

Aus der Klinik für Strahlenheilkunde Campus Virchow-Klinikum
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Adaptiv statistisch iterative Rekonstruktion (ASIR) in der cranialen Computertomographie - Optimierung der Bildqualität und Reduktion der Strahlendosis

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von
Lea Heleen Huizing-Kusitzky
aus 69181 Leimen

Datum der Promotion: 16.06.2018

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung.....	IV
Abstract.....	VI
Abkürzungsverzeichnis.....	VIII
1. Einleitung.....	1
1.1. Protokollparameter und Bildqualität in der Computertomographie	2
1.1.1. Protokollparameter.....	2
1.1.1.1. Schichtdicke	2
1.1.1.2. Röhrenspannung	2
1.1.1.3. mAs-Produkt.....	3
1.1.2. Bildparameter.....	3
1.1.2.1. Hounsfield-Unit (HU)	3
1.1.2.2. Rauschen (Noise).....	3
1.1.2.3. Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis/Contrast-to-Noise-ratio (CNR).....	3
1.1.2.4. Signal-zu-Rausch-Verhältnis/Signal-to-Noise-Ratio (SNR).....	4
1.1.2.5. Artefakte	4
1.1.3. Strahlenexpositionsparameter	4
1.1.3.1. "Computed-Tomography-Dose-Index" (CTDI _{vol}).....	4
1.1.3.2. Dosis-Längen-Produkt (DLP)	5
1.1.3.3. Effektivdosis (ED).....	5
1.2. Strategien zur Dosisreduktion.....	5
1.2.1. Reduzierung der Volumenabdeckung (Scan-Range)	5
1.2.2. Topogrammeinstellung.....	5
1.2.3. Automatische Auswahl der Röhrenspannung	6
1.2.4. Automatische Expositionskontrolle (ACE).....	6
1.2.5. Iterative Rekonstruktion (IR)	6
1.3. Craniale Computertomographie in der Notfallsituation	7
1.4. Gegenwärtige Forschung	7
1.5. Ziel der Dissertation	9
2. Material und Methoden.....	9
2.1. Vorstudie.....	9
2.2. Patienten.....	9
2.2.1. Gruppen, Anzahl, Alter, Ausschlusskriterien.....	9

2.2.2. Diagnosegruppen.....	10
2.3. Scanprotokolle	11
2.4. Auswertung.....	11
2.4.1. Objektive Auswertung mittels quantitativer Parameter	11
2.4.2. Subjektive Auswertung mittels Likert-Skala	13
2.4.3. Statistik.....	14
3. Ergebnisse	14
3.1. Vorstudie.....	14
3.1.1. Fall 1: weibliche Patientin (52 Jahre) ICB bei Mediaaneurysma und Zustand nach Clipping	15
3.1.2. Fall 2: weibliche Patientin (52 Jahre) SAB bei Pericalosaaneurysma und Zustand nach Coiling.....	16
3.2. Patientendaten.....	17
3.3. Quantitative Auswertung der Bildqualität insgesamt	21
3.4. Quantitative Auswertung der Bildqualität in den Diagnosegruppen.....	22
3.5. Qualitative Auswertung der Bildqualität insgesamt.....	28
3.6. Qualitative Auswertung der Bildqualität in den Diagnosegruppen.....	30
4. Diskussion	39
4.1. Stärken und Limitationen der Studie.....	41
4.2. Ausblick	43
5. Zusammenfassung.....	44
6. Literaturverzeichnis	45
7. Abbildungsverzeichnis.....	49
8. Tabellenverzeichnis.....	50
9. Eidesstattliche Versicherung	51
10. Lebenslauf.....	53
11. Publikationsliste.....	55
12. Danksagung	56

Kurzfassung

Einleitung:

Weltweit ist die Anzahl der Computertomographie-Untersuchungen (CT), insbesondere im Notfallsetting, in den letzten Jahren stark angestiegen. Dadurch steigt die Strahlenexposition von Mensch und Umwelt rasant. Deshalb ist es wichtig, Methoden zur Strahlungsreduktion zu etablieren. Dazu sollte in dieser Studie die adaptive statistische iterative Rekonstruktion (ASIR) als Möglichkeit zur Dosisreduktion bei gleichbleibend guter Bildqualität in der nativen cranialen CT untersucht werden.

Methodik:

157 Patienten wurden auf 2 unterschiedliche Protokollgruppen mit jeweils 120 kV und modularem mAs aufgeteilt: Gruppe A (Kontrollgruppe) mit 100% FBP (filtered back projection), N = 71. Gruppe B1 (Fallgruppe) mit 20% ASIR und 80% FBP, N = 86. Rohdaten von 74 Patienten aus der Fallgruppe erhielten eine Nachbearbeitung mit 40% ASIR und 60% FBP (Gruppe B2). Quantitative und qualitative Bildparameter aller Gruppen wurden evaluiert und statistisch auf signifikante Unterschiede überprüft. Zudem wurden alle Patienten in Diagnosegruppen unterteilt und ebenfalls auf Signifikanzen überprüft.

Ergebnisse:

Alle Berechnungswerte der Fallgruppen wurden mit der Kontrollgruppe verglichen: Es konnte eine Reduktion der Effektivdosis von mehr als 40% in den Kontrollgruppen gezeigt werden ($p < 0,0001$). Gruppe B1 wies eine signifikant verminderte quantitative und qualitative Bildqualität auf. Gruppe B2 erreichte ähnliche quantitative Bewertungen. Die qualitative Analyse war schlechter, aber besser als Gruppe B1. Für den klinischen Gebrauch war die Diagnostizierbarkeit der Fallgruppen hoch genug. Die Vergleichsberechnungen innerhalb der Diagnosegruppen erschienen heterogen. Bei mehr als 50% der Patienten war die Bildgebung unauffällig.

Schlussfolgerung:

- Ein Protokoll mit 20% ASIR und 80% FBP ermöglicht eine signifikante Dosisreduktion um ca. 40 % bei ausreichender Bildqualität.
- Eine Nachbearbeitung mit 40% ASIR und 60%FBP verbessert die Bildqualität.
- Iterative Rekonstruktionstechniken sollten im klinischen Gebrauch der cranialen Computertomographie angewendet werden.

Schlagwörter:

Iterative Rekonstruktion (IR), Adaptive Statistische Iterative Rekonstruktion (ASIR), Effektivdosis (ED), Bildqualität, Craniale Computertomographie (CT);

Abstract

Introduction:

Worldwide, the number of CT scans has risen sharply in recent years, especially in emergency settings. This has resulted in a rapidly increasing exposure of humans and the environment to radiation. It is therefore important to explore ways to reduce the amount of radiation required to perform these exams. This study investigated adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR) as one option for reducing the radiation dosage while ensuring good image quality in native, cranial CTs.

Methodology:

157 patients were divided into 2 protocol groups of 120 kV and modular mAs: Group A (control group) with 100% FBP (filtered back projection), N = 71. Group B1 (case group) with 20% ASIR and 80% FBP, N = 86. The raw data from 74 patients in the case group was post-processed with 40% ASIR and 60% FBP (Group B2). Quantitative and qualitative image parameters of all groups were evaluated and statistically analysed for significant differences. In addition, all patients were divided into groups by diagnosis and also checked for statistical significance.

Results:

All of the calculated values of the case groups were compared with those of the control group which indicated a reduction in the effective dose of radiation of more than 40% over that received by the control group ($p < 0.0001$). The image quality for Group B1 was significantly reduced both quantitatively and qualitatively. Group B2 achieved similar quantitative results, with the qualitative analysis worse than the control group, but still better than group B1. For clinical use, the quality was high enough to allow diagnosis of the case groups. The comparative calculations within the diagnostic groups appeared heterogeneous. For more than 50% of the patients, the imaging was unremarkable.

Conclusion:

- A protocol with 20% ASIR and 80% FBP allows a significant reduction in the radiation dosage of almost 40% while offering adequate image quality.
- Post-processing with 40% ASIR and 60% FBP improves image quality.
- Iterative reconstruction techniques should be applied in clinical practise.

Key words:

Iterative reconstruction (IR), Adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR), effective dose (ED), Image quality, native head computed tomography (CT);

Abkürzungsverzeichnis

ACE	Automatische Expositionskontrolle
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
ASIR	Adaptive-Statistical-Iterative-Reconstruction
CNR	Contrast-to-Noise-Ratio
CTDI _{vol}	Computed-Tomography-Dose-Index
CT	Computertomographie
DLP	Dosis-Längen-Produkt
ED	Effektive Dosis
GM	Graues Mark
HU	Hounsfield-Unit
ICB	Intracerebralblutung
IR	Iterative Rekonstruktion
FBP	Filtered-Back-Projection
IT-Kontrast C/M	Infratentorieller Kontrast Cortex/Mark
kV	Kilovolt
mAs	Milliamperere-Sekunden-Produkt
MBIR	Modell-Based-Iterative-Reconstruction
mGy	Milligray
mSv	Millisievert
m/w	männlich/weiblich
N	Anzahl
NI	Noise Index
RF	Raumforderung
ROIs	Region-Of-Interests
SAB	Subarachnoidalblutung
SD	Standardabweichung
SNR	Signal-to-Noise-Ratio
ST-Kontrast BG/CI	Supratentorieller Kontrast Basalganglien/Capsula Interna
ST-Kontrast C/M	Supratentorieller Kontrast Cortex/Mark
U1/U2	Untersucher 1/ Untersucher 2
WM	Weißes Mark

1. Einleitung

Vor mehr als 40 Jahren, am 01. Oktober 1971 wurde in Großbritannien die erste Bildgebung eines Patienten mit einem Computertomographen (CT) durchgeführt¹. Dieser erste Scanner, der von der Schallplattenproduktionsfirma EMI hergestellt wurde, benötigte rund sieben Minuten für eine Doppelschichtaufnahme und lieferte Bilder mit einer räumlichen Auflösung von etwa 1,3 mm^{1,2}. Trotz dieser langen Aufnahmezeit und der noch sehr geringen Auflösung, setzte sich diese Technik in den Folgejahren international durch. Aufgrund technischer Weiterentwicklungen, etwa die Einführung der Spiral-CT Ende der 80er Jahre und der Mehrschicht-CT weitere 10 Jahre später, konnten unter anderem die Akquirierungszeit deutlich verkürzt, als auch die Bildqualität stark verbessert werden¹. Heutige Geräte der 3. Scannergeneration weisen eine Rotationszeit von deutlich weniger als einer Sekunde, bei einer räumlichen Auflösung von 0,3-0,4 mm auf². Diese Innovationen führten dazu, dass die Computertomographie heutzutage als eines der bedeutendsten diagnostischen Standardverfahren der Medizin flächendeckend für eine Vielzahl an Fragestellungen eingesetzt wird. Allein in Deutschland ist die Anzahl der CT-Untersuchungen zwischen 1996 und 2010 um 130 % angestiegen³. Dennoch müssen neben dem klinischen Nutzen dieser Entwicklung auch potentielle Risiken eines Diagnoseverfahrens mit ionisierender Strahlung beachtet werden, wie etwa die Entstehung von Tumoren⁴⁻⁶. In einer Studie von 2012 wurde gezeigt, dass die häufige Anwendung von CT-Untersuchungen bei jungen Patienten zur einer höheren Rate an Krebserkrankungen, insbesondere Hirntumoren führt⁷. In diesem Zusammenhang muss vor allem die CT besonders kritisch betrachtet werden, da das Verhältnis zwischen relativ geringer Anwendungshäufigkeit von etwa 8 % und dem hohen Anteil an der kollektiven effektiven Dosis von etwa 60 % allein in Deutschland groß ist^{3,8}. Dabei ist zu beachten, dass insbesondere dieser hohe Anteil an der kollektiven effektiven Dosis seit 1997 nochmals um mehr als 20% angestiegen ist^{3,9}. Damit muss der CT ein hoher Beitrag der gesamten Strahlenexposition in der Bevölkerung zugeschrieben werden und deshalb ist es besonders wichtig, die Strahlendosis der einzelnen Untersuchungen zu reduzieren¹⁰. Demzufolge wurden in einigen Ländern Strahlenschutzgesetze erlassen, in welchen die potentiellen Vorteile des Einsatzes von radiologischer Diagnostik am Patienten den potentiellen Risiken der Strahlenbelastung gegenübergestellt werden. Als Leitlinie des Strahlenschutzes gilt das zunächst in der Pädiatrie entwickelte internationale ALARA-Prinzip ("As Low As Reasonably Achievable")^{11,12}. Darin wird gefordert, dass die Strahlenbelastung der Patienten einerseits niedrig gehalten und ande-

rerseits die diagnostische Genauigkeit nicht gefährdet werden darf^{2,11,12}. Der Einsatz von radiologischen Methoden sollte also immer anhand eines Abwägens des Nutzen-Risiken-Verhältnisses geprüft werden. Dies bedeutet, dass zum einen die effektive Strahlendosis so gering wie nötig und zum anderen die Bildqualität und die damit zusammenhängende diagnostische Aussagefähigkeit so hoch wie möglich sein sollte. In den letzten Jahrzehnten ist mittels verschiedener Techniken versucht worden die Strahlendosis bei CT-Aufnahmen zu reduzieren. Hierzu zählen die Reduktion der Volumenabdeckung, die Verbesserung der Topogrammeinstellung, die automatische Anpassung von Röhrenstrom und Röhrenspannung und zuletzt die Einführung der iterativen Rekonstruktion im Jahre 2009.

1.1. Protokollparameter und Bildqualität in der Computertomographie

Ein CT-Datensatz enthält verschiedene Parameter und mathematische Größen, die sich zum einen aus dem Bilddatensatz und andererseits aus der Protokollvoreinstellung ergeben. Die für diese Studie wichtigsten Größen werden nachfolgend kurz erläutert.

1.1.1. Protokollparameter

1.1.1.1. Schichtdicke

Durch die Einstellung der Blenden an der Strahlenquelle und vor den Detektoren wird die Schichtdicke und damit die örtliche Auflösung festgelegt². Durch eine große Schichtdicke wird zum einen der Kontrast verringert und zum anderen das Bildrauschen reduziert¹. Durch die Verbindung einer bestimmten Anzahl an Detektorelementen legt man die jeweilige Schichtdicke fest. Bei einem 64-Zeilen-CT lassen sich dadurch Schichtdicken von 5 mm bis zu 0,625 mm akquirieren¹. Eine größere Schichtdicke reduziert die Strahlendosis.

1.1.1.2. Röhrenspannung

Die zwischen Kathode und Anode festgelegte Spannung zur Beschleunigung der Elektronen definiert die Röntgenstrahlung². Eine geringe Röhrenspannung in Kilovolt (kV) verbessert zwar den Kontrast, erhöht jedoch das Bildrauschen¹. Eine erhöhte Röhrenspannung verstärkt die jeweilige Strahlendosis. In dieser Arbeit wurde standardmäßig eine Spannung von 120 Kilovolt genutzt.

1.1.1.3. mAs-Produkt

Der zum Heizen der Kathode notwendige Röhrenstrom in Milliampere (mA) multipliziert mit der Rotationsgeschwindigkeit in Sekunden (s) ergibt das sogenannte mAs-Produkt². Eine hohe Dosis verringert das Rauschen und erhöht den Bildkontrast sowie die Ortsauflösung¹. Die Wahl der Rotationsgeschwindigkeit wirkt dabei entscheidend auf die Dauer der Untersuchung und Auflösung der Einzelschnitte².

1.1.2. Bildparameter

1.1.2.1. Hounsfield-Unit (HU)

Die Dichte von unterschiedlichen Geweben in einem CT-Scan wird durch HU in einer Graustufenskala beschrieben². Die Skala reicht von stark negativen Werten (Luft) bis in einen stark positiven Bereich (Knochen)¹. Wasser wurde als Nullpunkt dieser Skala festgelegt¹. Je stärker ein Gewebe Röntgenstrahlung abschwächen kann, desto höher ist der jeweilige HU¹. Diese Werte sind dimensionslos und beschreiben keinen absoluten Schwächungswert². Eine Graustufeneingrenzung durch die sogenannte Fensterungstechnik ermöglicht die bessere Abgrenzung der farblichen Werte, die einzeln gemessenen Dichtewerte werden jedoch nicht verändert². Durch Fensterung in einen leicht positiven Bereiche können insbesondere die Weichteilstrukturen bei nativen craniale CT-Untersuchungen beurteilt werden, da sich sowohl die graue Substanz (35-45 HU) als auch die weiße Substanz (30-35 HU) gut darstellen lassen¹.

1.1.2.2. Rauschen (Noise)

Das Rauschen beinhaltet Störsignale innerhalb eines CT-Bildes, welche selbst keine Bildinformation beinhalten¹. Es setzt sich aus dem Detektorrauschen, dem Umwandlungsrauschen von analogen in digitale Signale und dem eigentlichen Quantenrauschen, also der ungleichen Anzahl an Röntgenquanten zusammen^{1,13}. Wobei dem Quantenrauschen der größte Einfluss zugeschrieben wird¹³. Aufgrund der Proportionalität von Rauschen und Dosis gilt, dass eine Erhöhung des mAs-Produkts und/oder der Röhrenspannung, sowie eine erhöhte Schichtdicke, oder die Verwendung bestimmter Rekonstruktionsverfahren das Rauschen reduzieren können^{2,14}.

1.1.2.3. Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis/Contrast-to-Noise-ratio (CNR)

Ein Helligkeitsunterschied zwischen zwei Bildpunkten wird durch den Kontrast beschrieben². Je unterschiedlicher die Dichtewerte innerhalb einer Aufnahme, umso besser ist der Kontrast. Um den Kontrast innerhalb eines Gewebes mit ähnlicher Dichte zu

erhöhen benötigt man eine höhere Dosis². Ein Verhältnis von Kontrast und Hintergrundrauschen ist das CNR.

1.1.2.4. Signal-zu-Rausch-Verhältnis/Signal-to-Noise-Ratio (SNR)

Durch den Einsatz der CT werden digitale Signale erzeugt. Diese können beispielsweise in HU angegeben werden². Setzt man diesen Wert mit dem Hintergrundrauschen des Bildes ins Verhältnis, erhält man das SNR.

SNR und CNR erzeugen somit einen quantitativen Eindruck der Bildqualität. SNR beschreibt die Bildqualität innerhalb einer bestimmten anatomischen Region, wohingegen CNR die Differenzierbarkeit unterschiedlicher Gewebe zeigt¹⁵.

1.1.2.5. Artefakte

Neben dem Bildrauschen gibt es weitere Ursachen, die falsche Schwächungswerte im CT-Bild produzieren können². Diese können durch Patienten verursacht sein, beispielsweise durch Implantate oder Bewegungen. Sie können durch Fehler im Messgerät oder im Verlauf der Messung entstehen und auch durch die Bildnachbearbeitung bedingt sein^{1,2}. Neben SNR, CNR und Noise beeinflussen Artefakte erheblich die Bildqualität¹.

1.1.3. Strahlenexpositionsparameter

Bei den Dosismessgrößen sind insbesondere die drei folgenden Größen klinisch bedeutsam¹⁰. Der sogenannte Dose-Report weist in jedem CT-Datensatz die folgenden Werte aus. Diese werden in Datenbanken archiviert.

1.1.3.1. "Computed-Tomography-Dose-Index" (CTDI_{vol})

Der CTDI_{vol} gibt die mittlere Dosis (mGy) in einem standardisierten Phantom an und wird von den Herstellerfirmen normiert^{2,10}. Diese beinhaltet innerhalb einer Schicht sowohl die jeweilige Dosis, als auch die Streustrahlung¹⁰. Der CTDI_{vol} eignet sich gut zum Vergleich einzelner Scanprotokolle und unterschiedlicher Gerätetypen¹⁰. Allerdings hat dieser Wert durch die Eichung an einem Phantom den Nachteil, die Dosis bei geringem Volumen - beispielsweise bei kachektischen Patienten - zu niedrig zu bewerten und andersherum².

1.1.3.2. Dosis-Längen-Produkt (DLP)

Das DLP (mGycm) gibt unter Berücksichtigung des $CTDI_{vol}$ kumulativ die gesamte Energie während einer CT-Untersuchung im Volumen und der Länge an und beschreibt damit die Strahlenexposition des Patienten².

1.1.3.3. Effektivdosis (ED)

Das mögliche Risiko eines biologischen Schadens durch radiologische Untersuchungen innerhalb eines bestimmten Gewebes wird durch die effektive Dosis (mSv) geschätzt^{2,10}. Dabei wird die jeweils unterschiedliche Strahlenempfindlichkeit eines spezifischen Organs durch einen Gewichtungsfaktor berücksichtigt². Zur Berechnung der Effektivdosis hat sich folgende Formel durchgesetzt²:

$$\text{Formel (1): } ED = \kappa \times DLP$$

Der Konversionsfaktor κ zieht sowohl den organspezifischen Gewichtungsfaktor, als auch das Patientenalter mit ein².

1.2. Strategien zur Dosisreduktion

Kalra et al stellten 2002 in einer Studie einige Strategien zur Dosisreduktion vor: Sie setzten u.a. eine strenge Indikationsprüfung vor jeder Untersuchung, eine Prüfung der Notwendigkeit von mehrphasigen Protokollen und insbesondere von vielen Nachfolgeuntersuchungen voraus, und sie verwiesen auf mögliche technische Veränderungen der Protokollparameter¹⁶. Insbesondere die Veränderungen der Protokollparameter sind ein wichtiges Instrument zur Dosisreduktion geworden. Allerdings ist es dabei auch immer entscheidend, welches System von welchem Hersteller in der eigenen Klinik verwendet wird. Im Folgenden sollen die wichtigsten Methoden zur Dosisreduktion kurz vorgestellt werden.

1.2.1. Reduzierung der Volumenabdeckung (Scan-Range)

Eine der einfachsten Möglichkeiten Strahlendosis einzusparen, ist die genaue Festlegung des zu untersuchenden Körperabschnittes^{17,18}. Dabei muss abgewogen werden, welcher Körperabschnitt noch mit in die Diagnostik der Bildgebung einbezogen werden soll. Je kleiner der Abschnitt, umso geringer ist die Strahlenexposition.

1.2.2. Topogrammeinstellung

Die Dosis des Topogramms lässt sich durch eine niedrige Röhrenspannung, eine mAs-Auswahl und eine Untertischposition auf die Dosis einer konventionellen Röntgenaufnahme reduzieren².

1.2.3. Automatische Auswahl der Röhrenspannung

Auf der Grundlage der Topogrammschwächung wird in Echtzeit eine optimale Kombination aus Röhrenspannung und –strom moduliert, um die zuvor festgelegte Bildqualität zu erreichen².

1.2.4. Automatische Expositionskontrolle (ACE)

Dabei handelt es sich um die automatische Anpassung des Röhrenstroms an die Schwächungsprofile der jeweils durchstrahlten Körperregion in Abhängigkeit von festgelegten Bedingungen^{2,19}. Der in dieser Studie genutzte Algorithmus des Herstellers GE nutzt den "Noise-Index", der als Standardabweichung von CT-Werten in einem Wasserphantom Referenzwerte vorgibt, anhand derer das Patiententopogramm ausgewertet und dadurch der Strom angepasst wird, wodurch trotz unterschiedlicher Schwächung das Bildrauschen konstant gehalten werden soll². Ein kleiner NI resultiert in einem geringen Bildrauschen, in einer besseren SNR, jedoch auch in einer höheren Strahlendosis²⁰. Unterschiede im Bildrauschen zwischen verschiedenen Patienten beziehen sich auf die unterschiedlichen Körperproportionen²¹.

1.2.5. Iterative Rekonstruktion (IR)

Durch "Gefilterte Rückprojektion" ("Filtered-Back-Projection" FBP) werden für die CT-Bildrekonstruktion die Schwächungsprofile des Rotationsscans in eine 2-dimensionale Matrix durch einen Hochpassfilter gefaltet und rückprojektiert^{1,2}. Dieses lange als Standardmethode etabliertes Verfahren, liefert Bilder mit hoher Bildschärfe bei starkem Bildrauschen^{2,22}.

Eine in 2009 erstmals eingeführte aussichtsreiche Entwicklung zur Optimierung der Bildqualität bei reduzierter Strahlendosis in der CT-Diagnostik, stellt die Iterative Bildrekonstruktion (IR) dar. Hierbei werden anhand mathematischer Verfahren solange theoretisch angenommene Dichteverteilungen mit tatsächlich gemessenen Bilddaten des Rohdatensatzes verglichen, bis die beiden Datensätze annähernd übereinstimmen^{2,17}. Das Grundprinzip beruht auf einer Rückkopplungsschleife, bei der aus einzelnen Messdaten neue Bilder errechnet werden können². Durch die Simulation weiterer CT-Aufnahmen aus dem Datensatz kann schrittweise erhöhtes Bildrauschen ohne erneute Durchleuchtung des Patienten korrigiert werden¹⁷. Dadurch bietet die IR, im Gegensatz zur FBP, einen Ansatz, die Bildqualität trotz Strahlendosisreduktion zu erhalten^{2,22}. Die Produkte der verschiedenen Hersteller unterscheiden sich beispielsweise darin, ob nur im Bilddatenraum oder auch zusätzlich im Rohdatenraum berechnet wird²³. In dieser

Arbeit wurde das ASIR-Verfahren (Adaptive-Statistical-Iterative-Reconstruction) der Firma GE benutzt, das zusätzlich mit Rohdaten arbeitet.

1.3. Craniale Computertomographie in der Notfallsituation

In der Notfallsituation bei Verdacht auf intrakranielle Pathologien bei unterschiedlicher Klinik ist die native CT des Kopfes nach wie vor das diagnostisch bildgebende Mittel der ersten Wahl, insbesondere im Sinne eines Ausschlussverfahrens, d.h. dass nur in wenigen Fällen eine tatsächliche Ursache gefunden werden kann.^{24,25} 2007 haben Brenner und Hall geschrieben, dass allein in den USA pro Jahr etwa 20 Millionen CT-Untersuchungen bei Erwachsenen und eine Million bei Kindern unnötig sind. Das entspricht etwa einem Drittel aller CT-Untersuchungen in den USA²⁶.

In dieser Arbeit lagen hauptsächlich folgende klinischen Symptome vor, die zur Indikation einer cranialen CT-Bildgebung geführt haben:

- Extreme Kopfschmerzen
- Zustand nach Unfall
- Krampfanfall
- Lähmungserscheinungen
- Bewusstseinsstörungen

Als wichtigste klinische Indikation ist der Verdacht auf intrakranielle Ischämie bzw. Blutung und Raumforderungen angegeben worden.

Aufgrund der weltweit ansteigenden Zahl von CT-Bildgebungen, trotz bekannter Strahlungsrisiken insbesondere bei jungen Patienten und geringer Pathologieinzidenz, erscheint diese Patientenpopulation besonders von Dosisreduktionsverfahren zu profitieren^{3-5,7,9-11,24,25}.

1.4. Gegenwärtige Forschung

Im Jahr 2011 zeigte sich PD Dr. Hatem Alkahdi in einem Interview des European Hospitals sehr erfreut, dass es zwischen den unterschiedlichen Anbietern einen großen Wettstreit über die Weiterentwicklung der iterativen Rekonstruktion gäbe. Davon würden vor allem die Anwender profitieren¹⁷.

In den nachfolgenden Jahren haben sich viele Kliniken und Forschungsgruppen mit dem Verfahren beschäftigt, insbesondere um die dringend notwendige Dosisreduktion bei der CT-Diagnostik voranzutreiben²⁷. Im Folgenden werden Studien zusammengefasst, in denen IR als Dosisreduktionsverfahren bei erwachsenen Patienten in einem Kopf-CT geprüft worden ist.

Zwei Studien benutzen ein IR-Verfahren des Herstellers Phillips. In der Übersichtsarbeit von Noel et al. sind insgesamt 14854 Patientenscans beurteilt worden. Die Anzahl an cranialen CT-Untersuchungen ist dabei allerdings sehr klein²⁷. Da in dieser Studie keine Protokollparameter aufgezeigt werden, ist die nicht signifikante Dosisreduktion nur eingeschränkt zu bewerten. Die Arbeit von Wu et al. vergleicht die Bildqualität und Dosisreduktion quantitativ und qualitativ in drei Patientengruppen mit und ohne IR. Die angegebenen technischen Parameter sind mit dem Protokoll dieser Promotionsarbeit vergleichbar, es wird jedoch ein unterschiedliches Auswertungsverfahren benutzt²⁸.

Drei Studien nutzen einen CT-Scanner des Herstellers Siemens. In einer kanadischen Studie aus dem Jahr 2014 ist dieses Verfahren an insgesamt 107 Patienten qualitativ und quantitativ mit und ohne IR geprüft worden. Die angegebenen technischen Parameter sind vergleichbar, die quantitative Methode ist jedoch wenig ausführlich²⁹. In zwei Studien von Korn et al. werden 90 bzw. 30 Patienten mit und ohne IR untersucht, wobei sich die Protokollparameter insbesondere bei der Auswahl des Röhrenstroms im Vergleich mit dieser Promotionsarbeit unterscheiden^{22,30}. In der jüngeren Arbeit geht es vor allem um die Verbesserung der Bildqualität, wohingegen die Dosisreduktion insbesondere in der älteren Veröffentlichung gesondert untersucht wird.

In vier weiteren Arbeiten wird das ASIR-Programm des Herstellers GE benutzt. In einer türkischen Arbeitsgruppe um Kilic et al. sind zwei Patientengruppen mit und ohne IR untersucht worden, die sich sowohl bei der Auswahl des Röhrenstroms, als auch bei der Röhrenspannung von dieser Promotionsarbeit unterscheiden³¹. Die Veröffentlichung von Ren et al. hat 80 CT-Aufnahmen mit und ohne IR verglichen, wobei in vier Stufen bis zu 90%-ASIR angewendet worden ist³². Auch diese Studie nutzt mit festgesetzten Röhrenstromvorgaben von 200 und 300 mA unterschiedliche Protokollparameter. Die quantitative Bildauswertung ist in dieser Studie weniger ausführlich. Rapalino et al.¹⁵ haben 140 Patienten ohne und mit IR in fünf unterschiedlichen Prozentstufen untersucht. Auch hier wurde der Röhrenstrom auf 200 bzw. 250 mA festgelegt. Ebenso ist die quantitative Auswertung nur auf zwei Bereiche begrenzt. Die in dieser Promotionsarbeit verwendeten Protokollparameter sind am besten mit einer umfassenden Studie von Komlosi et al zu vergleichen, der darin u.a. 200 Scans in der Kopf-Untergruppe untersucht hat²⁰. Mit gleichbleibender Röhrenspannung (120 kV), variablem Röhrenstrom (100-350 mA) und der Veröffentlichung eines Noise-Index, weicht lediglich der hier verwendete Prozentsatz von ASIR mit 40% und die Auswahl des NI von den Parametern in dieser Promotionsarbeit ab. Eine Bildqualitätsanalyse fehlt in dieser Studie.

1.5. Ziel der Dissertation

Als Ziel dieser Dissertation soll der Einfluss von IR auf die Dosisreduktion, die Bildqualität und die Diagnosemöglichkeit im Vergleich zu FBP basierenden Standard-CT-Bildern einer großen Patientengruppe in der Notfall-Kopf-CT-Bildgebung untersucht werden.

Folgende Hypothesen sollen dabei überprüft werden:

- ASIR reduziert signifikant die Dosisbelastung bei weitgehend gleichbleibender Bildqualität im Kopf-CT im Vergleich zum Standardverfahren.
- 20% ASIR (80% FBP) ist für den klinischen Alltag geeignet.
- Eine nachfolgende Überblendung mit 40% ASIR (60% FBP) verbessert die Bildqualität im Vergleich mit zur 20% ASIR-Aufnahme.

2. Material und Methoden

2.1. Vorstudie

Um die Protokollparameter für diese Studie festlegen zu können, wurden zunächst CT-Untersuchungen an einem Kopfphantom vorgenommen. Im Folgenden erhielten zwei neurochirurgische Patienten, die nach chirurgischer Intervention vielfache Verlaufsbildgebungen bekommen hatten, native CT-Bildgebungen mit drei unterschiedlichen CT-Protokollen. Es handelte sich um zwei weibliche, jeweils 54 Jahre alte Patientinnen, die zum einen eine intracerebrale Blutung (ICB) bei Mediaaneurysma und Zustand nach Clipping und zum anderen eine subarachnoidale Blutung (SAB) bei Pericalosaaneurysma und Zustand nach Coiling aufwiesen. Beide Patientinnen waren mit Drainageshunts versorgt und mussten sich in regelmäßigen Abständen einer bildgebende Verlaufskontrolle unterziehen, wobei schrittweise eine Dosisreduktion mittels ASIR angewendet wurde.

Anhand dieser Daten wurde eine objektive Bildauswertung von drei erfahrenen Radiologen bzw. Neuroradiologen vorgenommen und die Scanprotokolle für diese Dissertationsstudie festgelegt (siehe 2.3. Scanprotokolle).

2.2. Patienten

2.2.1. Gruppen, Anzahl, Alter, Ausschlusskriterien

Insgesamt wurden zunächst 218 Patienten in die Studie aufgenommen, die innerhalb zweier festgelegter Zeiträume eine native CT-Untersuchung des Kopfes aufgrund klinisch vermuteter intrakranieller Pathologien erhalten haben. Der Untersuchungszeit-

raum der 109 Patienten, bei denen ein Standardprotokoll ohne Strahlenreduktion angewendet wurde, verlief vom 18.10.2013 bis zum 06.11.2013. Ab dem 18.02.2014 bis zum 25.02.2014 wurden weitere 109 Patienten eingeschlossen, wobei ein standardisiertes Protokoll mit Strahlenreduktion unter dem Einsatz von 20% ASIR und 80% FBP eingesetzt wurde. Bei einem Großteil der zweiten Patientengruppe wurden zusätzlich Überblendungen der CT-Rohdaten angefertigt, die mit Einsatz von 40% ASIR und 60% FBP berechnet wurden.

Als Ausschlusskriterien wurden nachträglich artefaktbildende intrakranielle Fremdkörper und größere Flüssigkeitsansammlungen, Patienten unter 15 Jahren, bewegungsbedingte Artefakte, allgemeine Artefakte, unvollständige Aufnahmen und fehlende Protokolldaten festgelegt, so dass die Anzahl der ersten Patientengruppe – im folgenden Gruppe A genannt – 71 und die zweite Patientengruppe – im folgenden Gruppe B1 genannt – 86 betrug. 74 Patienten der Gruppe B1 erhielten Überblendungen mit 40% FBP und 60% ASIR aus den Rohdaten. Diese wird nachfolgend Gruppe B2 genannt.

Im Folgenden sind alle gemittelten Patientendaten der unterschiedlichen Patientengruppen mit den zugehörigen Standardabweichungen tabellarisch dargestellt. Die Gruppe B2 wurde grau eingefärbt um zu verdeutlichen, dass diese Gruppe nicht zur Gesamtzahl aller Patienten beiträgt (*Tabelle 1*).

	Gesamt	Gruppe A	Gruppe B1	Gruppe B2
Anzahl	157	71	86	74
Alter	57,54 +/-20,08	61,08 +/-18,20	54,62 +/-21,17	55,30 +/-20,37
m/w	72/85	32/39	40/46	34/40
Kopfdurchmesser (cm)	19,29 +/-1,05	19,46 +/-1,16	19,14 +/-0,92	19,14 +/-0,93

Tabelle 1: Patientendaten

2.2.2. Diagnosegruppen

Alle eingeschlossenen Patienten wurden anhand ihrer bildgebenden Diagnose in fünf Diagnosegruppen aufgeteilt. 144 eingeschlossene Patienten konnten eindeutig in die Diagnosegruppen "Unauffällig", "Blutung", "Ischämie" und "Intrakranielle Raumforderung" (RF) eingeteilt werden. Bei 13 Patienten war eine eindeutige Zuordnung zu nur einer Diagnosegruppe nicht möglich. Diese Patienten wurden unter der Gruppe „Sonstiges“ zusammengefasst. Nachfolgend sind alle Diagnosegruppen in Bezug auf die jeweilige Patientengruppe tabellarisch dargestellt (*Tabelle 2*).

	Gesamt	Gruppe A	Gruppe B1	Gruppe B2
Anzahl (N)	157	71	86	74
Unauffällig	85	28 (39,43%)	57 (66,27%)	49 (66,25%)
Blutung	20	14 (19,71%)	6 (7,0%)	6 (8,11%)
Ischämie	24	15 (21,13%)	9 (10,47%)	8 (10,81%)
RF	15	7 (9,86%)	8 (9,3%)	6 (8,11%)
Sonstiges	13	7 (9,86%)	6 (7,0%)	5 (6,76%)

Tabelle 2: Diagnosegruppen

2.3. Scanprotokolle

Alle CT-Bilder wurden mit einem 64-Zeilen Multidetektor CT Scanner (Lightspeed VCT, GE Healthcare, USA) angefertigt. Tabellarisch sind nachfolgend die Protokollparameter aller Gruppen aufgezeigt (*Tabelle 3*).

	Gruppe A	Gruppe B1	Gruppe B2
Röhrensorgung (kV)	120	120	120
Röhrenstromprodukt (mAs)	automatisch <400	automatisch <400	automatisch <400
Noise Index (NI)	2,8	4	4
ASIR Dosisreduktion	0%	20%	20%
Bildrekonstruktion	100% FBP	80% FBP	60% FBP
Überblendungsverhältnis	0% ASIR	20% ASIR	40% ASIR

Tabelle 3: Protokollparameter

2.4. Auswertung

2.4.1. Objektive Auswertung mittels quantitativer Parameter

In jeweils zwei Schnittbildern in gleicher Höhe wurden bei allen Patienten sog. „Regions-Of-Interests“ (ROIs) manuell eingezeichnet. Dadurch konnte innerhalb dieser kreisförmigen ROIs ein bestimmter HU-Wert mit jeweiliger Standardabweichung angezeigt werden. Diese Werte wurden bei jedem Patienten nach einem festgelegten Schema ermittelt und innerhalb der Patientengruppen verglichen.

In Bezug auf Wu et al 2013 wurden 8 ROIs innerhalb wichtiger Hirnstrukturen festgelegt²⁸. Ergänzend zu dieser Studie ermittelten wir eine zusätzliche ROI im Bereich der Capsula Interna. Der Radius der ROIs aller untersuchten Schnittbilder war im Mittel 33,81 mm groß.

Supratentoriell wurden als graue Substanz ROI 1 (Nucleus Lentiformis) und ROI 3 (Temporalcortex) bestimmt. Als weiße Substanz wurden ROI 2 (Frontalmark) und ROI 5 (Capsula Interna) ausgewählt. Zudem wurde mit ROI 4 (Seitenventrikel) eine Ventrikel-

struktur gemessen. Infratentoriell wurden als graue Substanz ROI 6 (Kleinhirncortex) und ROI 8 (Kleinhirnwurm) festgelegt. Als weiße Substanz wurde ROI 7 (Kleinhirnstiel) bestimmt.

Das Hintergrundrauschen wurde in allen Schnitten durch drei ROIs festgelegt, die außerhalb der bildgebenden Strukturen in drei unterschiedlichen Bereichen ausgemessen wurden. Durch Division der Summe aller gemessenen Standardabweichungen der drei ROIs durch die Anzahl der Werte wurde ein mittlerer Wert für das Hintergrundrauschen ermittelt³³. Die Summe aller gemessenen Standardabweichungen wird dabei nachfolgend durch ein Δ dargestellt.

Siehe folgende Formel:

$$\text{Formel (2): Noise} = \frac{(\Delta \text{NOISE})}{3}$$

Im Folgenden sind zwei Beispielschnitte abgebildet (Abbildung 1, 2):

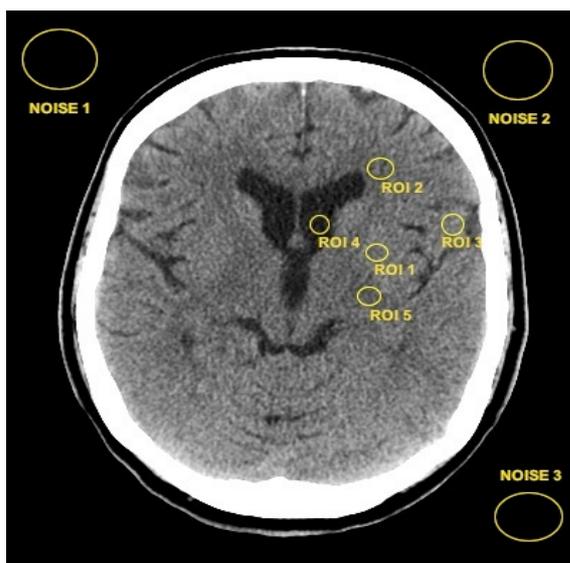


Abbildung 1: supratentorieller Hirnschnitt mit quantitativen Messpunkten

ROI 1 (Nucleus Lentiformis), ROI 2 (Frontalmark),
ROI 3 (Temporalkortex), ROI 4 (Seitenventrikel),

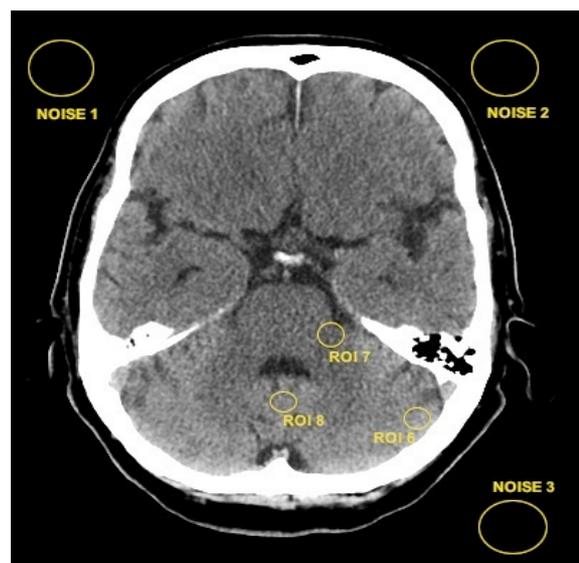


Abbildung 2: infratentorieller Hirnschnitt mit quantitativen Messpunkten

ROI 6 (Kleinhirncortex), ROI 7 (Kleinhirnstiel), ROI 8
(Kleinhirnwurm)

Für die Bestimmung der Signalintensität, der sogenannten Signal to Noise Ratio (SNR) wurde die gemessene HU durch die Standardabweichung (SD) des jeweiligen ROI geteilt^{22,28,34,35}, wobei in der nachfolgend allgemeinen Formel (x) eine beliebige ROI wiederspiegelt.

$$\text{Formel (3): SNR}(x) = \frac{HU(x)}{SD(x)}$$

Für die Berechnung der Contrast-to-Noise-Ratio (CNR) wurde ein Verfahren genutzt, welches in einer bereits veröffentlichten Studie beschrieben wurde³⁵. Dabei legten wir als Marker der grauen Substanz supratentoriell (ST) ROI 1 und ROI 3 (GM), sowie infratentoriell (IT) ROI 6 und ROI 8 (GM) fest. Die weiße Substanz repräsentierten supratentoriell (ST) ROI 2 und ROI 5 (WM), sowie infratentoriell (IT) ROI 7 (WM). Der durchschnittliche HU-Wert der weißen Substanz wurde von dem mittleren HU-Wert der grauen Substanz abgezogen und der dadurch ermittelte Wert durch die Wurzel der Summe der jeweiligen quadrierten Standardabweichungen (SDGM bzw. SDWM) dividiert. Siehe folgende Formeln:

$$\text{Formel (4): } ST - CNR = \frac{(GM - WM)}{\sqrt{(SDGM)^2 + (SDWM)^2}}$$

$$\text{Formel (5): } IT - CNR 2 = \frac{(GM - WM)}{\sqrt{(SDGM)^2 + (SDWM)^2}}$$

Zudem wurde bei allen Patienten der größte Kopfdurchmesser ausgemessen.

Weitere quantitative Daten wurden aus dem jeweiligen Scanprotokoll ausgelesen und der statistischen Auswertung zugeführt. Dazu gehören:

- Die genutzte Röhrenspannung, die bei jedem Patienten 120 kV betragen hat.
- Das mAs-Produkt wurde bei allen Patienten automatisch kleiner 400 mAs generiert.
- Die Scan-Range in Abhängigkeit von der Kopfgröße des jeweiligen Patienten.
- Der Computed Tomography Dose Index (CTDI(vol)) in mGy.
- Das Dosis-Längen-Produkt (DLP) in mGy x cm.

Die effektive Dosis (ED) der jeweiligen CT-Untersuchung wurde durch die Multiplikation des DLP mit dem Gewichtungsfaktor 0,0021 für eine Schädeluntersuchung berechnet^{15,31}. Die erhaltenen Werte wurden gemittelt und innerhalb der jeweiligen Gruppe mit der Standardabweichung aufgeführt.

Diese Messwerte wurden zudem einzeln nochmals in den jeweiligen Diagnosegruppen ausgewertet. Alle Ergebnisse sind tabellarisch mit Mittelwert und jeweiliger Standardabweichung im Ergebnisteil bzw. im Anhang dargestellt.

2.4.2. Subjektive Auswertung mittels Likert-Skala

Zwei Radiologen der Klinik für Strahlenheilkunde und der Klinik für Strahlentherapie des Campus Virchow-Klinikums der Charité mit 5 - bzw. 11 Jahren Erfahrung werteten die gesammelten CT-Daten nach qualitativen Kriterien verblindet aus. Alle technischen In-

formationen wurden zuvor aus dem jeweiligen Datensatz entfernt. Die Auswertung erfolgte anhand von 6 vorher festgelegten Kriterien mittels einer bewehrten und für unsere Zwecke modifizierten 5-Punkte-Likert-Skala^{15,20,28,32,33,36}.

Die Kriterien lauteten im Einzelnen:

1. Bildrauschen im gesamten Datensatz (Noise gesamt).
2. supratentorieller Kontrast zwischen Cortex und Mark (ST-Kontrast C/M).
3. supratentorieller Kontrast zwischen Basalganglien und Capsula Interna (ST-Kontrast BG/CI).
4. infratentorieller Kontrast zwischen Cortex und Mark (IT-Kontrast C/M).
5. Artefaktvorkommen im gesamten Datensatz.
6. Diagnostizierbarkeit im gesamten Datensatz.

Die 5-Punkte-Likert-Skala setzte sich aus folgenden Punkten in der Wertigkeit aufsteigend zusammen:

1. Diagnostizierbarkeit unmöglich.
2. Beurteilbarkeit unsicher.
3. Beurteilbarkeit begrenzt möglich.
4. Beurteilbarkeit unbeschränkt möglich.
5. Exzellente Bildqualität.

2.4.3. Statistik

Zur statistischen Analyse wurde IBM SPSS Version 22.0 (New York, USA) eingesetzt. Für die Signifikanzauswertung aller quantitativen Daten wurde der Student-t-Test für zwei unabhängige Stichproben verwendet. Für die Signifikanzauswertung der ordinal skalierten qualitativen Daten wurde der Mann-Whitney-U-Test angewendet. Ein p-Wert von weniger als 0,05 wurde als statistisch signifikant festgelegt. Für die Überprüfung der Interrater-Reliabilität wurde der Cohens Kappa-Wert berechnet. Die Grafiken wurden mittels GraphPad Prism Version 5.0 für Mac (GraphPad Software San Diego, Kalifornien, USA) erstellt.

3. Ergebnisse

3.1. Vorstudie

Im folgenden sind jeweils zwei axiale Hirnschnitte (5 mm) in Höhe der Basalganglien und des Kleinhirns abgebildet, die entweder mit 100% FBP oder einem Einsatz von 20% ASIR mit 80% FBP bzw. 30% ASIR mit 70% FBP entstanden sind.

3.1.1. Fall 1: weibliche Patientin (52 Jahre) ICB bei Mediaaneurysma und Zustand nach Clipping

a. 100% FBP



Abbildung 3: supratentoriell, 100% FBP



Abbildung 4: infratentoriell, 100% FBP

b. 20 % ASIR und 80% FBP

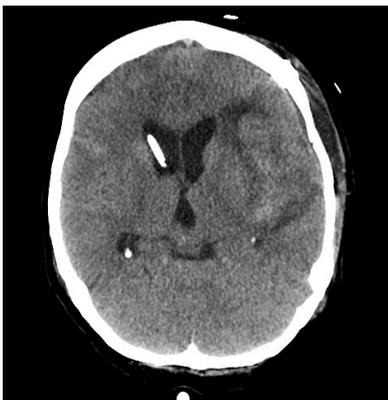


Abbildung 5: supratentoriell, 20% ASIR und 80% FBP



Abbildung 6: infratentoriell, 20% ASIR und 80% FBP

c. 30% ASIR und 70% FBP

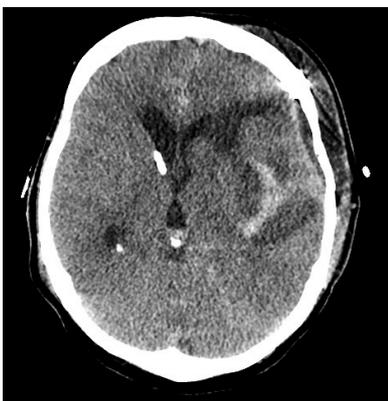


Abbildung 7: supratentoriell, 30% ASIR und 70% FBP

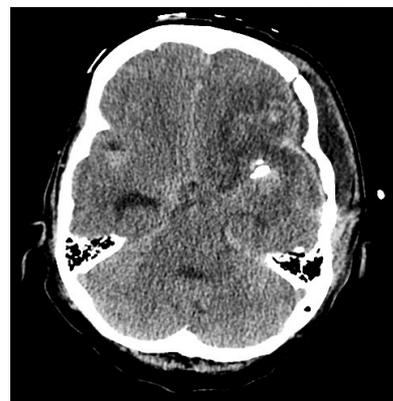


Abbildung 8: infratentoriell, 30% ASIR und 70% FBP

3.1.2. Fall 2: weibliche Patientin (52 Jahre) SAB bei Pericalosaaneurysma und Zustand nach Coiling

a. 100% FBP

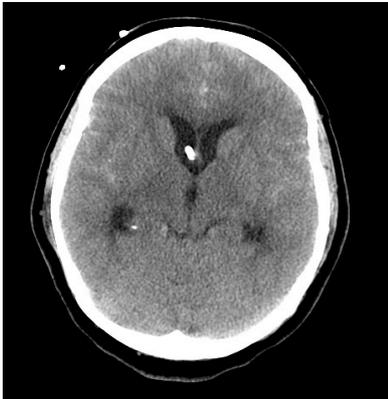


Abbildung 9: supratentoriell, 100% FBP



Abbildung 10: infratentoriell, 100% FBP

b. 20% ASIR und 80% FBP

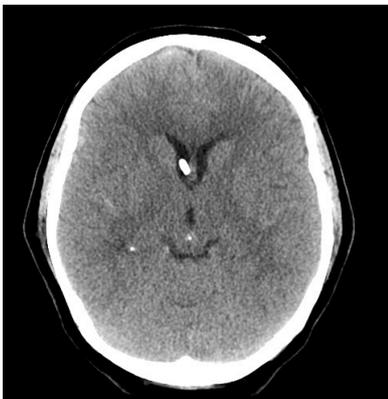


Abbildung 11: supratentoriell, 20% ASIR und 80% FBP



Abbildung 12: infratentoriell, 20% ASIR und 80% FBP

c. 30% ASIR und 70% FBP

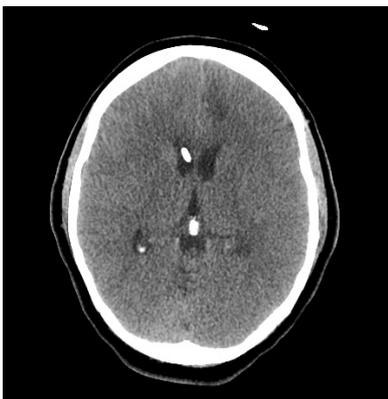


Abbildung 13: supratentoriell, 30% ASIR und 70% FBP



Abbildung 14: infratentoriell, 30% ASIR und 70% FBP

In den jeweils ersten beiden Schnitten beider Fälle wurde mittels FBP ein herkömmliches Verfahren benutzt. Diese Schnitte ermöglichen eine relativ klare Abgrenzung wich-

tiger Strukturen. Insbesondere die Basalganglien sind eindeutig abzugrenzen. In den beiden zweiten Schnitten mit dem Einsatz von 20% ASIR ist dies ebenso möglich. In den letzten beiden Schnitten bei 30% ASIR ist der Kontrast innerhalb der abgebildeten Gehirnteile viel geringer. Eine sichere Befundung in der klinischen Routine erscheint mit diesem Bildmaterial fraglich. Auch wenn diese Fallstudie nur eine geringe Patientenzahl aufweisen konnte, wurden anhand dieses Bildmaterials zwei Patientengruppen festgelegt, die entweder eine Bildgebung mit 100% FBP oder mit 20% ASIR und 80% FBP erhalten sollten.

3.2. Patientendaten

Es gab keinen signifikanten Unterschied im Patientenalter, dem Geschlechterverhältnis, dem Kopfdurchmesser oder der Scan-Range innerhalb der Patientengruppen (*Tabelle 4*). Bei 54% der insgesamt 157 Patienten konnten bildmorphologisch keine Pathologien festgestellt werden (*Tabelle 2*).

Auch in den 5 festgelegten Diagnosegruppen gab es innerhalb der einzelnen Gruppen keine signifikanten Unterschiede im Alter, Geschlechterverhältnis und Kopfdurchmesser. Nur innerhalb der Ischämie-Diagnosegruppe gab es mit $p = 0,04$ eine leicht niedrigere Scanrange der Gruppe B1 im Vergleich zur Kontrollgruppe A1, als potentieller Einflussfaktor auf die applizierte Strahlendosis. In allen anderen Gruppen gab es keinen signifikanten Unterschied im Scan-Range (*Tabellen 5, 6, 7*).

	Gruppe A	Gruppe B1	A vs. B1	Gruppe B2	A vs. B2
Alter	61,08 +/-18,20	54,62 +/-21,17	$p = 0,18$	55,30 +/-20,37	$p = 0,32$
m/w	32/39	40/46	$p = 0,86$	34/40	$p = 0,92$
Kopfdurchmesser (cm)	19,46 +/-1,16	19,14 +/-0,92	$p = 0,06$	19,14 +/-0,93	$p = 0,06$
Scan-Rang (cm)	143,61 +/-8,45	144,72 +/-9,1	$p = 0,43$	144,34 +/-9,51	$p = 0,63$

Tabelle 4: Signifikanzberechnung Patientendaten

	Unauffällig		Blutung		Ischämie		intrakranielle Raumforderung		Sonstiges	
Gruppen	A	B1	A	B1	A	B1	A	B1	A	B1
Anzahl	28	57	14	6	15	9	7	8	7	6
Alter	58,82	52,8	62,64	57,67	72,53	65,33	49,29	48,0	54,29	61,17
	+/-19,69	+/-22,82	+/-11,97	+/-13,77	+/-13,02	+/-22,58	+/-19,53	+/-12,93	+/-21,46	+/-16,59
m/w	11/17	28/29	7/7	3/3	6/9	2/7	3/4	3/5	5/2	4/2
Kopfdurchmesser (cm)	19,24	19,16	19,58	19,01	19,52	18,56	20,03	19,48	19,44	19,48
	+/-1,38	+/-0,87	+/-0,85	+/-0,34	+/-1,2	+/-1,07	+/-1,05	+/-0,85	+/-0,81	+/-1,39
Scan-Range (cm)	142,14	143,99	144,48	144,08	142,27	147,6	145,29	143,93	148,98	149,1
	+/-10,4	+/-9,9	+/-6,6	+/-10,6	+/-6,27	+/-3,78	+/-4,01	+/-8,3	+/-9,48	+/-4,34
CTDI_{vol} (mGy)	51,5	29,82	51,01	32,23	52,51	30,33	50,68	31,59	52,52	29,83
	+/-2,12	+/-2,64	+/-4,46	+/-2,7	+/-1,22	+/-3,78	+/-3,11	+/-1,8	+/-0,86	+/-4,27
DLP (mGy x cm)	758,3	446,61	763,86	481,13	774,95	476,38	763,23	471,53	810,85	461,66
	+/-51,04	+/-53,54	+/-68,47	+/-44,77	+/-31,61	+/-66,73	+/-47,31	+/-33,36	+/-48,31	+/-70,61
ED (mSv)	1,59	0,94	1,6	1,01	1,63	1,0	1,6	0,99	1,7	0,97
	+/-0,11	+/-0,11	+/-0,15	+/-0,1	+/-0,07	+/-0,14	+/-0,99	+/-0,85	+/-0,1	+/-0,15

Tabelle 5: Patientendaten und Protokollparameter Gruppe A und B1

	Unauffällig	Blutung	Ischämie	Intrakranielle Raumfor- derung	Sonstiges
	B2	B2	B2	B2	B2
Anzahl	50	6	8	6	4
Alter	53,16 +/-21,73	57,67 +/-13,77	70,13 +/-18,62	47,5 +/-14,99	60,5 +/-7,55
m/w	23/27	3/3	2/6	3/3	3/1
Kopfdurchmesser (cm)	19,12 +/-0,87	19,01 +/-0,34	18,69 +/-1,07	19,52 +/-1,0	19,88 +/-1,58
Scan-Range (cm)	143,7 +/-10,33	144,08 +/-10,6	146,56 +/-3,8	143,49 +/-9,64	149,56 +/-4,44
CTDI_{vol} (mGy)	29,86 +/-2,76	32,23 +/-2,7	29,92 +/-3,83	31,86 +/-0,94	28,4 +/-4,66
DLP (mGy x cm)	446,04 +/-55,53	481,13 +/-44,77	480,14 +/-70,31	473,79 +/-21,98	441,57 +/-81,81
ED (mSv)	0,94 +/-0,12	1,01 +/-0,09	1,01 +/-0,15	0,99 +/-0,05	0,93 +/-0,17

Tabelle 6: Patientendaten und Protokollparameter Gruppe B2

Gruppen	Unauffällig		Blutung		Ischämie		intrakranielle Raumforderung		Sonstiges	
	A vs. B1	A vs. B2	A vs. B1	A vs. B2	A vs. B1	A vs. B2	A vs. B1	A vs. B2	A vs. B1	A vs. B1
Alter	p = 0,21	p = 0,23	p = 0,42	p = 0,42	p = 0,29	p = 0,66	p = 0,79	p = 0,78	p = 0,55	p = 0,61
m/w	p = 0,4	p = 0,57	p = 1	p = 1	p = 0,4	p = 0,5	p = 0,85	p = 0,82	p = 0,87	p = 0,91
Kopfdurchmesser (cm)	p = 0,78	p = 0,64	p = 0,13	p = 0,13	p = 0,06	p = 0,11	p = 0,28	p = 0,4	p = 0,96	p = 0,55
Scan-Range (cm)	p = 0,43	p = 0,52	p = 0,92	p = 0,92	p = 0,04	p = 0,09	p = 0,7	p = 0,66	p = 0,98	p = 0,91
CTDI_{vol} (mGy)	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p = 0,002
DLP (mGy x cm)	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001
ED (mSv)	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001	p < 0,0001

Tabelle 7: Signifikanzberechnung Patientendaten und Protokollparameter Gruppe A und B1

3.3. Quantitative Auswertung der Bildqualität insgesamt

In der nachfolgenden Tabelle sind Mittelwerte und Standardabweichungen quantitativer Parameter der Bildqualität, sowie die Signifikanzberechnungen der Kontrollgruppe A mit den ASIR-Gruppen B1 und B2 aufgeführt (Tabelle 8).

	Gruppe A	Gruppe B1	A vs. B1	Gruppe B2	A vs. B2
SNR 1	8,56 +/-1,42	6,77 +/-0,97	p < 0,0001	7,76 +/-1,16	p < 0,0001
SNR 2	6,79 +/-1,26	5,18 +/-0,73	p < 0,0001	5,85 +/-0,99	p < 0,0001
SNR 3	8,63 +/-1,4	7,46 +/-1,0	p < 0,0001	7,67 +/-1,37	p < 0,0001
SNR 4	1,24 +/-0,51	1,0 +/-0,36	p = 0,002	1,11 +/-0,39	p = 0,1
SNR 5	6,56 +/-1,21	5,2 +/-0,9	p < 0,0001	5,85 +/-1,11	p < 0,0001
SNR 6	10,24 +/-1,65	9,02 +/-1,27	p < 0,0001	10,07 +/-1,68	p = 0,54
SNR 7	6,26 +/-1,11	5,33 +/-1,0	p < 0,0001	5,7 +/-1,16	p = 0,004
SNR 8	8,47 +/-1,77	7,4 +/-1,25	p < 0,0001	8,5 +/-1,27	p = 0,91
ST-CNR	1,63 +/-0,33	1,41 +/-0,27	p < 0,0001	1,7 +/-0,27	p = 0,17
IT-CNR	2,1 +/-0,67	1,73 +/-0,7	p = 0,002	2,22 +/-0,52	p = 0,15
ST Noise	3,21 +/-0,55	3,27 +/-0,47	p = 0,44	3,17 +/-0,56	p = 0,6
IT Noise	3,17 +/-0,58	3,25 +/-0,78	p = 0,48	3,06 +/-0,51	p = 0,23
CTDI_{vol} (mGy)	51,63 +/-2,67	30,20 +/-2,88	p < 0,0001	30,14 +/-2,97	p < 0,0001
DLP (mGyxcM)	768,58 +/-52,0	455,5 +/-54,62	p < 0,0001	454,58 +/-56,64	p < 0,0001
ED (mSv)	1,61 +/-0,13	0,96 +/-0,11	p < 0,0001	0,95 +/-0,12	p < 0,0001

Tabelle 8: Signifikanzberechnung quantitative Daten gesamt

Im Vergleich zur Kontrollgruppe A zeigt Gruppe B1 in allen supra- und infratentoriellen SNR-Berechnungen signifikant niedrigere Werte. Ebenso sind die CNR-Werte signifikant niedriger in Gruppe B1 im Vergleich zur Kontrollgruppe. Das Hintergrundrauschen ist in beiden Gruppen kaum unterschiedlich. Die CTDI_{vol}, DLP und ED sind in Gruppe B1 signifikant niedriger als in Gruppe A.

Vergleicht man die SNR-Werte der Kontrollgruppe A mit der Gruppe B2, so zeigen sich supratentoriell fast ausschließlich signifikant niedrigere Werte in Gruppe B2. Allein in der Ventrikelstruktur (SNR 4) erscheint dieser Unterschied nicht. Infratentoriell zeigt sich nur im Bereich der Kleinhirnstiele signifikant niedrigere SNR-Werte in Gruppe B2 im Vergleich zur Kontrollgruppe. Sowohl die CNR-Werte als auch das Hintergrundrauschen weisen keinen signifikanten Unterschied im Vergleich dieser beiden Gruppen auf. Dies ist dahingehend interessant, da sich in diesen anatomischen Regionen dickere Knochenstrukturen befinden, wodurch eine Dosismodulation die Bildqualität innerhalb

dieser Bereiche vermutlich stärker beeinflusst. Im Vergleich zur Kontrollgruppe A zeigen sich in den Gruppen B1 und B2 signifikant niedrigere Werte für $CTDI_{vol}$, DLP und ED. In der folgenden Boxplot-Grafik ist die ED der drei Patientengruppen gegeneinander aufgetragen (Abbildung 15). Die horizontalen Begrenzungslinien des einzelnen Boxplot stellen die minimale bzw. maximale Abweichung vom Median dar. Durch die Verwendung von 20% ASIR im Rohdatensatz konnte die ED bei Gruppe B1 und B2 im Vergleich zur Kontrollgruppe A1 um 40,4% bzw. 41% gesenkt werden.

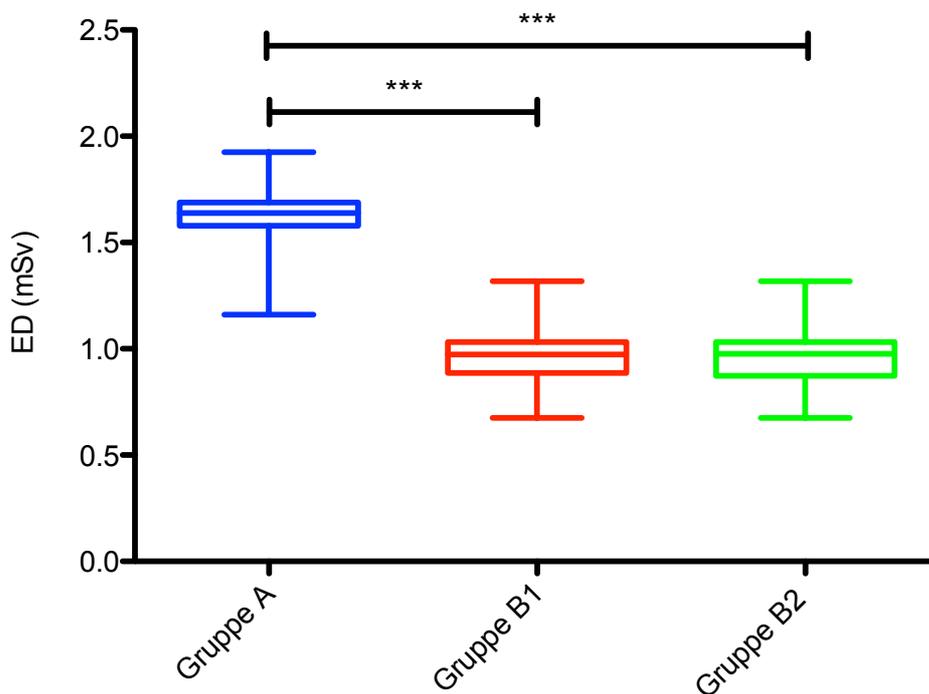


Abbildung 15: Boxplott ED gesamt

Auf der y-Achse ist die Effektive Dosis (ED) aufgetragen. Auf der x-Achse sind die Patientengruppen aufgeführt. Die eckigen Klammern zeigen den Vergleich zwischen Gruppe A und Gruppe B1 (unten), sowie Gruppe A und Gruppe B2 (oben). 3 Sterne stellen eine berechnete Signifikanz von $p \leq 0,0001$ dar.

3.4. Quantitative Auswertung der Bildqualität in den Diagnosegruppen

Alle objektiven Parameter der jeweiligen Diagnosegruppe sind tabellarisch mit Mittelwert und Standardabweichung, sowie den einzelnen Signifikanzberechnungen in mehreren Tabellen ausführlich dargestellt (Tabellen 5, 9, 10, 11).

Gruppen	Unauffällig		Blutung		Ischämie		intrakranielle Raum- forderung		Sonstiges	
	A	B1	A	B1	A	B1	A	B1	A	B1
SNR 1	9,09 +/- 1,5	6,78 +/- 0,95	8,05 +/- 1,39	6,45 +/- 1,12	8,38 +/- 1,43	6,68 +/- 1,13	8,27 +/- 1,37	6,85 +/- 0,68	8,17 +/- 0,6	7,08 +/- 1,34
SNR 2	7,3 +/- 1,36	5,1 +/- 0,7	6,46 +/- 1,5	5,18 +/- 0,26	6,43 +/- 0,83	5,59 +/- 1,26	6,77 +/- 1,11	5,36 +/- 0,27	6,26 +/- 0,64	5,22 +/- 0,8
SNR 3	8,74 +/- 1,46	7,46 +/- 0,94	8,85 +/- 1,78	7,77 +/- 1,09	8,42 +/- 1,23	7,38 +/- 1,18	7,77 +/- 1,09	7,28 +/- 0,84	8,21 +/- 0,95	7,53 +/- 1,6
SNR 4	1,25 +/- 0,51	1,02 +/- 0,36	1,29 +/- 0,54	1,01 +/- 0,39	1,22 +/- 0,38	1,02 +/- 0,37	1,1 +/- 0,55	0,77 +/- 0,4	1,25 +/- 0,75	1,12 +/- 0,29
SNR 5	6,53 +/- 1,21	5,06 +/- 0,86	6,35 +/- 1,46	5,19 +/- 0,81	6,79 +/- 1,23	5,47 +/- 1,0	6,4 +/- 0,94	5,43 +/- 0,71	6,76 +/- 1,13	5,77 +/- 1,28
SNR 6	10,75 +/- 2,07	8,78 +/- 1,04	9,6 +/- 1,21	9,22 +/- 2,35	10,17 +/- 1,26	9,53 +/- 1,39	10,39 +/- 1,01	9,37 +/- 1,43	9,49 +/- 1,32	9,94 +/- 1,1
SNR 7	6,72 +/- 1,01	5,29 +/- 1,04	5,89 +/- 0,75	4,98 +/- 0,56	6,08 +/- 1,23	5,67 +/- 1,1	5,91 +/- 1,11	5,5 +/- 0,9	5,89 +/- 1,46	5,41 +/- 1,03
SNR 8	8,8 +/- 1,98	7,34 +/- 1,28	7,99 +/- 1,15	7,21 +/- 1,03	8,72 +/- 1,86	7,81 +/- 1,31	8,68 +/- 1,77	7,14 +/- 1,46	7,38 +/- 1,47	7,89 +/- 0,84
ST-CNR	1,74 +/- 0,34	1,43 +/- 0,26	1,54 +/- 0,42	1,36 +/- 0,27	1,53 +/- 0,24	1,4 +/- 0,38	1,7 +/- 0,27	1,35 +/- 0,24	1,51 +/- 0,19	1,43 +/- 0,32
IT-CNR	2,08 +/- 0,8	1,71 +/- 0,75	1,97 +/- 0,36	1,72 +/- 0,66	2,27 +/- 0,52	1,88 +/- 0,67	1,86 +/- 1,0	1,51 +/- 0,58	2,1 +/- 0,6	1,99 +/- 1,68
ST-Noise	3,30 +/- 0,5	3,21 +/- 0,44	3,42 +/- 0,6	3,56 +/- 0,36	3,05 +/- 0,63	3,49 +/- 0,42	3,22 +/- 0,35	3,26 +/- 0,66	2,79 +/- 0,37	3,29 +/- 0,52
IT-Noise	3,18 +/- 0,55	3,12 +/- 0,38	3,23 +/- 0,64	3,45 +/- 0,32	3,16 +/- 0,76	3,19 +/- 0,35	3,24 +/- 0,36	3,19 +/- 0,35	2,90 +/- 0,3	3,24 +/- 0,46

Tabelle 9: quantitative Daten aller Diagnosegruppen von Gruppe A und B1

	Unauffällig	Blutung	Ischämie	Intrakranielle Raumfor- derung	Sonstiges
	B2	B2	B2	B2	B2
	7,74 +/- 1,25	7,68 +/- 0,49	8,06 +/- 1,33	7,65 +/- 0,83	7,67 +/- 1,21
SNR 2	5,86 +/- 1,05	6,08 +/- 1,06	5,54 +/- 0,72	5,99 +/- 0,53	5,67 +/- 1,29
SNR 3	7,65 +/- 1,31	9,05 +/- 1,52	6,81 +/- 1,1	7,72 +/- 1,02	7,55 +/- 1,92
SNR 4	1,13 +/- 0,39	1,13 +/- 0,49	1,1 +/- 0,52	0,96 +/- 0,33	1,11 +/- 0,24
SNR 5	5,98 +/- 1,16	5,74 +/- 1,23	5,24 +/- 1,15	5,28 +/- 0,48	5,73 +/- 0,86
SNR 6	9,97 +/- 1,65	10,31 +/- 1,76	9,82 +/- 1,55	10,7 +/- 1,94	10,52 +/- 2,29
SNR 7	5,8 +/- 1,13	5,88 +/- 0,9	5,77 +/- 1,62	5,56 +/- 0,89	4,32 +/- 0,49
SNR 8	8,48 +/- 1,27	7,93 +/- 1,03	8,37 +/- 0,97	8,76 +/- 1,86	9,53 +/- 1,03
ST-CNR	1,72 +/- 0,29	1,77 +/- 0,81	1,64 +/- 0,27	1,52 +/- 0,19	1,7 +/- 0,28
IT-CNR	2,16 +/- 0,51	2,26 +/- 0,14	2,25 +/- 0,74	2,51 +/- 0,69	2,46 +/- 0,36
ST-Noise	3,1 +/- 0,49	3,02 +/- 0,5	3,72 +/- 0,85	3,16 +/- 0,34	3,16 +/- 0,62
IT-Noise	2,94 +/- 0,43	2,87 +/- 0,14	3,18 +/- 0,5	3,81 +/- 0,48	3,47 +/- 0,76

Tabelle 10: quantitative Daten aller Diagnosegruppen von Gruppe B2

	Unauffällig		Blutung		Ischämie		intrakranielle Raum- forderung		Sonstiges	
Gruppen	A vs. B1	A vs. B2	A vs. B1	A vs. B2	A vs. B1	A vs. B2	A vs. B1	A vs. B2	A vs. B1	A vs. B2
SNR 1	p < 0,0001	p < 0,0001	p = 0,23	p = 0,55	p = 0,006	p = 0,61	p = 0,02	p = 0,36	p = 0,08	p = 0,37
SNR 2	p < 0,0001	p < 0,0001	p = 0,06	p = 0,41	p = 0,06	p = 0,02	p = 0,004	p = 0,15	p = 0,02	p = 0,33
SNR 3	p < 0,0001	p = 0,001	p = 0,19	p = 0,82	p = 0,05	p = 0,005	p = 0,03	p = 0,17	p = 0,36	p = 0,56
SNR 4	p = 0,2	p = 0,26	p = 0,26	p = 0,55	p = 0,21	p = 0,53	p = 0,2	p = 0,58	p = 0,71	p = 0,74
SNR 5	p < 0,0001	p = 0,05	p = 0,09	p = 0,39	p = 0,01	p = 0,008	p = 0,04	p = 0,12	p = 0,17	p = 0,15
SNR 6	p < 0,0001	p = 0,07	p = 0,72	p = 0,32	p = 0,25	p = 0,06	p = 0,14	p = 0,73	p = 0,52	p = 0,36
SNR 7	p < 0,0001	p = 0,001	p = 0,02	p = 0,98	p = 0,42	p = 0,62	p = 0,43	p = 0,55	p = 0,52	p = 0,07
SNR 8	p = 0,001	p = 0,44	p = 0,17	p = 0,92	p = 0,21	p = 0,63	p = 0,09	p = 0,94	p = 0,47	p = 0,03
ST-CNR	p < 0,0001	p = 0,77	p = 0,37	p = 0,21	p = 0,29	p = 0,33	p = 0,02	p = 0,24	p = 0,6	p = 0,23
IT-CNR	p = 0,38	p = 0,58	p = 0,27	p = 0,07	p = 0,12	p = 0,92	p = 0,41	p = 0,21	p = 0,73	p = 0,3
ST-Noise	p = 0,39	p = 0,81	p = 0,61	p = 0,17	p = 0,07	p = 0,04	p = 0,9	p = 0,73	p = 0,07	p = 0,24
IT-Noise	p = 0,56	p = 0,03	p = 0,45	p = 0,17	p = 0,93	p = 0,96	p = 0,8	p = 0,03	p = 0,14	p = 0,11

Tabelle 11: Signifikanzberechnung quantitative Daten aller Diagnosegruppen von Gruppe A und B1

Die Patienten, bei denen keine Pathologien CT-morphologisch nachweisbar waren, stellen mit der Diagnosegruppe "Unauffällig" die zahlenmäßig größte Gruppe dar. Ähnlich wie bei der Gesamtberechnung aller Patienten, zeigt sich auch hier, dass bei den meisten Berechnungen der Gruppen B1 mit der Kontrollgruppe A signifikant niedrigere SNR-Werte und des supratentoriellen CNR-Werts zu finden sind. Auch wenn bei Berechnungen der Ventrikelstrukturen und des infratentoriellen Kontrasts keine Signifikanz erreicht werden kann, so zeigt sich eine deutliche Tendenz aufgrund der niedrigeren Absolutwerte der Gruppe B1. Das Hintergrundrauschen zeigt auch hier vergleichbare Werte in beiden Gruppen.

Vergleicht man in dieser Diagnosegruppe die Gruppe B2 mit der Kontrollgruppe A, so zeigt sich, dass die SNR-Berechnungen und die Berechnung des infratentoriellen Hintergrundrauschens teilweise signifikant niedriger sind oder zumindest eine deutliche Tendenz in diese Richtung aufweisen. Bei den Vergleichsberechnungen der CNR-Werte und des supratentoriellen Rauschens kann diese Tendenz nicht gezeigt werden. Vergleicht man die errechneten Werte der Diagnosegruppe Blutung miteinander, so zeigt sich, dass obgleich nur ein einziger SNR-Wert eine Signifikanz zeigt, alle SNR- und CNR-Werte von Gruppe B1 im Vergleich zur Kontrollgruppe A niedriger sind. Einzig das Hintergrundrauschen erscheint in beiden Gruppen fast gleich. Gruppe B2 zeigt bis auf zwei SNR-Werte eine ähnliche Tendenz, wohingegen die CNR-Werte bei Gruppe B2 leicht höher sind. Das Hintergrundrauschen erscheint in Gruppe B2 etwas niedriger. In der Diagnosegruppe Ischämie sind alle SNR Werte von Gruppe B1 und B2 im Vergleich zur Kontrollgruppe A niedriger. Supratentoriell zeigen sich hierbei auch einige Signifikanzen. Die CNR-Werte sind in beiden Vergleichsgruppen sehr ähnlich. Bis auf ein leicht signifikant höheres Hintergrundrauschen von Gruppe B2 im Vergleich zur Kontrollgruppe A, zeigen sich auch hier ähnliche Werte mit leicht höherem Hintergrundrauschen innerhalb der Gruppen B1 und B2.

Bei den Patienten mit intrakraniellen Raumforderungen der Gruppe B1 zeigt sich ein fast identischer Vergleich zur Kontrollgruppe A wie in der Diagnosegruppe Ischämie.

In Gruppe B2 sind infratentoriell innerhalb der untersuchten grauen Substanz leicht höhere SNR-Werte im Vergleich mit der Kontrollgruppe A zu finden. Alle anderen SNR-Werte sind geringfügig niedriger. Die CNR-Werte sind ähnlich und das Hintergrundrauschen bei Gruppe B2 geringfügig erhöht.

Bei der kleinen Gruppe an Patienten, die zur Diagnosegruppe "Sonstiges" zusammengefasst wurden, weisen Gruppe B1 und B2 im Vergleich zur Kontrollgruppe A supraten-

torieell niedrigere SNR-Werte auf, infratentoriell ähnliche bis leicht erhöhte SNR-Werte. Gruppe B1 weist niedriger CNR-Werte, bei leicht erhöhtem Hintergrundrauschen auf, wohingegen Gruppe B2 erhöhte CNR-Werte und erhöhtes Bildrauschen im Vergleich mit der Kontrollgruppe A aufweist.

Die Tabellen 5, 6, 7 (siehe 3.2) zeigen im Vergleich zur Kontrollgruppe A1 in den Gruppen B1 und B2 signifikant niedrigere Werte für CTDI_{vol}, DLP und ED.

Durch die Verwendung von 20% ASIR im Rohdatensatz, konnte die ED bei Gruppe B1 und B2 im Vergleich zur Kontrollgruppe A in der Diagnosegruppe "Unauffällig" um 40,9%, in der Diagnosegruppe Blutung um 36,9%, in der Diagnosegruppe Ischämie um 38,7% bzw. 38%, in der Diagnosegruppe intrakranielle Raumforderung um 38,1% und in der Diagnosegruppe "Sonstiges" um 42,9% gesenkt werden.

In den folgenden zwei Boxplott-Grafiken ist die ED der Kontrollgruppe A jeweils im Vergleich zu Gruppe B1 und B2 in allen Diagnosegruppen aufgetragen (Abbildungen 16, 17). Die horizontalen Begrenzungslinien des einzelnen Boxplott stellen die minimale bzw. maximale Abweichung vom Median dar.

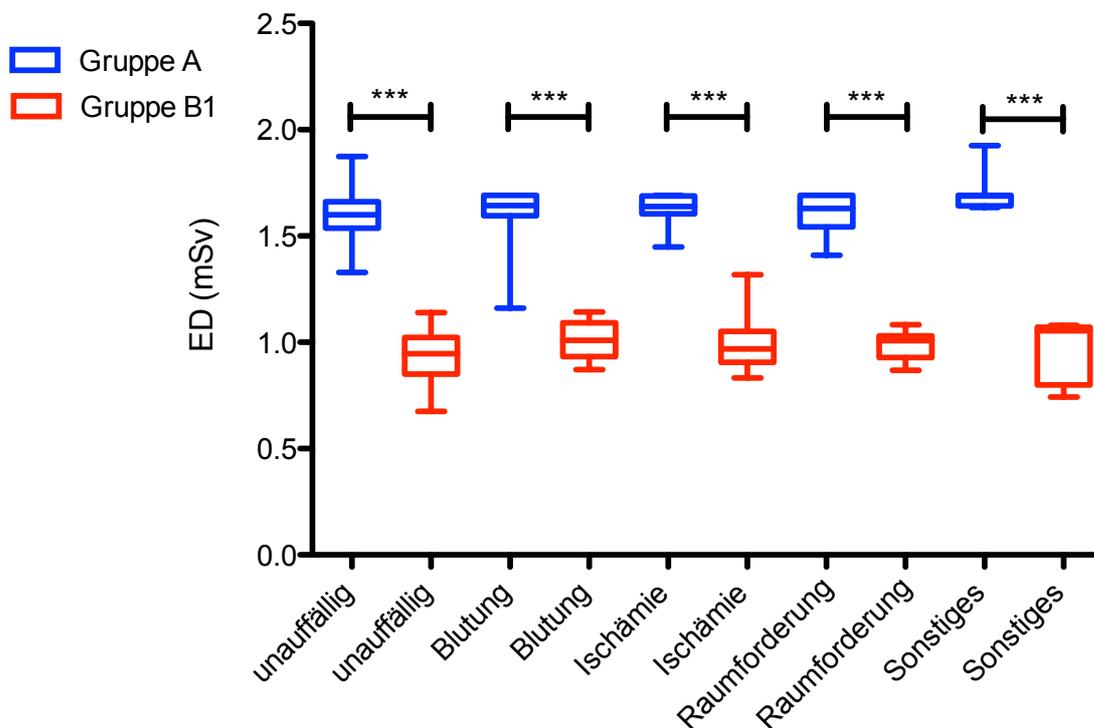


Abbildung 16: Boxplott ED Gruppe A und B1 mit Diagnosegruppen

Auf der y-Achse ist die Effektive Dosis (ED) aufgetragen. Auf der x-Achse sind die jeweiligen Diagnosegruppen aufgeführt. Zur Unterscheidung der Dosisgruppen wurde die Gruppe A blau und die Gruppe B1 rot eingefärbt. Die eckigen Klammern zeigen den Vergleich zwischen Gruppe A und Gruppe B1. 3 Sterne stellen eine berechnete Signifikanz von $p \leq 0,0001$ dar.

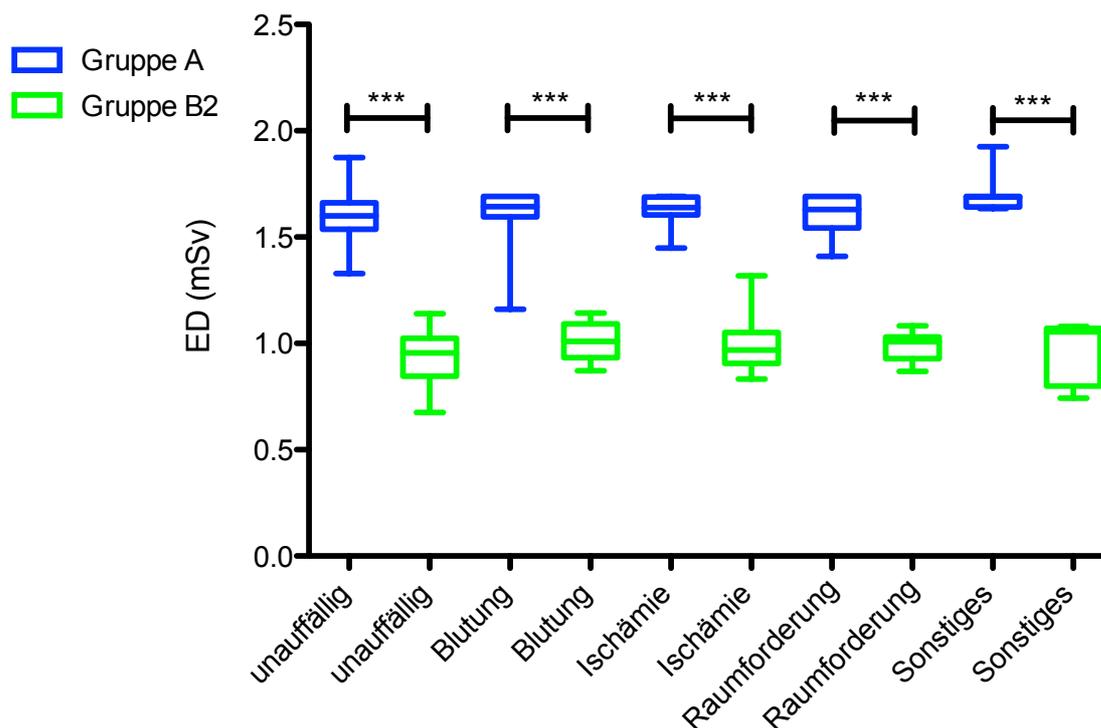


Abbildung 17: Boxplott ED Gruppe A und B2 mit Diagnosegruppen

Auf der y-Achse ist die Effektive Dosis (ED) aufgetragen. Auf der x-Achse sind die jeweiligen Diagnosegruppen aufgeführt. Zur Unterscheidung der Dosisgruppen wurde die Gruppe A blau und die Gruppe B2 grün eingefärbt. Die eckigen Klammern zeigen den Vergleich zwischen Gruppe A und Gruppe B2. 3 Sterne stellen eine berechnete Signifikanz von $p \leq 0,0001$ dar.

3.5. Qualitative Auswertung der Bildqualität insgesamt

Nachfolgend ist die Auswertung der qualitativen Beurteilung der Bildqualität der zwei radiologischen Untersucher mit Mittelwerten, den jeweiligen Standardabweichungen, der gesamten Interrater-Reliabilität nach Cohen's Kappa (κ) und den Signifikanzberechnungen in einer Tabelle zusammengefasst (Tabelle 12).

	Gruppe A	Gruppe B1	A vs. B1	Gruppe B2	A vs. B2	κ
Noise gesamt	3,95 +/-0,35	3,4 +/-0,49	$p < 0,0001$	3,74 +/-0,44	$p = 0,002$	0,81
ST-Kontrast C/M	3,97 +/-0,33	3,44 +/-0,48	$p < 0,0001$	3,53 +/-0,51	$p < 0,0001$	0,8
ST-Kontrast BG/CI	3,87 +/-0,36	3,47 +/-0,48	$p < 0,0001$	3,55 +/-0,47	$p < 0,0001$	0,81
IT-Kontrast C/M	3,82 +/-0,41	3,43 +/-0,5	$p < 0,0001$	3,53 +/-0,5	$p < 0,0001$	0,82
Artefakte	5 +/-0	5 +/-0	$p > 0,99$	5 +/-0	$p > 0,99$	n/a
Diagnostizierbarkeit	4,01 +/-0,26	3,51 +/-0,47	$p < 0,0001$	3,55 +/- 0,47	$p < 0,0001$	0,8

Tabelle 12: Signifikanzberechnung qualitative Daten gesamt

Vergleicht man die Kontrollgruppe A mit den Gruppen B1 und B2, so zeigt sich, dass, bis auf die Kategorie Artefakte, alle bewerteten Kategorien in den ASIR-Gruppen signifikant niedriger sind, als in der FBP-Gruppe. Artefakte erscheinen in allen CT-Bildern

gleich gut zu erkennen sein. Eine Berechnung der Interrater-Reliabilität ist hierbei nicht anzugeben (n/a), da beide Untersucher die jeweiligen CT-Bilder mit dem Faktor "5" bewertet haben. Die Bewertungen der beiden Untersucher weisen in allen Gruppen eine hohe Übereinstimmung auf. Bei Patienten mit bekannten Pathologien, zeigt sich insgesamt über alle Dosisgruppen eine hohe Bewertung der Bildqualität, auch wenn die Gruppe B1 signifikant schlechter bewertet worden ist.

Die folgende Grafik zeigt die bewertete Kategorie Diagnostizierbarkeit der Kontrollgruppe A im Vergleich zu den Gruppen B1 und B2 (*Abbildung 18*). Als Darstellungsform wurden die Mittelwerte (Punkte) mit den jeweiligen Standardabweichungen (Intervallzeichen) gewählt. Insgesamt haben beide Untersucher die Diagnostizierbarkeit innerhalb der FBP-Gruppe im Vergleich mit den ASIR-Gruppen signifikant höher bewertet. Aus der Grafik ist im Mittel zudem eine leicht bessere Diagnostizierbarkeit in der Gruppe B2 im Vergleich zu Gruppe B1 zu erkennen.

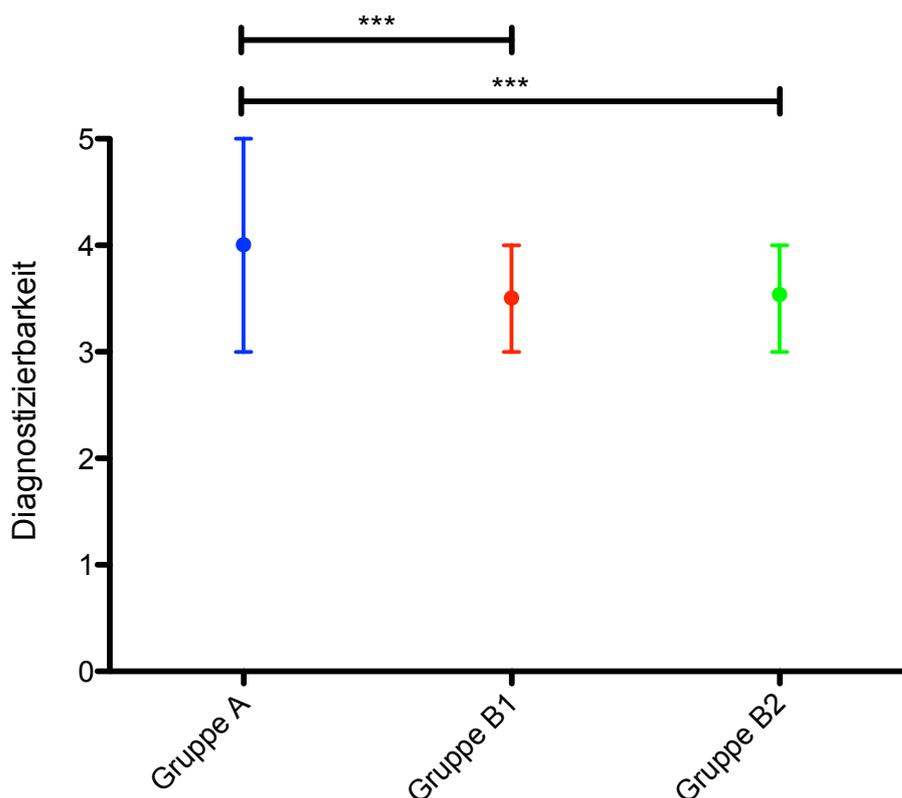


Abbildung 18: Intervallgrafik Diagnostizierbarkeit gesamt

Auf der y-Achse ist die ordinal skalierte Kategorie Diagnostizierbarkeit aufgetragen. Auf der x-Achse sind die jeweiligen Diagnosegruppen aufgeführt. Zur Unterscheidung der Dosisgruppen wurde die Gruppe A blau, die Gruppe B1 rot und die Gruppe B2 grün eingefärbt. Die eckigen Klammern zeigen den Vergleich zwischen Gruppe A und Gruppe B1 (oben), sowie Gruppe A und Gruppe B2 (unten) an. 3 Sterne stellen eine berechnete Signifikanz von $p \leq 0,0001$ dar.

Eine weitere Grafik stellt die Einzelbewertungen der Untersucher in der Kategorie Diagnostizierbarkeit dar (Abbildung 19). Als Darstellungsform wurden die Mittelwerte (Punkte) mit den jeweiligen Standardabweichungen (Intervallzeichen) gewählt. Die insgesamt hohe Übereinstimmung der Untersucher untereinander wird auch grafisch deutlich. Es zeigt sich eine leicht bessere Bewertung der ASIR-Gruppen von Untersucher 2 im Vergleich zu Untersucher 1.

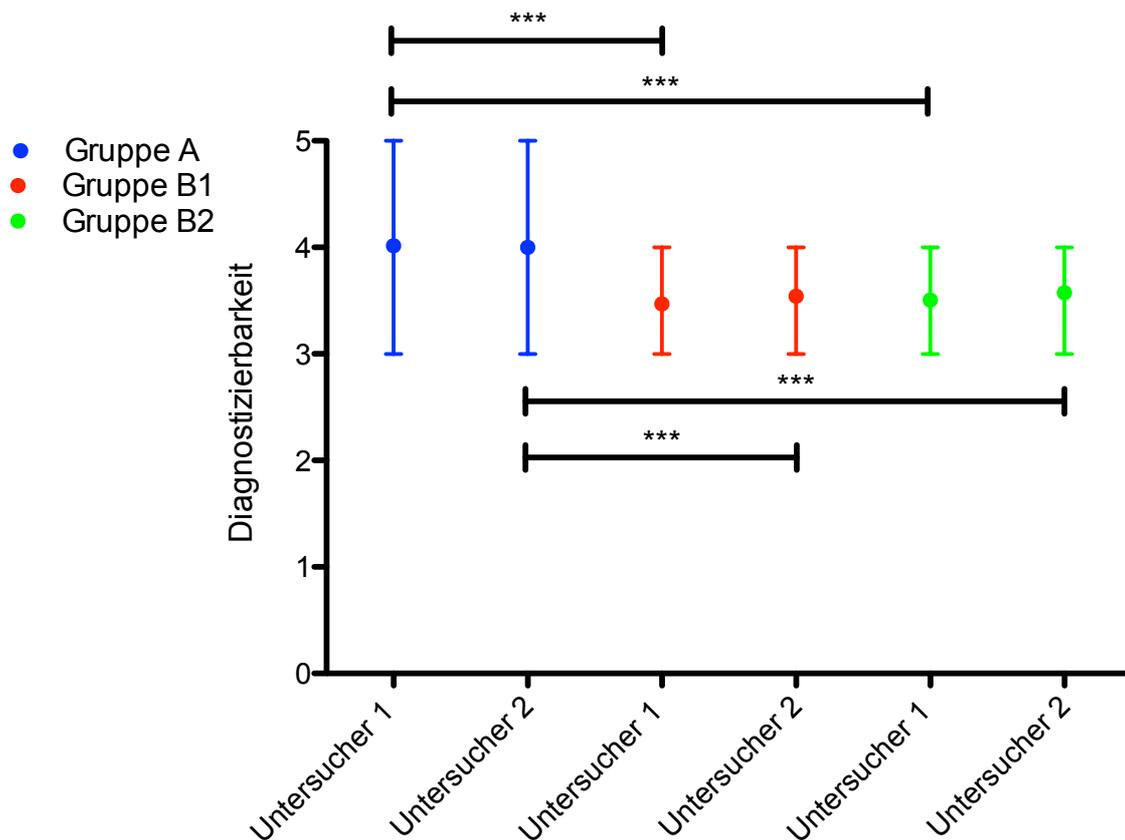


Abbildung 19: Intervallgrafik Diagnostizierbarkeit mit Untersucher

Auf der y-Achse ist die ordinal skalierte Kategorie Diagnostizierbarkeit aufgetragen. Auf der x-Achse sind die Untersucher aufgeführt. Zur Unterscheidung der Dosisgruppen wurde die Gruppe A blau, die Gruppe B1 rot und die Gruppe B2 grün eingefärbt. Die eckigen Klammern zeigen den Vergleich zwischen Gruppe A und Gruppe B1 (Untersucher 1 und 2 oben), sowie Gruppe A und Gruppe B2 (Untersucher 1 und 2 unten) an. 3 Sterne stellen eine berechnete Signifikanz von $p \leq 0,0001$ dar.

3.6. Qualitative Auswertung der Bildqualität in den Diagnosegruppen

Alle qualitativen Parameter der jeweiligen Diagnosegruppe sind tabellarisch mit Mittelwert und Standardabweichung sowie den einzelnen Signifikanzberechnungen und der Interrater-Reliabilität in mehreren Tabellen dargestellt (Tabellen 13, 14, 15, 16).

Gruppen	Unauffällig		Blutung		Ischämie		intrakranielle Raumforderung		Sonstiges	
	A	B1	A	B1	A	B1	A	B1	A	B1
Noise gesamt	4,1 +/-0,35	3,5 +/-0,5	4 +/-0	3,33 +/-0,52	3,93 +/-0,26	3,28 +/-0,44	3,71 +/-0,49	3,38 +/-0,52	3,79 +/-0,39	3,6 +/-0,42
ST-Kontrast C/M	4,05 +/-0,39	3,47 +/-0,49	4 +/-0	3,33 +/-0,52	4 +/-0	3,56 +/-0,46	3,57 +/-0,53	3,38 +/-0,52	3,92 +/-0,19	3,3 +/-0,45
ST-Kontrast BG/CI	3,91 +/-0,36	3,5 +/-0,47	4 +/-0	3,12 +/-0,41	3,93 +/-0,26	3,5 +/-0,5	3,66 +/-0,58	3,63 +/-0,52	3,71 +/-0,49	3,3 +/-0,45
IT-Kontrast C/M	3,89 +/-0,39	3,43 +/-0,5	3,79 +/-0,43	3,33 +/-0,52	3,93 +/-0,26	3,5 +/-0,5	3,57 +/-0,53	3,63 +/-0,52	3,64 +/-0,48	3,3 +/-0,45
Artefakte	5 +/-0	5 +/-0	5 +/-0	5 +/-0	5 +/-0	5 +/-0	5 +/-0	5 +/-0	5 +/-0	5 +/-0
Diagnostizierbarkeit	4,07 +/-0,35	3,51 +/-0,48	4 +/-0	3,42 +/-0,49	4 +/-0	3,56 +/-0,47	3,86 +/-0,38	3,63 +/-0,52	3,93 +/-0,19	3,3 +/-0,45

Tabelle 13: qualitative Daten aller Diagnosegruppen für Gruppe A und B1

	Unauffällig	Blutung	Ischämie	Intrakranielle Raumfor- derung	Sonstiges
	B2	B2	B2	B2	B2
Noise gesamt	3,7 +/-0,48	3,83 +/-0,41	3,89 +/-0,22	3,67 +/-0,52	3,75 +/-0,29
ST-Kontrast C/M	3,54 +/-0,53	3,67 +/-0,41	3,44 +/-0,53	3,44 +/-0,53	3,38 +/-0,48
ST-Kontrast BG/CI	3,54 +/-0,48	3,67 +/-0,41	3,5 +/-0,5	3,5 +/-0,55	3,38 +/-0,48
IT-Kontrast C/M	3,49 +/-0,51	3,67 +/-0,41	3,5 +/-0,5	3,5 +/-0,55	3,38 +/-0,48
Artefakte	5 +/-0	5 +/-0	5 +/-0	5 +/-0	5 +/-0
Diagnostizierbarkeit	3,54 +/-0,48	3,67 +/-0,41	3,5 +/-0,5	3,5 +/-0,55	3,38 +/-0,48

Tabelle 14: qualitative Daten aller Diagnosegruppen für Gruppe B2

Gruppen	Unauffällig		Blutung		Ischämie		intrakranielle Raumforderung		Sonstiges	
	A vs. B1	A vs. B2	A vs. B1	A vs. B2	A vs. B1	A vs. B2	A vs. B1	A vs. B2	A vs. B1	A vs. B2
Noise gesamt	p < 0,0001	p = 0,005	p = 0,001	p = 0,13	p = 0,001	p = 0,22	p = 0,2	p = 0,86	p = 0,36	p = 0,66
ST-Kontrast C/M	p < 0,0001	p < 0,0001	p = 0,001	p = 0,005	p = 0,002	p = 0,003	p = 0,46	p = 0,41	p = 0,02	p = 0,036
ST-Kontrast BG/CI	p < 0,0001	p = 0,001	p < 0,0001	p = 0,005	p = 0,01	p = 0,02	p = 0,9	p = 0,66	p = 0,15	p = 0,24
IT-Kontrast C/M	p < 0,0001	p = 0,001	p = 0,05	p = 0,36	p = 0,01	p = 0,01	p = 0,84	p = 0,74	p = 0,22	p = 0,36
Artefakte	p > 0,99	p > 0,99	p > 0,99	p > 0,99	p > 0,99	p > 0,99	p > 0,99	p > 0,99	p > 0,99	p > 0,99
Diagnostizierbarkeit	p < 0,0001	p < 0,0001	p = 0,001	p = 0,005	p = 0,002	p = 0,002	p = 0,33	p = 0,18	p = 0,01	p = 0,036

Tabelle 15: Signifikanzberechnung qualitative Daten aller Diagnosegruppen für Gruppe A und B1 sowie A und B2

	Unauffällig	Blutung	Ischämie	intrakranielle Raumforderung	Sonstiges
Noise gesamt	0,77	1	0,76	1	0,64
ST-Kontrast C/M	0,77	0,78	0,76	1	0,71
ST-Kontrast BG/CI	0,78	0,81	0,86	1	0,69
IT-Kontrast C/M	0,79	0,83	0,86	1	0,69
Artefakte	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Diagnostizierbarkeit	0,81	0,66	0,76	1	0,64

Tabelle 16: Interrater-Reliabilität Diagnosegruppen aller Gruppen gesamt

In den vorangestellten Tabellen wurde auf eine einzelne Auflistung der Kappawerte aufgrund der Übersichtlichkeit verzichtet. Die Übereinstimmung wurde grafisch beispielhaft in der Kategorie Diagnostizierbarkeit dargestellt (*Abbildungen 21, 22*). Insgesamt zeigt die Kategorie Artefakte wie in der Gesamtberechnung innerhalb aller Gruppen keine Unterschiede auf.

In der größten Diagnosegruppe "Unauffällig" kann annähernd das gleiche Ergebnis wie in der Gesamtbewertung gezeigt werden. Auch hier gibt es bei guten Übereinstimmungsraten der Untersucher in allen übrigen 5 Kategorien eine signifikant niedrigere Bewertung in den restlichen Kategorien der Gruppen B1 und B2 im Vergleich zur Kontrollgruppe. Einzig das Hintergrundrauschen wurde in Gruppe B2 zwar deutlich geringer bewertet, jedoch zeigt sich nur eine Signifikanztendenz.

Die zweite Diagnosegruppe Blutung erscheint etwas heterogener. Vergleicht man Gruppe B1 mit der Kontrollgruppe, so ist die Kategorie infratentorieller Kontrast nur tendenziell niedriger, alle anderen 4 Kategorien sind signifikant niedriger bewertet worden. Der Vergleich von Gruppe B2 zur Kontrollgruppe A bestätigt diese deutliche Bewertung nur partiell. Die Kategorien Hintergrundrauschen und infratentorieller Kontrast sind tendenziell, aber nicht signifikant niedriger, alle weiteren 3 Kategorien weisen einen signifikanten Unterschied im Vergleich zur Kontrollgruppe A auf.

Die Diagnosegruppe Ischämie weist ähnliche Ergebnisse auf. Gruppe B2 weist im Vergleich mit der Kontrollgruppe A in allen übrigen 5 Kategorien signifikant niedrigere Werte auf, in Gruppe B2 gilt dies für alle Kategorien außer dem Hintergrundrauschen mit jedoch deutlich niedrigeren Datenwerten.

Die Diagnosegruppe intrakranielle Raumforderungen weist in keinen Vergleichsgruppen signifikante Ergebnisse auf. Insgesamt erscheinen die Werte in allen Gruppen ähnlich.

In der Diagnosegruppe "Sonstiges" weisen beide ASIR-Gruppen in den Kategorien supratentorieller Mark-Rindenkontrast und in der Diagnostizierbarkeit signifikant niedrigere Werte im Vergleich zur Kontrollgruppe A auf. Die restlichen zwei Werte zeigen lediglich eine geringe Tendenz auf. Die Übereinstimmungsraten der beiden Untersucher sind über alle Diagnosegruppen ausreichend hoch. Einzig in der Diagnosegruppe "Sonstiges" zeigt sich eine niedrigere Übereinstimmungsrate. Auch in den jeweiligen Untergruppen ist bei Patienten mit bekannten Pathologien eine hohe Bildqualität festgestellt worden, auch wenn die Gruppe B1 in der Diagnosegruppe Ischämie signifikant schlechter bewertet worden ist.

In den folgenden zwei Grafiken werden die gemittelten Bewertungen der Untersucher in der Kategorie Diagnostizierbarkeit dargestellt (Abbildungen 20, 21). Als Darstellungsform wurden die Mittelwerte (Punkte) mit den jeweiligen Standardabweichungen (Intervallzeichen) gewählt. Aufgrund der fehlenden Intervallgrenzen kann man in Gruppe A eine gemittelte Bewertung von 4 Punkten in den Diagnosegruppen Blutung und Ischämie für alle Patientendaten erkennen.

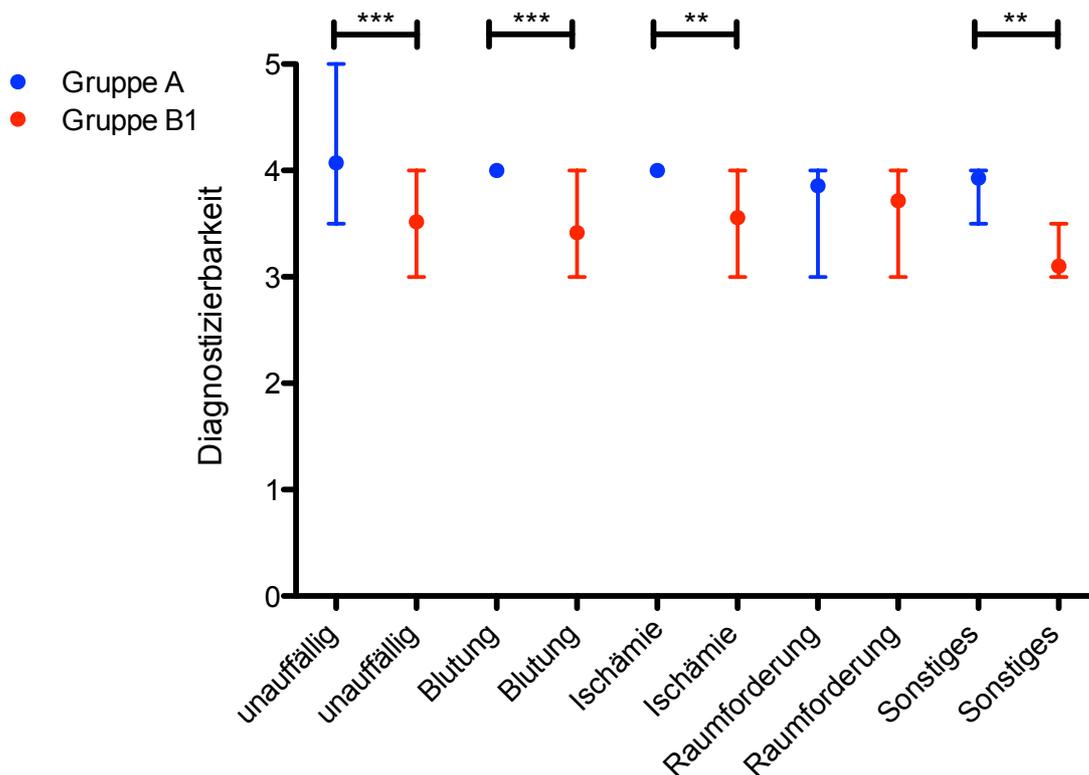


Abbildung 20: Intervallgrafik Diagnostizierbarkeit Gruppe A und B1 mit Diagnosegruppen

Auf der y-Achse ist die ordinal skalierte Kategorie Diagnostizierbarkeit aufgetragen. Auf der x-Achse sind die Diagnosegruppen aufgeführt. Zur Unterscheidung der Dosisgruppen wurde die Gruppe A blau und die Gruppe B1 rot eingefärbt. Die eckigen Klammern zeigen den Vergleich zwischen Gruppe A und Gruppe B1 an. 3 Sterne stellen eine berechnete Signifikanz von $p \leq 0,0001$, 2 Sterne von $0,001 < p \leq 0,01$ und 1 Stern von $0,01 < p \leq 0,05$ dar.

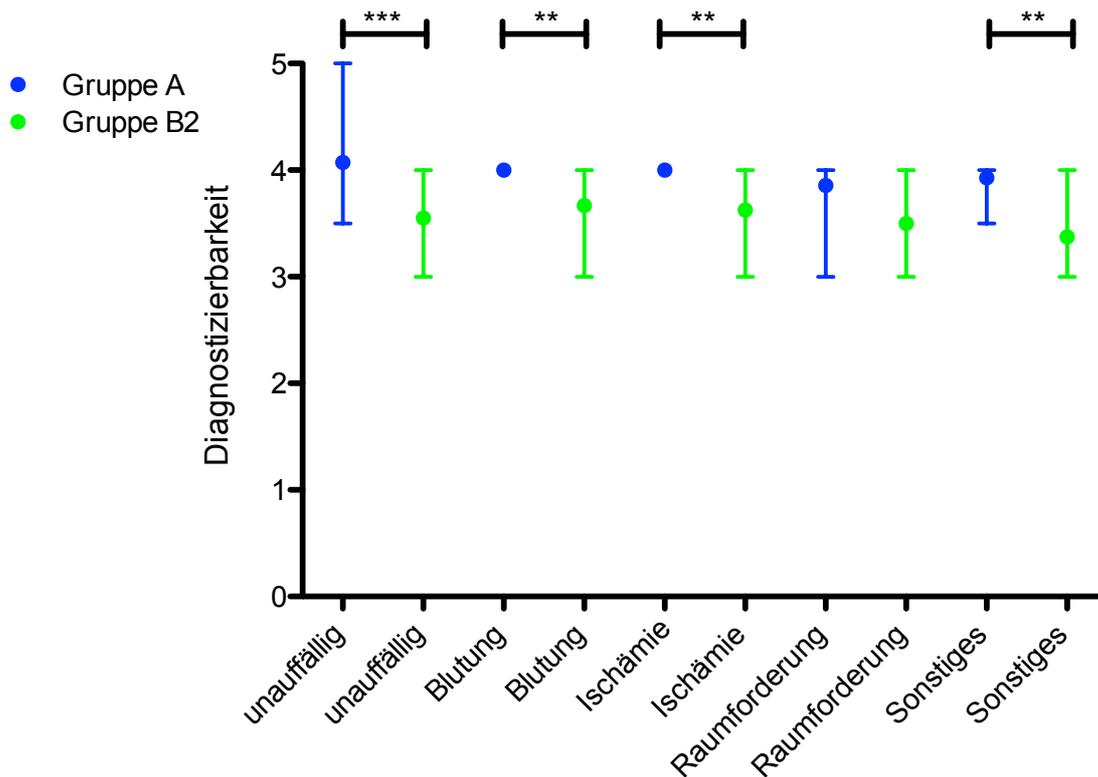


Abbildung 21: Intervallgrafik Diagnostizierbarkeit Gruppe A und B2 mit Diagnosegruppen

Auf der y-Achse ist die ordinal skalierte Kategorie Diagnostizierbarkeit aufgetragen. Auf der x-Achse sind die Diagnosegruppen aufgeführt. Zur Unterscheidung der Dosisgruppen wurde die Gruppe A blau und die Gruppe B1 grün eingefärbt. Die eckigen Klammern zeigen den Vergleich zwischen Gruppe A und Gruppe B1 an. 3 Sterne stellen eine berechnete Signifikanz von $p \leq 0,0001$, 2 Sterne von $0,001 < p \leq 0,01$ und 1 Stern von $0,01 < p \leq 0,05$ dar.

Zwei weitere Grafiken stellen die Einzelbewertungen der Untersucher in der Kategorie Diagnostizierbarkeit dar (Abbildung 22,23). Als Darstellungsform wurden die Mittelwerte (Punkte) mit den jeweiligen Standardabweichungen (Intervallzeichen) gewählt. Aufgrund der Übersichtlichkeit wurde auf der x-Achse die Untersucherbezeichnung mit U1 bzw. U2 abgekürzt.

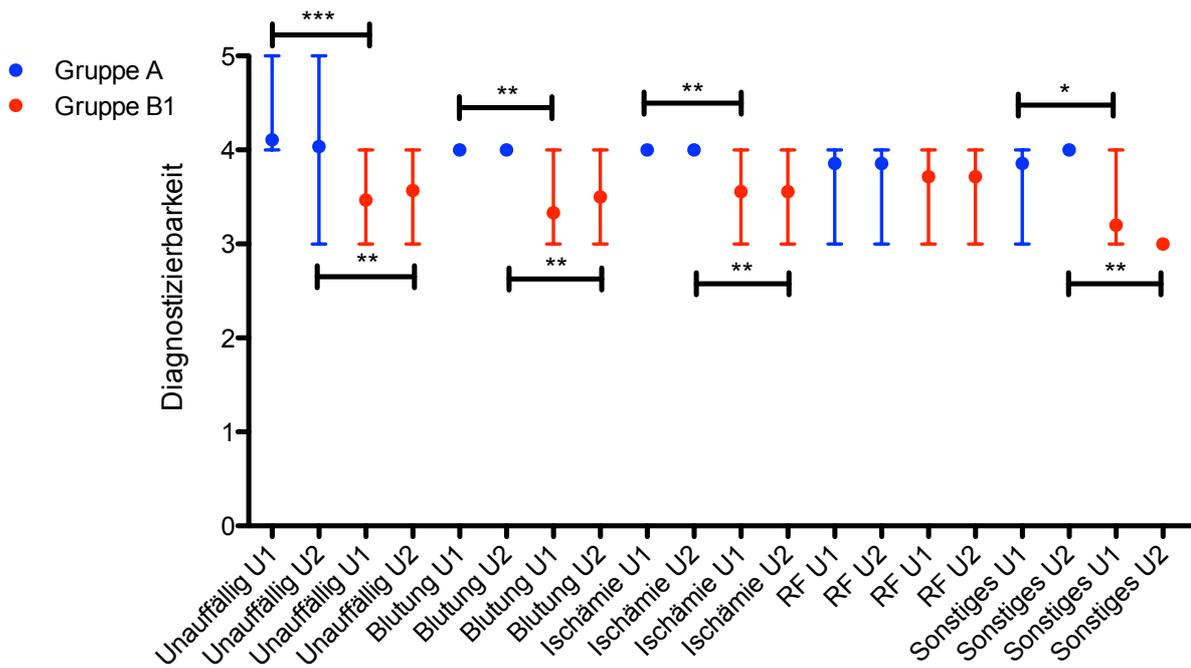


Abbildung 22: Intervallgrafik Diagnostizierbarkeit Gruppe A und B1 mit Diagnosegruppen und Untersucher

Auf der y-Achse ist die ordinal skalierte Kategorie Diagnostizierbarkeit aufgetragen. Auf der x-Achse sind die Untersucher aufgeführt. Zur Unterscheidung der Dosisgruppen wurde die Gruppe A blau und die Gruppe B1 rot eingefärbt. Oberhalb der grafischen Intervalle wird durch eckige Klammern der Vergleich von Gruppe A und Gruppe B1 des Untersuchers 1 dargestellt. Unterhalb der grafischen Intervalle wird durch eckige Klammern der Vergleich von Gruppe A und Gruppe B1 des Untersuchers 2 dargestellt. 3 Sterne stellen eine berechnete Signifikanz von $p \leq 0,0001$, 2 Sterne von $0,001 < p \leq 0,01$ und 1 Stern von $0,01 < p \leq 0,05$ dar.

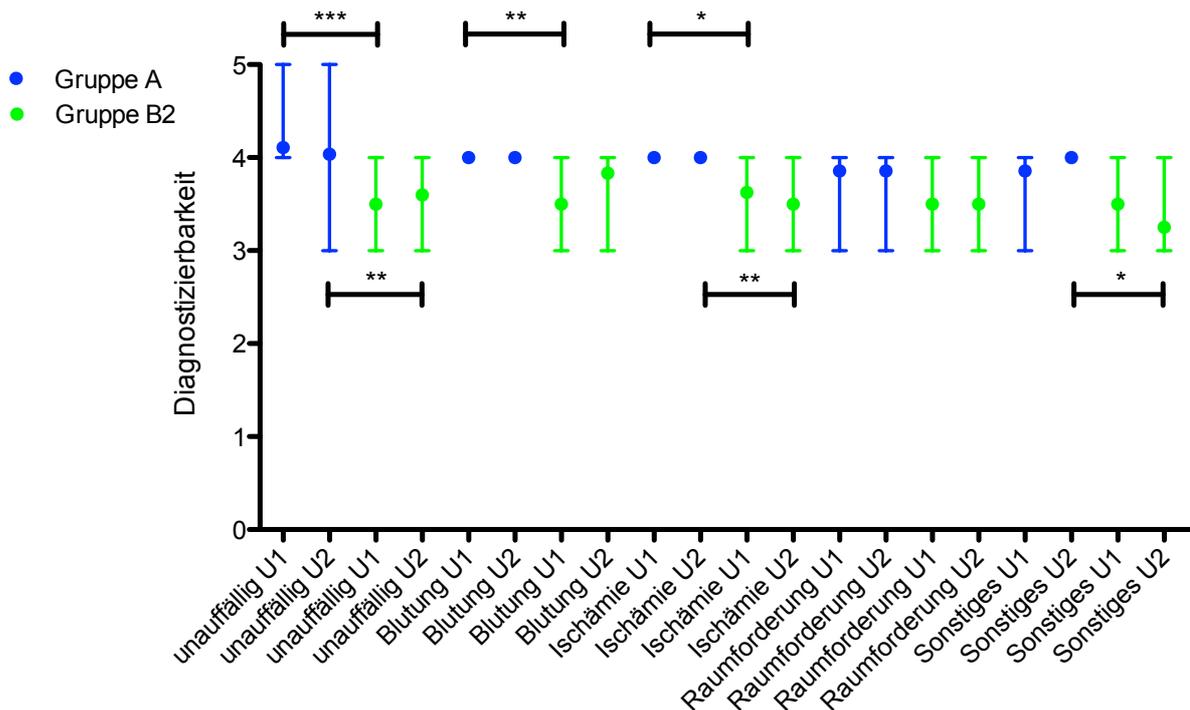


Abbildung 23: Intervallgrafik Diagnostizierbarkeit Gruppe A und B2 mit Diagnosegruppen und Untersucher

Auf der y-Achse ist die ordinal skalierte Kategorie Diagnostizierbarkeit aufgetragen. Auf der x-Achse sind die Untersucher aufgeführt. Zur Unterscheidung der Dosisgruppen wurde die Gruppe A blau und die Gruppe B2 grün eingefärbt. Oberhalb der grafischen Intervalle wird durch eckige Klammern der Vergleich von Gruppe A und Gruppe B2 des Untersuchers 1 dargestellt. Unterhalb der grafischen Intervalle wird durch eckige Klammern der Vergleich von Gruppe A und Gruppe B2 des Untersuchers 2 dargestellt. 3 Sterne stellen eine berechnete Signifikanz von $p \leq 0,0001$, 2 Sterne von $0,001 < p \leq 0,01$ und 1 Stern von $0,01 < p \leq 0,05$ dar.

4. Diskussion

Aufgrund der jährlich steigenden Anzahl an CT-Untersuchungen weltweit erscheint es besonders wichtig, insbesondere wegen der nicht unerheblichen Strahlenbelastung von Mensch und Umwelt, die Indikationsstellung für eine solche Untersuchung kritisch zu betrachten und das Nutzen-Risiko-Verhältnis genau abzuwägen³⁻⁹. Dies wird auch in dieser Studie deutlich, da mehr als die Hälfte aller Untersuchungen bildmorphologisch als unauffällig eingestuft worden sind. Andererseits sind Folgeuntersuchungen bei erkrankten Patienten, insbesondere nach operativen Eingriffen, häufig notwendig. Hierbei wird, wie bei den Patienten in dieser hier durchgeführten Vorstudie, beispielsweise die Lage von Drainagesystemen untersucht. Besonders bei diesen Patienten, die dadurch einer hohen kumulativen Strahlenbelastung ausgesetzt sind, ist eine Dosiseinsparung bei den einzelnen Untersuchungen besonders wichtig. Bei Fragestellungen zur Drainage Lage etwa ist es daher nicht notwendig, eine Untersuchung mit höchster Ortsauflösung und damit einhergehend hoher Dosis durchzuführen. Gerade hierbei erscheinen Verfahren mit iterativer Rekonstruktion der herkömmlichen gefilterten Rückprojektion

deutlich überlegen zu sein. Daher gab es in den letzten Jahren eine Vielzahl an Studien, die den Einfluss dieser Rekonstruktionsverfahren mit unterschiedlichen Softwarelösungen auf Dosis und Bildqualität im Bereich der cranialen CT untersucht haben^{15,20,22,27-32}.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass durch die gewählten Protokollparameter von 20% ASIR mit 80% FBP eine Einsparung der effektiven Dosis um etwa 40% erzielt werden konnte. Im Vergleich der quantitativen Bildqualität erscheinen die SNR-Werte zwar in beinahe allen ASIR-Versuchsgruppen niedriger, der Gesamtkontrast und das Hintergrundrauschen zeigen sich jedoch mit dem herkömmlichen Verfahren vergleichbar. In der Auswertung der qualitativen Bildqualität durch zwei erfahrene Radiologen wurde das Hintergrundrauschen in den ASIR-Gruppen sogar signifikant niedriger eingestuft. Die Artefakte konnten in beiden Verfahren gleichwertig erkannt werden, wohingegen die ASIR-Gruppen bei Kontrast und Diagnostizierbarkeit niedriger eingestuft wurden. Hierbei muss jedoch die insgesamt hohe Bewertung der Diagnostizierbarkeit bei beiden Verfahren betrachtet werden, welche in letzter Konsequenz für die Beurteilung und weiterführende Behandlung des Patienten als bedeutendster Parameter anzusehen ist. Ein CT-Protokoll mit 30% ASIR und 70% FBP erscheint nach den Vorstudien an zwei Patientinnen für den täglichen klinischen Gebrauch nicht ausreichend zu sein. Die noch deutlichere Einsparung an Dosis könnte zu falschen oder übersehenen Diagnosen führen. Als Protokoll für Fragestellung bei Nachfolgeuntersuchungen, bei denen eine exzellente Bildqualität nicht gefordert wird, könnte ein solcher Protokolleinsatz im Einzelfall diskutiert werden. Eine Nachbearbeitung des Rohdatensatzes mit 40% ASIR und 60% FBP erscheint ebenfalls sinnvoll, da die hier erhobenen quantitativen Bildparameter insgesamt höher zu bewerten sind, als nur mit dem ASIR-Rohdatensatz.

Vier weitere Studien haben das ASIR-Verfahren zur Dosisersparung genutzt. Kilic et al. haben 2011 bei höherer Röhrenspannung (140 kV) eine Dosisersparung von 31% ED erreicht³¹. Dort wurde ein Protokoll mit 30% ASIR und 70% FBP genutzt. Insgesamt wurde keine signifikant schlechtere Bildqualität festgestellt. Allerdings wurden Notfallpatienten aus der Studie ausgeschlossen, wodurch ein Vergleich mit unserer Studie auch durch die unterschiedliche Wahl von Röhrenstrom- und Spannung nur bedingt möglich ist. Insgesamt kann man jedoch auch hier die Nutzung von ASIR im klinischen Alltag befürworten.

Im gleichen Jahr wurde die Studie von Ren et al. veröffentlicht³². Die Forschungsgruppe untersuchte 40 Patienten, die alle älter als 50 Jahre waren und verwendeten dabei 4

ASIR-Stufen (30-90%) bei festgesetzten 200 bzw. 300 mAs. Die Untersuchung der Bildqualität erbrachte keine signifikanten Unterschiede. Bei 200 mAs und 50% ASIR konnten 33,33% Dosis eingespart werden. Warum die Einsparung trotz höherem ASIR-Anteil geringer ausfällt als bei unserer Studie, kann an dem festgelegten Röhrenstrom und an einer anderen Wahl des Noise-Index liegen. Leider wird in dieser Studie auf die Auflistung des genutzten NI verzichtet.

Im April 2012 erschien eine ASIR-Studie von Rapalino et al¹⁵. Dort wurden bei ebenfalls festgelegtem Röhrenstrom sechs unterschiedliche ASIR-Stufen getestet, wodurch eine durchschnittliche Dosisreduktion von 26,2% erreicht werden konnte. Auch in dieser Studie wurde die Wahl des NI nicht beschrieben, weshalb ein Vergleich mit unserer Studie nur schwer möglich erscheint.

Die größte ASIR-Studie mit 200 Probanden erschien 2013 von Komlosi et al²⁰. Dort wurde ein 40% ASIR- und 60% FBP-Verhältnis bei gleicher Röhrenspannung (120 kV), modularem Röhrenstrom und einem NI von 5 bzw. 4 bei 100% FBP gewählt. Dort konnte bei gleichbleibendem Rauschen und zufriedenstellender Bildqualität eine Dosisersparung von 10,5 % DLP erreicht werden. Ähnlich wie in unserer Studie wurde der höhere NI durch das ASIR-Verfahren in der Dosis- und Noise-Auswirkung abgemildert. Eine quantitative Auswertung wurde jedoch nicht durchgeführt. Dadurch wird ein objektiver Vergleich der Bildqualität mit der hier beschriebenen Studie erschwert. Gerade in den infratentoriellen Bereichen erscheint ein solcher Vergleich lohnenswert, da sich dort aufgrund der dickeren Knochenstruktur eine Dosismodulation vermutlich besonders auswirkt.

Bei allen hier aufgeführten Studien zeigte sich jedoch, dass die Anwendung von ASIR im täglichen klinischen Gebrauch aufgrund der erheblichen Dosisersparung bei zufriedenstellender Bildqualität zu befürworten ist. Aufgrund des teilweise höher ausgewählten ASIR-Verhältnisses, bei jedoch im Vergleich zu der hier beschriebenen Studie geringerer Dosisersparung, muss erwähnt werden, dass ebenfalls technische Voreinstellungen, wie etwa die Wahl des Röhrenstroms und der Schichtdicke, sowie die Nutzung von NI und auch Patientenbesonderheiten, beispielsweise Übergewicht oder Bewegung, einen erheblichen Einfluss auf die tatsächliche Dosis haben.

4.1. Stärken und Limitationen der Studie

Diese hier vorgestellte Studie ist zum gegenwärtigen Zeitpunkt eine der größten investigativen Studien über die Technik der iterativen Rekonstruktion im Bereich der crania-

len CT-Bildgebung. Obgleich es bereits eine Vielzahl von Studien gibt, die sich mit der IR als Dosisersparungskonzept im Bereich der CT-Bildgebung beschäftigt haben, so gibt es durch das gewählte Design einige Punkte innerhalb dieser Studie, die zum Informationsgewinn in diesem Forschungsfeld beitragen können.

Zum einen wurde durch den Einbezug von Notfallpatienten eine für den klinischen Alltag möglichst repräsentative Patientenpopulation gewonnen. Zum jetzigen Kenntnisstand hat bislang nur die Studie von Brodoefel et al. ebenfalls dieses Auswahlverfahren für eine kleinere Kohorte für ein anderes IR Verfahren gewählt. Zum anderen wurde durch diesen Patienteneinschluss eine Zuweisung einzelner Pathologien ermöglicht, wodurch eine gesonderte Untersuchung der häufigsten Diagnosen in fünf Subgruppen möglich wurde. Des Weiteren konnte durch die relativ große Anzahl an untersuchten ROIs die Auswirkung des ASIR-Verfahrens an einer Vielzahl unterschiedlicher Hirnstrukturen getestet werden. Zudem wurde durch die Wahl zweier anatomisch unterschiedlicher Bereiche eine differenzierte Untersuchung von supra- und infratentoriellen Gehirnarealen ermöglicht, wodurch u.a. der Einfluss der Knochendicke auf die Bildgebung abgeschätzt werden konnte.

Es müssen allerdings auch einige Limitationen der Studie genannt werden. Im vornherein wurde kein balanciertes Matching der Patientenpopulation unternommen. Aufgrund der recht hohen Anzahl an Patienten konnte jedoch kein signifikanter Unterschied innerhalb der Patientengruppen gefunden werden, wodurch dieser Nachteil aufgehoben werden konnte. Wie bereits bei anderen Studien dieser Art beschrieben, müssen ebenfalls die Ergebnisse der qualitativen Bewertung der Bildqualität eingeschränkt betrachtet werden, da durch die typisch "weiche" Bildmorphologie durch den ASIR-Einsatz eine verblindete Auswertung von erfahrenen Radiologen nur bedingt möglich ist^{14,15,20}. Weiterhin konnte durch die Festlegung der Schichtdicke eine weitere mögliche Stellschraube bezüglich der Dosisersparung nicht untersucht werden³⁷.

Ebenso konnte durch den, durch das Studiendesign bedingten, Ausschluss von Patienten mit artefakt-verursachenden Fremdkörpern einerseits dieser Aspekt nicht gesondert untersucht werden und andererseits wurde dadurch u.a. eine unterschiedliche Anzahl an Patienten in den jeweiligen Versuchsgruppen gebildet²⁸. Ein weiterer wichtiger Punkt ist der in der Literatur bereits mehrfach diskutierte, aus ethischen Gesichtspunkten jedoch erschwerte intraindividuelle Vergleich von Patienten in Fall- und Kontrollgruppen^{22,30}. Ebenfalls aus ethischen Gründen wurde für diese Studie auf eine breit ausgelegte Titration des vermeintlich besten ASIR-FBP-Verhältnisses zugunsten einer kleinen

Vorstudie verzichtet. Diese Vorauswahl wurde jedoch im Nachhinein durch die Weiterführung dieser Studie an Verlaufskontrollbildgebungen neurochirurgischer Patienten als beste Wahl bestätigt, welche von Kaul et al. veröffentlicht worden ist³⁸.

Ein weiterer interessanter Diskussionspunkt wurde 2014 durch Jensen et al. anhand einer IR-Vergleichsstudie an einem Leberphantom eingeworfen³⁹. Dort wird der Einsatz quantitativer Messmethoden als geeigneter Vergleichsparameter in Frage gestellt, da dort der Einsatz von ASIR gegenüber FBP keine Verbesserung beim Erkennen von Läsionen in einem Gewebe erbracht haben. Dieser Einwand erscheint jedoch fraglich, da ein Vergleichsparameter nicht nur dann valide ist, wenn er die gewünschte Hypothese in jedem unterschiedlichen Studiendesign liefert, sondern genau deshalb ein effektives Werkzeug ist, wenn dadurch Fehler oder sogar neue Erkenntnisse durch unterschiedliche Studien gewonnen werden können. In der hier erläuterten Studie konnte beispielsweise gezeigt werden, dass die Auswahl der unterschiedlichen technischen Parameter zwar nicht zu einer Verbesserung der Bildqualität an sich, aber zu einer mehr oder minder gleichbleibenden Qualität zu Gunsten der Dosisersparung geführt haben.

4.2. Ausblick

2014 schätzte Prof. Dr. Andreas Mahnken in einem Interview des European Hospital, dass es etwa 2024 möglich sein sollte, eine flächendeckende Reduzierung der Strahlendosis bei CT-Untersuchungen in Deutschland zu erreichen⁴⁰. Dafür müssten etwa die hier vorgestellten Hardware- und Software-Lösungen zur Strahlenreduktion auch in kleineren radiologischen Kliniken und Praxen eingesetzt werden.

Es gibt jedoch noch weitere, insbesondere technische Stellschrauben, die bei der Bildakquirierung ebenfalls weiterhelfen könnten. Hierbei sollte beispielsweise die Modulation der Schichtdicke untersucht werden³⁷.

Ein weiterer interessanter, aber noch unausgereifter Ansatz, wären Weiterentwicklungen der IR-Technologie, wie etwa die modelbasierte iterative Rekonstruktion (MBIR). Eine Münchner Studie aus dem Jahr 2014 konnte zeigen, dass MBIR dem ASIR-Verfahren in allen quantitativen und qualitativen Parametern überlegen zu sein scheint⁴¹. Ein großer Nachteil stellt derzeit jedoch die lange Rekonstruktionszeit dar, die in dieser zitierten Studie mehr als 30 Minuten länger veranschlagt ist, als die ASIR-Technik.

Neben weiteren Software-Lösungen kann auch die stetige Verbesserung der Hardware zur Strahlenreduktion beitragen. Dadurch könnten beispielsweise schnellere Scanzeiten erreicht oder Streustrahlungen reduziert werden.

Es zeigt sich, dass noch viel Potential zur Strahlenreduktion ungenutzt ist. Insgesamt scheint jedoch die Verbesserung von Software-Lösungen eine kostengünstige flächendeckende Alternative zur Strahlenreduktion zu sein. Auch wenn es noch viel Forschungsbedarf in diesem Bereich gibt, so zeigt sich, dass der Einsatz von IR im klinischen Gebrauch als gegenwärtig vielversprechende Lösung etabliert werden sollte.

5. Zusammenfassung

Ziel dieser vorgestellten Studie war ein geeignetes CT-Protokoll zu validieren, wodurch mittels der Verwendung von ASIR als iterative Rekonstruktion bei CT-Bildgebungen des Kopfes eine signifikante Reduktion der Strahlendosis bei ausreichender Bildqualität für den klinischen Alltag erreicht werden kann.

Die in dieser Studie vorgestellten Protokollparameter bei einem ASIR/FBP-Verhältnisses von 20/80% in der Datenakquirierung erzeugten eine Strahlenreduktion von etwa 40% der effektiven Dosis im Vergleich zu einem Protokoll mit 100%-FBP. Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass bei diesem Mischverhältnis die Bildqualität in quantitativer und qualitativer Bewertung zwar schlechter, aber noch ausreichend hoch für den klinischen Alltag ist. Durch eine Nachbearbeitung der Rohdaten mit einer Überblendung von 40% ASIR (60% FBP) konnten die Parameter der Bildqualität weiter verbessert werden.

Somit sollte dieses CT-Protokoll im klinischen Alltag insbesondere im Notfallsetting eingesetzt werden.

Ein höheres Mischverhältnis von ASIR bei der Bildgenerierung könnte beispielsweise für Nachfolgeuntersuchungen bei bestimmten Fragestellungen eingeführt werden. Zukünftige Entwicklungen sollten sich die Verbesserung der Bildqualität bei größerer Strahlenreduktion zum Ziel setzen. Hierzu müssen weitere klinische Studien und technische Lösungsansätze in diesem Bereich beitragen.

Durch den flächendeckenden Einsatz der CT-Untersuchungen bedarf es dringend weiterführender Maßnahmen zur Strahlenreduktion. Die Verwendung und Weiterentwicklung von iterativen Rekonstruktionsmethoden wird daher zukünftig weiter an Bedeutung gewinnen.

6. Literaturverzeichnis

- 1 Liebing A. Computertomography - Teil 1: Aufbau, Technik, Bildentstehung. Radiopraxis 2013;6:9-21.
- 2 Alkadhi H, Lechka S, Stolzmann P, Scheffel H. Wie funktioniert CT? 1. ed. Berlin: Springer; 2011.
- 3 Röntgendiagnostik: Häufigkeit und Strahlenexposition. Bundesamt für Strahlenschutz, 2012. (Accessed 18.06., 2014, at <http://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html>.)
- 4 Hall EJ, Brenner DJ. Cancer risks from diagnostic radiology. Br J Radiol 2008;81:362-78.
- 5 Hall EJ, Brenner DJ. Cancer risks from diagnostic radiology: the impact of new epidemiological data. Br J Radiol 2012;85:e1316-7.
- 6 Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, Kim KP, Mahesh M, Gould R, Berrington de Gonzalez A, Miglioretti DL. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. Arch Intern Med 2009;169:2078-86.
- 7 Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP, Howe NL, Ronckers CM, Rajaraman P, Sir Craft AW, Parker L, Berrington de Gonzalez A. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. Lancet 2012;380:499-505.
- 8 Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung Jahresbericht 2012. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz, Bau und Reaktorsicherheit (BMUB), 2012. (Accessed 25.10., 2015, at https://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-2014082611633/1/JB2012_2014_08_22.pdf.)
- 9 Regulla DF, Eder H. Patient exposure in medical X-ray imaging in Europe. Radiat Prot Dosimetry 2005;114:11-25.
- 10 Prokop M. Radiation dose and image quality in computed tomography. Rofo 2002;174:631-6.
- 11 Slovis TL. The ALARA concept in pediatric CT: myth or reality? Radiology 2002;223:5-6.
- 12 McCollough CH, Primak AN, Braun N, Kofler J, Yu L, Christner J. Strategies for reducing radiation dose in CT. Radiol Clin North Am 2009;47:27-40.
- 13 Primak AN, McCollough CH, Bruesewitz MR, Zhang J, Fletcher JG. Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi-detector row CT. Radiographics 2006;26:1785-94.

- 14 Mullins ME, Lev MH, Bove P, O'Reilly CE, Saini S, Rhea JT, Thrall JH, Hunter GJ, Hamberg LM, Gonzalez RG. Comparison of image quality between conventional and low-dose nonenhanced head CT. *AJNR Am J Neuroradiol* 2004;25:533-8.
- 15 Rapalino O, Kamalian S, Payabvash S, Souza LC, Zhang D, Mukta J, Sahani DV, Lev MH, Pomerantz SR. Cranial CT with adaptive statistical iterative reconstruction: improved image quality with concomitant radiation dose reduction. *AJNR Am J Neuroradiol* 2012;33:609-15.
- 16 Kalra MK, Prasad S, Saini S, Blake MA, Varghese J, Halpern EF, Thrall JH, Rhea JT. Clinical comparison of standard-dose and 50% reduced-dose abdominal CT: effect on image quality. *AJR Am J Roentgenol* 2002;179:1101-6.
- 17 Weniger ist mehr. European Hospital, 2011. (Accessed 01.07., 2014, at http://www.european-hospital.com/de/article/9325-Weniger_ist_mehr.html.)
- 18 Yu L, Liu X, Leng S, Kofler JM, Ramirez-Giraldo JC, Qu M, Christner J, Fletcher JG, McCollough CH. Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective. *Imaging Med* 2009;1:65-84.
- 19 Lee CH, Goo JM, Ye HJ, Ye SJ, Park CM, Chun EJ, Im JG. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: from basics to practice. *Radiographics* 2008;28:1451-9.
- 20 Komlosi P, Zhang Y, Leiva-Salinas C, Ornan D, Patrie JT, Xin W, Grady D, Wintermark M. Adaptive statistical iterative reconstruction reduces patient radiation dose in neuroradiology CT studies. *Neuroradiology* 2014;56:187-93.
- 21 McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM, Jr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics* 2006;26:503-12.
- 22 Korn A, Fenchel M, Bender B, Danz S, Hauser TK, Ketelsen D, Flohr T, Claussen CD, Heuschmid M, Ernemann U, Brodoefel H. Iterative reconstruction in head CT: image quality of routine and low-dose protocols in comparison with standard filtered back-projection. *AJNR Am J Neuroradiol* 2012;33:218-24.
- 23 Update: Iterative Rekonstruktion. European Hospital, 2012. (Accessed 01.07., 2014, at http://www.european-hospital.com/de/article/9322-Update_Iterative_Rekonstruktion.html.)
- 24 Narayanan V, Keniston A, Albert RK. Utility of emergency cranial computed tomography in patients without trauma. *Acad Emerg Med* 2012;19:E1055-60.
- 25 Zonfrillo MR, Kim KH, Arbogast KB. Emergency Department Visits and Head Computed Tomography Utilization for Concussion Patients From 2006 to 2011. *Acad Emerg Med* 2015;22:872-7.

- 26 Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007;357:2277-84.
- 27 Noel PB, Renger B, Fiebich M, Munzel D, Fingerle AA, Rummeny EJ, Dobritz M. Does iterative reconstruction lower CT radiation dose: evaluation of 15,000 examinations. *PLoS One* 2013;8:e81141.
- 28 Wu TH, Hung SC, Sun JY, Lin CJ, Lin CH, Chiu CF, Liu MJ, Teng MM, Guo WY, Chang CY. How far can the radiation dose be lowered in head CT with iterative reconstruction? Analysis of imaging quality and diagnostic accuracy. *Eur Radiol* 2013;23:2612-21.
- 29 Rivers-Bowerman MD, Shankar JJ. Iterative Reconstruction for Head CT: Effects on Radiation Dose and Image Quality. *Can J Neurol Sci* 2014;41:620-5.
- 30 Korn A, Bender B, Fenchel M, Spira D, Schabel C, Thomas C, Flohr T, Claussen CD, Bhadelia R, Ernemann U, Brodoefel H. Sinogram affirmed iterative reconstruction in head CT: improvement of objective and subjective image quality with concomitant radiation dose reduction. *Eur J Radiol* 2013;82:1431-5.
- 31 Kilic K, Erbas G, Guryildirim M, Arac M, Ilgit E, Coskun B. Lowering the dose in head CT using adaptive statistical iterative reconstruction. *AJNR Am J Neuroradiol* 2011;32:1578-82.
- 32 Ren Q, Dewan SK, Li M, Li J, Mao D, Wang Z, Hua Y. Comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques in brain CT. *Eur J Radiol* 2012;81:2597-601.
- 33 Kaul D, Grupp U, Kahn J, Ghadjar P, Wiener E, Hamm B, Streitparth F. Reducing radiation dose in the diagnosis of pulmonary embolism using adaptive statistical iterative reconstruction and lower tube potential in computed tomography. *Eur Radiol* 2014;24:2685-91.
- 34 Willeminck MJ, Leiner T, de Jong PA, de Heer LM, Nievelstein RA, Schilham AM, Budde RP. Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2: initial results in dose reduction and image quality. *Eur Radiol* 2013;23:1632-42.
- 35 Brodoefel H, Bender B, Schabel C, Fenchel M, Ernemann U, Korn A. Potential of combining iterative reconstruction with noise efficient detector design: aggressive dose reduction in head CT. *Br J Radiol* 2015;88:20140404.
- 36 Smith AB, Dillon WP, Lau BC, Gould R, Verdun FR, Lopez EB, Wintermark M. Radiation dose reduction strategy for CT protocols: successful implementation in neuroradiology section. *Radiology* 2008;247:499-506.
- 37 Haubenreisser H, Fink C, Nance JW, Jr., Sedlmair M, Schmidt B, Schoenberg SO, Henzler T. Feasibility of slice width reduction for spiral cranial computed tomography using iterative image reconstruction. *Eur J Radiol* 2014;83:964-9.

38 Kaul D, Kahn J, Huizing L, Wiener E, Grupp U, Boning G, Ghadjar P, Renz DM, Streitparth F. Reducing Radiation Dose in Adult Head CT using Iterative Reconstruction - A Clinical Study in 177 Patients. *Rofo* 2016;188:155-62.

39 Jensen K, Martinsen AC, Tingberg A, Aalokken TM, Fosse E. Comparing five different iterative reconstruction algorithms for computed tomography in an ROC study. *Eur Radiol* 2014;24:2989-3002.

40 Die falsche Angst vor zu viel Strahlung. European Hospital, 2014. (Accessed 01.07., 2014, at <http://www.healthcare-in-europe.com/de/artikel/11516-die-falsche-angst-vor-zu-viel-strahlung.html>.)

41 Notohamiprodjo S, Deak Z, Meurer F, Maertz F, Mueck FG, Geyer LL, Wirth S. Image quality of iterative reconstruction in cranial CT imaging: comparison of model-based iterative reconstruction (MBIR) and adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR). *Eur Radiol* 2015;25:140-6.

7. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: supratentorieller Hirnschnitt mit quantitativen Messpunkten.....	12
Abbildung 2: infratentorieller Hirnschnitt mit quantitativen Messpunkten.....	12
Abbildung 3: supratentoriell, 100% FBP	15
Abbildung 4: infratentoriell, 100% FBP	15
Abbildung 5: supratentoriell, 20% ASIR und 80% FBP.....	15
Abbildung 6: infratentoriell, 20% ASIR und 80% FBP.....	15
Abbildung 7: supratentoriell, 30% ASIR und 70% FBP.....	15
Abbildung 8: infratentoriell, 30% ASIR und 70% FBP.....	15
Abbildung 9: supratentoriell, 100% FBP	16
Abbildung 10: infratentoriell, 100% FBP	16
Abbildung 11: supratentoriell, 20% ASIR und 80% FBP.....	16
Abbildung 12: infratentoriell, 20% ASIR und 80% FBP.....	16
Abbildung 13: supratentoriell, 30% ASIR und 70% FBP.....	16
Abbildung 14: infratentoriell, 30% ASIR und 70% FBP.....	16
Abbildung 15: Boxplott ED gesamt	22
Abbildung 16: Boxplott ED Gruppe A und B1 mit Diagnosegruppen	27
Abbildung 17: Boxplott ED Gruppe A und B2 mit Diagnosegruppen	28
Abbildung 18: Intervallgrafik Diagnostizierbarkeit gesamt	29
Abbildung 19: Intervallgrafik Diagnostizierbarkeit mit Untersucher.....	30
Abbildung 20: Intervallgrafik Diagnostizierbarkeit Gruppe A und B1 mit Diagnosegruppen	36
Abbildung 21: Intervallgrafik Diagnostizierbarkeit Gruppe A und B2 mit Diagnosegruppen	37
Abbildung 22: Intervallgrafik Diagnostizierbarkeit Gruppe A und B1 mit Diagnosegruppen und Untersucher.....	38
Abbildung 23: Intervallgrafik Diagnostizierbarkeit Gruppe A und B2 mit Diagnosegruppen und Untersucher.....	39

8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Patientendaten.....	10
Tabelle 2: Diagnosegruppen.....	11
Tabelle 3: Protokollparameter.....	11
Tabelle 4: Signifikanzberechnung Patientendaten.....	17
Tabelle 5: Patientendaten und Protokollparameter Gruppe A und B1.....	18
Tabelle 6: Patientendaten und Protokollparameter Gruppe B2.....	19
Tabelle 7: Signifikanzberechnung Patientendaten und Protokollparameter Gruppe A und B1.....	20
Tabelle 8: Signifikanzberechnung quantitative Daten gesamt.....	21
Tabelle 9: quantitative Daten aller Diagnosegruppen von Gruppe A und B1.....	23
Tabelle 10: quantitative Daten aller Diagnosegruppen von Gruppe B2.....	24
Tabelle 11: Signifikanzberechnung quantitative Daten aller Diagnosegruppen von Gruppe A und B1.....	25
Tabelle 12: Signifikanzberechnung qualitative Daten gesamt.....	28
Tabelle 13: qualitative Daten aller Diagnosegruppen für Gruppe A und B1.....	31
Tabelle 14: qualitative Daten aller Diagnosegruppen für Gruppe B2.....	32
Tabelle 15: Signifikanzberechnung qualitative Daten aller Diagnosegruppen für Gruppe A und B1 sowie A und B2.....	33
Tabelle 16: Interrater-Reliabilität Diagnosegruppen aller Gruppen gesamt.....	34

9. Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Lea Heleen Huizing-Kusitzky, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: Adaptiv statistisch iterative Rekonstruktion (ASIR) in der cranialen Computertomographie - eine prospektive Studie - selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

Anteilerklärung an etwaigen erfolgten Publikationen

Publikation 1:

Lea Heleen Huizing-Kusitzky hatte folgenden Anteil an der folgenden Publikation:

Publikation: D. Kaul, J. Kahn, L. Huizing, E.Wiener, U. Grupp, G. Böning, P. Ghadjar, D. M. Renz, F. Streitparth, Reducing Radiation Dose in Adult Head CT using Iterative Reconstruction – A Clinical Study in 177 Patients, Rofo 2016;188:155-62

Beitrag im Einzelnen:

Die Doktorandin Lea Heleen Huizing-Kusitzky war für die Datenakquirierung und systematische quantitative Aufarbeitung der Patientengruppen A und B für die vorliegende Publikation zuständig. Das Rohdatenmaterial stellte sie in Exceltabellen für die statistischen Berechnungen der Publikation zur Verfügung. Des Weiteren erarbeitete sie mit den anderen Autoren ein Bewertungsverfahren und setzte die Datensätze für die verblindete qualitative Auswertung zusammen.

Publikation 2:

Lea Heleen Huizing-Kusitzky hatte folgenden Anteil an der folgenden Publikation:

Publikation: D. Kaul, J. Kahn, L. Huizing, E. Wiener, G. Böning, D.M. Renz, F. Streitparth, Dose reduction in paediatric cranial CT via iterative reconstruction: a clinical study in 78 patients, Clinical Radiology 2016;71:1168-77

Beitrag im Einzelnen:

Die Doktorandin Lea Heleen Huizing-Kusitzky war für die Datenakquirierung für die vorliegende Publikation zuständig. Das Datenmaterial stellte sie in Exceltabellen für die statistischen Berechnungen der Publikation zur Verfügung.

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers

Unterschrift der Doktorandin

10. Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

11. Publikationsliste

Publikation 1:

D. Kaul, J. Kahn, L. Huizing, E. Wiener, U. Grupp, G. Böning, P. Ghadjar, D. M. Renz, F. Streitparth, Reducing Radiation Dose in Adult Head CT using Iterative Reconstruction – A Clinical Study in 177 Patients, *Rofo* 2016;188:155-62

Publikation 2:

D. Kaul, J. Kahn, L. Huizing, E. Wiener, G. Böning, D.M. Renz, F. Streitparth, Dose reduction in paediatric cranial CT via iterative reconstruction: a clinical study in 78 patients, *Clinical Radiology* 2016;71:1168-77

12. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD. Dr. med. Florian Streitparth und Herrn Dr. med. David Kaul für die Übertragung und das Anvertrauen des Promotionsthemas, für die stets hilfreiche Zusammenarbeit und sehr gute Betreuung.

Ich danke allen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Insbesondere gilt mein Dank meinem Mann Thomas Kusitzky und meiner ganzen wunderbaren Familie, die mich fortwährend verständnisvoll unterstützt hat. Auch möchte ich meinem Vater Univ.-Prof. Dr. Dr. Klaas Huizing besonders für sein akribisches Korrekturlesen danken.

Nicht zuletzt gilt mein Dank der Charité Berlin und ihren zahlreichen Mitarbeitern, in der ich meine medizinische Ausbildung erhalten habe und ohne deren universitäre Möglichkeiten diese Arbeit niemals zustande gekommen wäre.