergleich der Variablen durchführen zu können, wurden der t-Test und der Wilcoxon-Test angewandt. Zudem wurde eine Bonferroni-Korrektur des p-Wertes (korrigierter p-Wert 0,003) für jede Variable bei Mehrfachtest durchgeführt, um ein globales Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ gewährleisten zu können.

Ergebnisse:

Dosis: Die Erhöhung der Dosis (CTDI [mGy]) führt zu einer Zunahme der subjektiven Bildqualität ($p < 0,001$) und, mit Ausnahme der Variablen SNR der hinteren Schädelgrube in der FBP ($p = 0,530$), gleichermaßen zu einer Steigerung der objektiven Bildqualität (HSG SD, FBS SD, SNR FBS, CNR) in der FBP und den fünf ADMIRE-Iterationsstufen ($p < 0,001$).

Objektive Bildqualität: Im Vergleich zu der FBP resultiert ADMIRE (Level A1 bis A5) signifikant in einer besseren objektiven Bildqualität. Mit jeder Erhöhung der Iterationsstufe nehmen das Bildrauschen ab und die SNR und CNR zu. Die beste objektive Bildqualität kann signifikant für das ADMIRE-Level A5 festgestellt werden (SNR HSG: $M = 0,23$, SNR FBS: $M = 12,40$, CNR: $M = 14,66$).

Subjektive Bildqualität: Im Vergleich zu der FBP resultiert ADMIRE (Level A1 bis A5) signifikant in einer besseren subjektiven Bildqualität. Die beste

subjektive Bildqualität kann signifikant für das ADMIRE-Level A3 festgestellt werden (M=3,90).

Klinischer Alltag: Für eine optimale subjektive Bildqualität sollte ADMIRE mit einem Iterationslevel A3 bei einem CTDI von 35 mGy verwendet werden. Im Hinblick auf die Dosisvorgaben seitens des Bundesamtes für Strahlenschutz kann unter Einhaltung des CTDI-Grenzwertes von 20mGy unter Verwendung des Levels A3 eine insgesamt subjektiv „gut“ Bildqualität erzielt werden.

Diskussion:

Dosis: Die für die FBP bekannte Abhängigkeit von Strahlendosis (CTDI [mGy]) und objektiver und subjektiver Bildqualität kann in gleichem Maße auch für den ADMIRE-Algorithmus A1-A5 festgestellt werden.

Objektive Bildqualität: Mit dem ADMIRE A5 kann die beste objektive Bildqualität erbracht werden. Das Bildrauschen nimmt ab und die SNR und CNR zu. Diese Feststellung deckt sich mit der aktuellen Literatur.

Subjektive Bildqualität: Die in der Fachliteratur beschriebene Erkenntnis, dass eine sehr hohe Iterationsstufe wiederum zu einer Verschlechterung der subjektiven Bildqualität führen kann, spiegelt sich auch in dieser Schläfenbeinstudie wider. Die beste subjektive Bildqualität verzeichnet das ADMIRE-Level A3. Im Vergleich zu anderen Veröffentlichungen stellt sich heraus, dass A3 nicht zwingend für jede Fragestellung das beste subjektive Bildqualitätsergebnis ergibt.

Schlussfolgerungen:

Hinsichtlich der computertomographischen Darstellung des Schläfenbeins und der Dosisreduktion erweist sich der ADMIRE-Algorithmus als vorteilhaft. Bei gleicher applizierter Strahlendosis erzielen alle getesteten ADMIRE-Iterationsstufen im Vergleich zu der FBP eine bessere objektive und auch eine höhere subjektive Bildqualität. Dabei ergibt sich die beste objektive Bildqualität bei ADMIRE A5 und die beste subjektive Bildqualität bei ADMIRE A3. Ab einem CTDI von 35 mGy kann im Schläfenbein eine gute bis sehr gute subjektive Bildqualität und bei einem CTDI von 20 mGy eine insgesamt gute subjektive Bildqualität erreicht werden. Eine darüber hinausgehende Erhöhung der Dosis führt zu keiner zusätzlichen Verbesserung.

6 Literaturverzeichnis

- Abdulla, S. (2021). *CT image quality*. <https://www.radiologycafe.com/frcr-physics-notes/ct-imaging/ct-image-quality/> [Zugriff: 05/2022]
- Alkadhi, H., Leschka, S., Stolzmann, P., & Scheffel, H. (Eds.). (2011). *Wie funktioniert CT? Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomographie*. Berlin: Springer.
- AMBOSS GmbH. (2022a). *Ohr*. <https://www.amboss.com/de/wissen/Ohr/> [Zugriff: 05/2022]
- AMBOSS GmbH. (2022b). *Vestibuläres System*. https://www.amboss.com/de/wissen/Vestibuläres_System/ [Zugriff: 05/2022]
- Aumüller, G. (Ed.). (2010). *Duale Reihe Anatomie (2.)*. Stuttgart: Thieme.
- Balta, J. Y., Cronin, M., Cryan, J. F., & O'Mahony, S. M. (2015). Human preservation techniques in anatomy: A 21st century medical education perspective. *Clinical Anatomy*, 28(6), 725–734. <https://doi.org/10.1002/ca.22585>
- Balta, J. Y., Twomey, M., Moloney, F., Duggan, O., Murphy, K. P., O'Connor, O. J., Cronin, M., Cryan, J. F., Maher, M. M., & O'Mahony, S. M. (2019). A comparison of embalming fluids on the structures and properties of tissue in human cadavers. *Anatomia, Histologia, Embryologia*, 48(1), 64–73. <https://doi.org/10.1111/ahe.12412>
- Benson, J. C., Rajendran, K., Lane, J. I., Diehn, F. E., Weber, N. M., Thorne, J. E., Larson, N. B., Fletcher, J. G., McCollough, C. H., & Leng, S. (2022). A New Frontier in Temporal Bone Imaging: Photon-Counting Detector CT Demonstrates Superior Visualization of Critical Anatomic Structures at Reduced Radiation Dose. *AJNR. American Journal of Neuroradiology*, 43(4), 579–584. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A7452>
- Bhatt, P. R., Alyono, J. C., Fischbein, N. J., & Penta, M. (2022). Imaging of the Postoperative Temporal Bone. *Neuroimaging Clinics of North America*, 32(1), 175–192. <https://doi.org/10.1016/j.nic.2021.08.006>
- Bremke, M., Lüers, J.-C., Stenner, M., Bovenschulte, H., Dorn, F., Unkel, C., Höllering, J., & Beutner, D. (2013). Radiologic examinations in human temporal bone specimens using digital volume tomography and high-resolution computed tomography after implantation of middle ear prosthesis and cochlear implant electrode array. *Otology & Neurotology*, 34(7), 1321–1328. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e31828bb73c>
- Brenner, E. (2014). Human body preservation – old and new techniques. *Journal of Anatomy*, 224(3), 316–344. <https://doi.org/10.1111/joa.12160>
- Bundesamt für Strahlenschutz. (2016). *Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen*. https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/fachinfo/ion/drw-roentgen.pdf?__blob=publicationFile&v=9 [Zugriff: 05/2022]
- Bundesamt für Strahlenschutz. (2019). *Grundsätze des Strahlenschutzes*. https://www.bfs.de/DE/themen/ion/strahlenschutz/einfuehrung/grundsaeetze/grundsaeetze_node.html [Zugriff: 10/2021]

- Bundesamt für Strahlenschutz. (2022). *Grenzwerte für beruflich exponierte Personen*.
<https://www.bfs.de/DE/themen/ion/strahlenschutz/beruf/grenzwerte/grenzwerte.html> [Zugriff: 05/2022]
- Bundesärztekammer. (2007). *Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie*.
https://www.bundesaerztekammer.de/fileadmin/user_upload/downloads/LeitCT2007Korr-1.pdf [Zugriff: 05/2022]
- Casselmann, J. (2016). *Das Schläfenbein – Diagnose leicht gemacht*.
<https://healthcare-in-europe.com/de/news/das-schlaefenbein-diagnose-leicht-gemacht.html>
- Casselmann, J. W., Offeciers, E. F., De Foer, B., Govaerts, P., Kuhweide, R., & Somers, T. (2001). CT and MR Imaging of Congenital Abnormalities of the Inner Ear and Internal Auditory Canal. *European Journal of Radiology*, 40(2), 94–104. [https://doi.org/10.1016/S0720-048X\(01\)00377-1](https://doi.org/10.1016/S0720-048X(01)00377-1)
- Dalchow, C. V., Weber, A. L., Yanagihara, N., Bien, S., & Werner, J. A. (2006). Digital Volume Tomography: Radiologic Examinations of the Temporal Bone. *American Journal of Roentgenology*, 186(2), 416–423.
<https://doi.org/10.2214/AJR.04.1353>
- Dalehaug, I., Bolstad, K. N., Aadnevik, D., Flataboe, S., & Pettersen, H. E. S. (2017). Admire vs. Safire: Objective Comparison of CT Reconstruction Algorithms and Their Noise Properties. *ArXiv: 1708.09616*, 1–10.
<https://arxiv.org/abs/1708.09616>
- DocCheck Medical Services GmbH. (2015). *Stapes*. DocCheck Flexikon.
<https://flexikon.doccheck.com/de/Stapes> [Zugriff: 05/2022]
- DocCheck Medical Services GmbH. (2018a). *Canalis caroticus*. DocCheck Flexikon. https://flexikon.doccheck.com/de/Canalis_caroticus [Zugriff: 05/2022]
- DocCheck Medical Services GmbH. (2018b). *Canalis nervi facialis*. DocCheck Flexikon. https://flexikon.doccheck.com/de/Canalis_nervi_facialis [Zugriff: 05/2022]
- Ellmann, S., Kammerer, F., Allmendinger, T., Hammon, M., Janka, R., Lell, M., Uder, M., & Kramer, M. (2018). Advanced Modeled Iterative Reconstruction (ADMIRE) Facilitates Radiation Dose Reduction in Abdominal CT. *Academic Radiology*, 25(10), 1277–1284. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2018.01.014>
- Elm, E. von, Altman, D. G., Egger, M., Pocock, S. J., Gøtzsche, P. C., & Vandenbroucke, J. P. (2008). Das Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE-) Statement: Leitlinien für das Berichten von Beobachtungsstudien. *Notfall + Rettungsmedizin*, 11(4), 260–265. <https://doi.org/10.1007/s10049-008-1057-1>
- Fatterpekar, G. M., Doshi, A. H., Dugar, M., Delman, B. N., Naidich, T. P., & Som, P. M. (2006). Role of 3D CT in the evaluation of the temporal bone. *RadioGraphics*, 26 (Suppl. 1), S117–S132.
<https://doi.org/10.1148/rq.26si065502>
- Fiebich, M., & Weber, D. (2018). Digitale Volumentomographie. *Der Radiologe*, 58(3), 194–201. <https://doi.org/10.1007/s00117-018-0360-1>

- Flohr, T., Petersilka, M., Henning, A., Ulzheimer, S., Ferda, J., & Schmidt, B. (2020). Photon-counting CT review. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, 79, 126–136. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.10.030>
- Fonseca, A. A., Cherubini, K., Veeck, E. B., Ladeira, R. S., & Carapeto, L. P. (2008). Effect of 10% formalin on radiographic optical density of bone specimens. *Dento Maxillo Facial Radiology*, 37(3), 137–141. <https://doi.org/10.1259/dmfr/18109064>
- Gaddikeri, S., Andre, J. B., Benjert, J., Hippe, D. S., & Anzai, Y. (2015). Impact of Model-Based Iterative Reconstruction on Image Quality of Contrast-Enhanced Neck CT. *American Journal of Neuroradiology*, 36(2), 391–396. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A4123>
- GE Healthcare GmbH. (2019). *Deep Learning in der Radiologie: Innovation in CT-Bildgebung. Notaufnahme des Uniklinikums Jena profitiert von High-End-CT*. Solingen: GE Healthcare GmbH.
- Goldman, L. W. (2007). Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 35(4), 213–225. <https://doi.org/10.2967/jnmt.106.037846>
- Gordic, S., Desbiolles, L., Stolzmann, P., Gantner, L., Leschka, S., Husarik, D. B., & Alkadhi, H. (2014). Advanced Modelled Iterative Reconstruction for Abdominal CT: Qualitative and Quantitative Evaluation. *Clinical Radiology*, 69(12), e497–e504. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2014.08.012>
- Hagedorn, P. S., Hirt, B., Shiozawa, T., & Neckel, P. H. (2021). Anatomical work-up of an individual with multiple muscular variants on both forearms. *Anatomical Science International*, 96(4), 556–563. <https://doi.org/10.1007/s12565-021-00621-y>
- Hempel, J.-M., Bongers, M. N., Braun, K., Ernemann, U., & Bier, G. (2019). Noise Reduction and Image Quality in Ultra-High Resolution Computed Tomography of the Temporal Bone Using Advanced Modeled Iterative Reconstruction. *Acta Radiologica*, 60(9), 1135–1143. <https://doi.org/10.1177/0284185118820699>
- Hermena, S., & Young, M. (2022). CT-scan Image Production Procedures. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK574548/> [Zugriff: 05/2022]
- Hoeffner, E. G., & Mukherji, S. K. (Eds.). (2008). *Temporal bone imaging*. New York: Thieme.
- Hsieh, J., & Flohr, T. (2021). Computed tomography recent history and future perspectives. *Journal of Medical Imaging*, 8(5), 052109. <https://doi.org/10.1117/1.JMI.8.5.052109>
- Hsieh, S. S., Leng, S., Rajendran, K., Tao, S., & McCollough, C. H. (2021). Photon Counting CT: Clinical Applications and Future Developments. *IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences*, 5(4), 441–452. <https://doi.org/10.1109/trpms.2020.3020212>
- Ippolito, D., Maino, C., Riva, L., Pecorelli, A., Vito, A. D., Lombardi, S., Ragusi, M., Giandola, T., Franzesi, C. T., & Sironi, S. (2020). Iterative Model-Based CT Reconstruction Algorithm: The Background and Added Clinical Value. *Journal of Radiological Review*, 7(3), 185–195. <https://doi.org/10.23736/S2723-9284.20.00029-4>

- Isaacson, B. (2018). Anatomy and Surgical Approach of the Ear and Temporal Bone. *Head and Neck Pathology*, 12(3), 321–327. <https://doi.org/10.1007/s12105-018-0926-2>
- Juliano, A. F. (2018). Cross Sectional Imaging of the Ear and Temporal Bone. *Head and Neck Pathology*, 12(3), 302–320. <https://doi.org/10.1007/s12105-018-0901-y>
- Kataria, B. (2019). *Visual grading evaluation of reconstruction methods and dose optimisation in abdominal Computed Tomography*. Medizinische Dissertationsschrift. Linköping: Linköping University.
- Kataria, B., Althén, J. N., Smedby, Ö., Persson, A., Sökjer, H., & Sandborg, M. (2018). Assessment of Image Quality in Abdominal CT: Potential Dose Reduction with Model-Based Iterative Reconstruction. *European Radiology*, 28(6), 2464–2473. <https://doi.org/10.1007/s00330-017-5113-4>
- Kataria, B., Nilsson Althén, J., Smedby, Ö., Persson, A., Sökjer, H., & Sandborg, M. (2021). Image Quality and Potential Dose Reduction Using Advanced Modeled Iterative Reconstruction (ADMIRE) in Abdominal CT – A Review. *Radiation Protection Dosimetry*, 1–11. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncab020>
- Kofler, B., Jenetten, L., Runge, A., Degenhart, G., Fischer, N., Hörmann, R., Steurer, M., & Widmann, G. (2021). ALADA Dose Optimization in the Computed Tomography of the Temporal Bone: The Diagnostic Potential of Different Low-Dose CT Protocols. *Diagnostics*, 11(10), 1894. <https://doi.org/10.3390/diagnostics11101894>
- Korn, A., Fenchel, M., Bender, B., Danz, S., Hauser, T. K., Ketelsen, D., Flohr, T., Claussen, C. D., Heuschmid, M., Ernemann, U., & Brodoefel, H. (2012). Iterative Reconstruction in Head CT: Image Quality of Routine and Low-Dose Protocols in Comparison with Standard Filtered Back-Projection. *American Journal of Neuroradiology*, 33(2), 218–224. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A2749>
- Kösling, S. (2017). Moderne Schläfenbeinbildgebung. *HNO*, 65(6), 462–471. <https://doi.org/10.1007/s00106-016-0263-2>
- Kurzweg, T., Dalchow, C. V., Bremke, M., Majdani, O., Kureck, I., Knecht, R., Werner, J. A., & Teymoortash, A. (2010). The Value of Digital Volume Tomography in Assessing the Position of Cochlear Implant Arrays in Temporal Bone Specimens. *Ear and Hearing*, 31(3), 413–419. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3181d3d6b6>
- Lane, J. I., & Witte, R. J. (2010). *The Temporal Bone: An Imaging Atlas*. Heidelberg: Springer.
- Lin, E., & Alessio, A. (2009). What are the basic concepts of temporal, contrast, and spatial resolution in cardiac CT? *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 3(6), 403–408. <https://doi.org/10.1016/j.jcct.2009.07.003>
- Lüllmann-Rauch, R. (2006). *Taschenlehrbuch Histologie (2.)*. Stuttgart: Thieme.
- May, M. S., Kramer, M. R., Eller, A., Wuest, W., Scharf, M., Brand, M., Saake, M., Schmidt, B., Uder, M., & Lell, M. M. (2014). Automated Tube Voltage Adaptation in Head and Neck Computed Tomography between 120 and 100 kV: Effects on Image Quality and Radiation Dose. *Neuroradiology*, 56(9), 797–803. <https://doi.org/10.1007/s00234-014-1393-4>

- Mazonakis, M., & Damilakis, J. (2016). Computed tomography: What and how does it measure? *European Journal of Radiology*, 85(8), 1499–1504. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2016.03.002>
- Morsbach, F., Desbiolles, L., Raupach, R., Leschka, S., Schmidt, B., & Alkadhi, H. (2017). Noise Texture Deviation: A Measure for Quantifying Artifacts in Computed Tomography Images with Iterative Reconstructions. *Investigative Radiology*, 52(2), 87–94. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000312>
- Müller, O. (2018). *Digitale Volumentomografie in der Zahnheilkunde*. Balingen: Spitta.
- Nauer, C. B., Rieke, A., Zubler, C., Candreia, C., Arnold, A., & Senn, P. (2011). Low-Dose Temporal Bone CT in Infants and Young Children: Effective Dose and Image Quality. *American Journal of Neuroradiology*, 32(8), 1375–1380. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A2524>
- Niu, Y. T., Mehta, D., Zhang, Z. R., Zhang, Y. X., Liu, Y. F., Kang, T. L., Xian, J. F., & Wang, Z. C. (2012). Radiation Dose Reduction in Temporal Bone CT with Iterative Reconstruction Technique. *American Journal of Neuroradiology*, 33(6), 1020–1026. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A2941>
- Niu, Y. T., Olszewski, M. E., Zhang, Y. X., Liu, Y. F., Xian, J. F., & Wang, Z. C. (2011). Experimental Study and Optimization of Scan Parameters that Influence Radiation Dose in Temporal Bone High-Resolution Multidetector Row CT. *American Journal of Neuroradiology*, 32(10), 1783–1788. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A2609>
- Örgel, A., Bier, G., Hennersdorf, F., Richter, H., Ernemann, U., & Hauser, T.-K. (2020). Image Quality of CT Angiography of Supra-Aortic Arteries: Comparison Between Advanced Modelled Iterative Reconstruction (ADMIRE), Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) and Filtered Back Projection (FBP) in One Patients' Group. *Clinical Neuroradiology*, 30(1), 101–107. <https://doi.org/10.1007/s00062-018-0740-y>
- Pickhardt, P. J., Lubner, M. G., Kim, D. H., Tang, J., Ruma, J. A., del Rio, A. M., & Chen, G.-H. (2012). Abdominal CT with Model-Based Iterative Reconstruction (MBIR): Initial Results of a Prospective Trial Comparing Ultralow-Dose with Standard-Dose Imaging. *American Journal of Roentgenology*, 199(6), 1266–1274. <https://doi.org/10.2214/AJR.12.9382>
- Pyykkö, I., Zou, J., Gürkov, R., Naganawa, S., & Nakashima, T. (2019). Imaging of Temporal Bone. *Vestibular Disorders*, 82, 12–31. <https://doi.org/10.1159/000490268>
- Rajendran, K., Voss, B. A., Zhou, W., Tao, S., DeLone, D. R., Lane, J. I., Weaver, J. M., Carlson, M. L., Fletcher, J. G., McCollough, C. H., & Leng, S. (2020). Dose Reduction for Sinus and Temporal Bone Imaging Using Photon-Counting Detector CT with an Additional Tin Filter. *Investigative Radiology*, 55(2), 91–100. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000614>
- Ramirez-Giraldo, J. C., Grant, K. L., & Raupach, R. (2018). *ADMIRE: Advanced Modeled Iterative Reconstruction*. Erlangen: Siemens Healthcare GmbH.
- Rasinski, C., Kösling, S., Amaya, B., Bloching, M., & Bartel-Friedrich, S. (2005). *Das Aquaeductus vestibuli-Syndrom – Klinische Manifestationen*. Berlin: German Medical Science. <http://www.egms.de/de/meetings/dgpp2005/05dgpp040.shtml>

- Raslau, F. D., Escott, E. J., Smiley, J., Adams, C., Feigal, D., Ganesh, H., Wang, C., & Zhang, J. (2019). Dose Reduction while Preserving Diagnostic Quality in Head CT: Advancing the Application of Iterative Reconstruction Using a Live Animal Model. *American Journal of Neuroradiology*, 40(11), 1864–1870. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A6258>
- Rat der Europäischen Union. (2014). Richtlinie 2013/59/Euratom des Rates vom 5. Dezember 2013 zur Festlegung grundlegender Sicherheitsnormen für den Schutz vor den Gefahren einer Exposition gegenüber ionisierender Strahlung und zur Aufhebung der Richtlinien 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom und 2003/122/Euratom. *Amtsblatt der Europäischen Union*, L13, 1–73.
- Riemer, A. (Ed.). (2019). *Computertomografie für MTRA/RT (2.)*. Stuttgart: Thieme.
- Rivière, P. J. L., & Crawford, C. R. (2021). From EMI to AI: A brief history of commercial CT reconstruction algorithms. *Journal of Medical Imaging*, 8(5), 052111. <https://doi.org/10.1117/1.JMI.8.5.052111>
- Rompel, O., Glöckler, M., Janka, R., Dittrich, S., Cesnjevar, R., Lell, M. M., Uder, M., & Hammon, M. (2016). Third-Generation Dual-Source 70-kVp Chest CT Angiography with Advanced Iterative Reconstruction in Young Children: Image Quality and Radiation Dose Reduction. *Pediatric Radiology*, 46(4), 462–472. <https://doi.org/10.1007/s00247-015-3510-x>
- Schaller, F., Sedlmair, M., Raupach, R., Uder, M., & Lell, M. (2016). Noise Reduction in Abdominal Computed Tomography Applying Iterative Reconstruction (ADMIRE). *Academic Radiology*, 23(10), 1230–1238. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2016.05.016>
- Schindera, S. T., Nauer, C., Treier, R., Trueb, P., von Allmen, G., Vock, P., & Szucs-Farkas, Z. (2010). Strategien zur Reduktion der CT-Strahlendosis. *Der Radiologe*, 50(12), 1120–1127. <https://doi.org/10.1007/s00117-010-2053-2>
- Schmid, A. I., Uder, M., & Lell, M. M. (2017). Reaching for Better Image Quality and Lower Radiation Dose in Head and Neck CT: Advanced Modeled and Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction in Combination with Tube Voltage Adaptation. *Dento Maxillo Facial Radiology*, 46(1), 3–8. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20160131>
- Scholtz, J.-E., Kaup, M., Hüsters, K., Albrecht, M. H., Bodelle, B., Metzger, S. C., Kerl, J. M., Bauer, R. W., Lehnert, T., Vogl, T. J., & Wichmann, J. L. (2016). Advanced Modeled Iterative Reconstruction in Low-Tube-Voltage Contrast-Enhanced Neck CT: Evaluation of Objective and Subjective Image Quality. *American Journal of Neuroradiology*, 37(1), 143–150. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A4502>
- Schünke, M., Schulte, E., & Schumacher, U. (2006). *Prometheus: Kopf und Neuroanatomie*. Stuttgart: Thieme.
- Seidel, A., Bergauer, B., Lell, M., Buder, T., Wilmowsky, C., Dach, E., Wichmann, M., & Matta, R. (2017). Does formalin fixation influence MSCT/CBCT accuracy? *Surgical and Radiologic Anatomy*, 40, 31–37. <https://doi.org/10.1007/s00276-017-1908-x>

- Shin, J.-B., Yoon, D.-K., Pak, S., Kwon, Y.-H., & Suh, T. S. (2020). Comparative Performance Analysis for Abdominal Phantom ROI Detectability According to CT Reconstruction Algorithm: ADMIRE. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 21(1), 136–143. <https://doi.org/10.1002/acm2.12765>
- Siemens Healthcare GmbH. (2022). *The Stellar Detector*. <https://www.siemens-healthineers.com/computed-tomography/technologies-innovations/stellar-detector> [Zugriff: 05/2022]
- Siemens Healthineers. (2019). *ADMIRE Advanced Modeled Iterative Reconstruction*. Forchheim: Siemens Healthineers.
- Siemens Healthineers MedMuseum. (2022). *Die verrückte Idee eines Gentleman: Die Anfänge der Computertomographie*. <https://www.medmuseum.siemens-healthineers.com/de/museumsgeschichten/ct-geschichte> [Zugriff: 05/2022]
- Silva, A. C., Lawder, H. J., Hara, A., Kujak, J., & Pavlicek, W. (2010). Innovations in CT Dose Reduction Strategy: Application of the Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Algorithm. *American Journal of Roentgenology*, 194(1), 191–199. <https://doi.org/10.2214/AJR.09.2953>
- Solomon, J., Mileto, A., Ramirez-Giraldo, J. C., & Samei, E. (2015). Diagnostic Performance of an Advanced Modeled Iterative Reconstruction Algorithm for Low-Contrast Detectability with a Third-Generation Dual-Source Multidetector CT Scanner: Potential for Radiation Dose Reduction in a Multireader Study. *Radiology*, 275(3), 735–745. <https://doi.org/10.1148/radiol.15142005>
- Stieger, C., Candraia, C., Kompis, M., Herrmann, G., Pfiffner, F., Widmer, D., & Arnold, A. (2012). Laser Doppler vibrometric assessment of middle ear motion in Thiel-embalmed heads. *Otology & Neurotology*, 33(3), 311–318. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e3182487de0>
- Südwestrundfunk. (2021, November 16). *Besonderes CT an der Uniklinik Tübingen: Digitale Daten und geringere Strahlendosis*. swr.online. <https://www.swr.de/swraktuell/baden-wuerttemberg/tuebingen/besonderes-ct-an-uniklinik-tuebingen-freiburg-mannheim-100.html> [Zugriff: 05/2022]
- Teymoortash, A., Hamzei, S., Murthum, T., Eivazi, B., Kureck, I., & Werner, J. A. (2011). Temporal bone imaging using digital volume tomography and computed tomography: A comparative cadaveric radiological study. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 33(2), 123–128. <https://doi.org/10.1007/s00276-010-0713-6>
- Thibault, J.-B., Sauer, K. D., Bouman, C. A., & Hsieh, J. (2007). A Three-Dimensional Statistical Approach to Improved Image Quality for Multislice Helical CT: Improved Statistical Reconstruction for Multislice Helical CT. *Medical Physics*, 34(11), 4526–4544. <https://doi.org/10.1118/1.2789499>
- Tozakidou, M., Reisinger, C., Harder, D., Lieb, J., Szucs-Farkas, Z., Müller-Gerbl, M., Studler, U., Schindera, S., & Hirschmann, A. (2018). Systematic Radiation Dose Reduction in Cervical Spine CT of Human Cadaveric Specimens: How Low Can We Go? *American Journal of Neuroradiology*, 39, 385–391. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A5490>
- Willeminck, M. J., de Jong, P. A., Leiner, T., de Heer, L. M., Nievelstein, R. A. J., Budde, R. P. J., & Schilham, A. M. R. (2013). Iterative Reconstruction

- Techniques for Computed Tomography Part 1: Technical Principles. *European Radiology*, 23(6), 1623–1631. <https://doi.org/10.1007/s00330-012-2765-y>
- Willeminck, M. J., & Noël, P. B. (2019). The Evolution of Image Reconstruction for CT – from Filtered Back Projection to Artificial Intelligence. *European Radiology*, 29(5), 2185–2195. <https://doi.org/10.1007/s00330-018-5810-7>
- Willeminck, M. J., Persson, M., Pourmorteza, A., Pelc, N. J., & Fleischmann, D. (2018). Photon-counting CT: Technical Principles and Clinical Prospects. *Radiology*, 289(2), 293–312. <https://doi.org/10.1148/radiol.2018172656>
- Young, J. Y., Ryan, M. E., & Young, N. M. (2014). Preoperative Imaging of Sensorineural Hearing Loss in Pediatric Candidates for Cochlear Implantation. *RadioGraphics*, 34(5), e133–e149. <https://doi.org/10.1148/rq.345130083>
- Zhou, W., Lane, J. I., Carlson, M. L., Bruesewitz, M. R., Witte, R. J., Koeller, K. K., Eckel, L. J., Carter, R. E., McCollough, C. H., & Leng, S. (2018). Comparison of a Photon-Counting-Detector CT with an Energy-Integrating-Detector CT for Temporal Bone Imaging: A Cadaveric Study. *American Journal of Neuroradiology*, 39(9), 1733–1738. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A5768>

7 Erklärung zum Eigenanteil

Eidesstattliche Versicherung

Die Konzipierung der Studie, die zur Verfügung gestellten CT-Bilder sowie die Betreuung dieser Dissertation erfolgt durch PD. Dr. med. Johann Hempel. Die statistische Auswertung der von mir erhobenen Daten und die daraus hervorgegangenen verbundenen Tabellen (Tab. 3-12) und Grafiken (Abb. 6-13, 16) wurden von Jakob Smigierski erstellt. Mein Eigenanteil an dieser Arbeit erstreckt sich auf die Erhebung sämtlicher Daten sowie deren vollständige Auswertung und die Erstellung der damit verbundenen Abbildungen (Abb. 2,3,5,14,15) und Tabellen (Tab. 1; 2). Ebenfalls zeichne ich allein verantwortlich für die Abfassung des eingereichten Textes.

Ich erkläre hiermit an Eides statt,
die vorliegende Dissertation mit dem Thema

„Stellenwert der applizierten Strahlendosis und neuer iterativer Rekonstruktionsverfahren auf die subjektive und objektive Bildqualität in der hoch-aufgelösten Computertomographie des Schläfenbeins“

selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe. Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Datum, Unterschrift Doktorandin

8 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meinen großen Dank Personen aussprechen, ohne welche das Verfassen dieser Arbeit nicht möglich gewesen wäre:

Zunächst gilt mein herzlicher Dank meinem Doktorvater PD Dr. med. Johann-Martin Hempel für die Betreuung dieser Arbeit. Ich habe unsere Gespräche auf fachlicher und menschlicher Ebene immer als bereichernd und zielführend wahrgenommen.

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Hirt für die Betreuung als Zweitgutachter und die Möglichkeit, an den zur Verfügung gestellten Körperspendern forschen zu dürfen.

Ferner bedanke ich mich bei Jakob Smigierski für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung meiner Daten.

Tiefverbunden und dankbar bin ich meiner Familie, meinen Eltern Dr. Dietrich Meier und Tima Meier und meinem Bruder Dr. Lukas Jost Meier. Ich bedanke mich für die intellektuelle, menschliche und finanzielle Unterstützung, die ich mein gesamtes Studium und auch während meiner Dissertation bedingungslos jederzeit einfordern konnte. Mein ganz besonderer Dank gilt somit meinen geliebten Eltern, die mir halfen, meine Träume zu verwirklichen und meinen bisherigen Lebensweg ermöglicht haben.

9 Lebenslauf

Lebenslauf lag im Abgabeexemplar vor.