

Aus dem Institut für Klinische Radiologie der  
Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser, FACR, FRCR

Artefaktreduktion und Verbesserung der Bildqualität mittels iterativem  
Bildrekonstruktionsalgorithmus in der CT-Bildgebung des Neurocraniums

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

*Felix Meurer*  
*Bonn*

2017

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät

der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. rer. biol. hum. Dipl. inform. MBA Stefan Wirth

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Karl-Hans Englmeier

Prof. Dr. Dierk Vorwerk

Mitbetreuung durch

den promovierten

Mitarbeiter: Dr. med. Susan Notohamiprodjo

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen

Prüfung: 19. Januar 2017

Teile dieser Arbeit wurden bereits veröffentlicht.

Mehr Informationen dazu finden Sie im Kapitel Veröffentlichungen.

# Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	5
Abstract	6
1. Einleitung	7
2. Ziel der Arbeit	14
3. Material und Methoden	14
3.1 Methodik	14
3.2 Technische Grundlagen	15
3.2.1 Grundlagen Computertomographie	15
3.2.2 Rekonstruktionsverfahren	17
3.2.2.1 Gefilterte Rückprojektion, Filtered Back Projection (FBP)	17
3.2.2.2 Iterative Rekonstruktionsverfahren	20
3.2.2.2.1 Adaptive Statistische iterative Rekonstruktion, ASiR	21
3.2.2.2.3 Modellbasierte iterative Rekonstruktion, MBIR	22
3.2.3 Messmethoden	24
3.3 Patientenkollektiv	26
3.4 Datenerhebung	28
3.5 Strahlendosis	32
3.5 Beurteilung	32
3.5.1 Quantitative Beurteilung	32
3.5.2 Qualitative Beurteilung	36
4. Ergebnisse	39
4.1 Dosis und Rekonstruktionszeiten	39
4.2 Quantitative Auswertung	39
4.3 Qualitative Auswertung	42
4.3.1 Darstellungsqualität anatomischer Strukturen	42
4.3.2 Allgemeine Bildqualität	44
5. Diskussion	48
6. Schlussfolgerung	61

<u>Abkürzungsverzeichnis</u>	<u>62</u>
<u>Abbildungsverzeichnis</u>	<u>64</u>
<u>Tabellenverzeichnis</u>	<u>65</u>
<u>Veröffentlichungen</u>	<u>66</u>
<u>Danksagung</u>	<u>67</u>
<u>Eidesstattliche Versicherung</u>	<u>68</u>
<u>Literaturverzeichnis</u>	<u>69</u>

# Zusammenfassung

**Zielsetzung:** Klinisch-prospektiver Vergleich der resultierenden Bildqualität des modellbasierten iterativen Rekonstruktionsalgorithmus MBIR mit derjenigen des iterativen Standard-Algorithmus ASiR bei der Bildberechnung aus CT-Rohdaten am speziellen Beispiel der sehr häufig durchgeführten und klinisch relevanten, aber oft durch Artefakte beeinträchtigten CT-Untersuchung des Neurocraniums.

**Material und Methoden:** 100 Patienten erhielten an einem 64-Zeilen CT-Gerät (CT750HD Discovery, GE Healthcare Waukesha, WI, USA) eine klinisch indizierte native Untersuchung des Schädels nach institutsinternem Standardprotokoll (120kV Röhrenspannung, 50-260 mAs Röhrenstrommodulation, 20mm Detektorkollimation, 0,984 Pitchfaktor, 1,0 s Rotationsdauer). Die Rohdatensätze wurden sowohl mittels ASiR als auch mit MBIR zu Dünnschicht-Bildserien rekonstruiert, anonymisiert und daraus zur Betrachtung geeignete Bildserien mit jeweils 2,5 mm Schichtdicke multiplanar reformatiert. Signal-to-noise ratio (SNR) und Contrast-to-noise ratio (CNR) wurden aus Dichtewerten an jeweils identischer Position standardisiert supra- und infratentoriell in grauer und weißer Substanz sowie in Liquor errechnet. Unabhängig voneinander und bezüglich des verwendeten Rekonstruktionsalgorithmus verblindet beurteilten zwei Radiologen qualitativ anhand einer 5-Punkte-Skala (0: inakzeptabel, 1: unterdurchschnittlich, 2: durchschnittlich, 3: überdurchschnittlich, 4: exzellent) die Darstellung anatomischer Strukturen und den Einfluss von Artefakten auf die allgemeine Bildqualität. Die Signifikanz wurde mittels ANOVA und Mann-Whitney-U-Test geprüft und die statistische Übereinstimmung mit ICC korreliert.

**Ergebnisse:** Im Vergleich zu ASiR resultierte MBIR in einer besseren allgemeinen Bildqualität (Median: MBIR = 2, ASiR = 1,  $p < 0,01$ ). Zudem reduzierte MBIR die Artefakte bei der Darstellung anatomischer Strukturen (Median: MBIR = 3, ASiR = 2,  $p < 0,01$ ). Für MBIR war SNR jeweils durchschnittlich um 28,9% und CNR um 37,29% höher als für ASiR ( $p < 0,01$ ).

**Schlussfolgerung:** MBIR zeigte gegenüber ASiR jeweils signifikant sowohl eine Verbesserung der Bildqualität als auch eine Reduktion der Artefakte. Somit könnte der Einsatz von MBIR im klinischen Alltag bei gleicher diagnostischer Bildqualität eine deutliche Senkung der Strahlenexposition durch medizinische Untersuchungen bewirken. Dieses Potenzial wird derzeit noch durch die deutlich längere Rekonstruktionszeit mit MBIR limitiert (ASiR ca. 49 s, MBIR ca. 1921 s pro Bildserie).

# Abstract

**Background and objectives:** Cranial computed tomography (cCT) scans are one of today's most frequent clinical procedures performed by radiologists. Computed images are prone to artefacts, leading to considerable difficulties in everyday clinical routine. In our clinical trial, we qualitatively compared the performances of ASiR and the model-based iterative reconstruction algorithm MBIR with respect to the visibility of anatomical structures and the influence of artefacts on general image quality.

**Material and methods:** 100 patients undergoing clinically indicated cCT scans (64-lines CT scanner, CT750HD, GE Healthcare, Waukesha, WI, USA) according to our in-house standard scanning protocol (acquisition parameters: 120kV tube voltage, 50-260 mAs tube current, 20mm collimation and 0.984 pitch, 1.0s rotation time) were included in the study. 2.5mm thin slice multiplanar image series were created from raw data using both the standard ASiR and the new MBIR algorithm. Signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) were calculated in a standardized manner based on density values at identical positions in supra- and infratentorial areas involving grey and white matter as well as cerebrospinal fluid. The resulting datasets were anonymized and then assessed independently by two radiologists blind to the algorithm used. Qualitative assessments were made referring to a five-point scale (0=unacceptable, 1=below average, 2=average, 3=above average, 4=excellent), taking into account the visibility of anatomical structures and the influence of artefacts on general image quality. Data was tested for significance using a one-way ANOVA model and a Mann-Whitney-U-Test and tested for correlations using the Intra Class Correlation (ICC) approach.

**Results:** Compared to ASiR, MBIR resulted in an overall better image quality regarding the visibility of anatomical structures (median MBIR = 2, ASiR = 1,  $p < 0.01$ ) and the reduction of artefacts (median MBIR=3, ASiR=2,  $p < 0.01$ ) Furthermore, in MBIR images both SNR and CNR were higher than in ASiR images (28.9% and 37.29% respectively,  $p < 0.01$ ).

**Conclusion:** Images based on MBIR offered an overall higher quality and fewer artefacts than images based on ASiR. Consequently, a widespread use of MBIR in everyday clinical routine could lead to a reduction of patient exposure to ionizing radiation caused by frequent cCT scans with no loss of image quality. In despite of its great potential, the general use of the MBIR algorithm in a clinical setting is still limited due to a considerably higher reconstruction time (ASiR 49s, MBIR 1921s per image series).

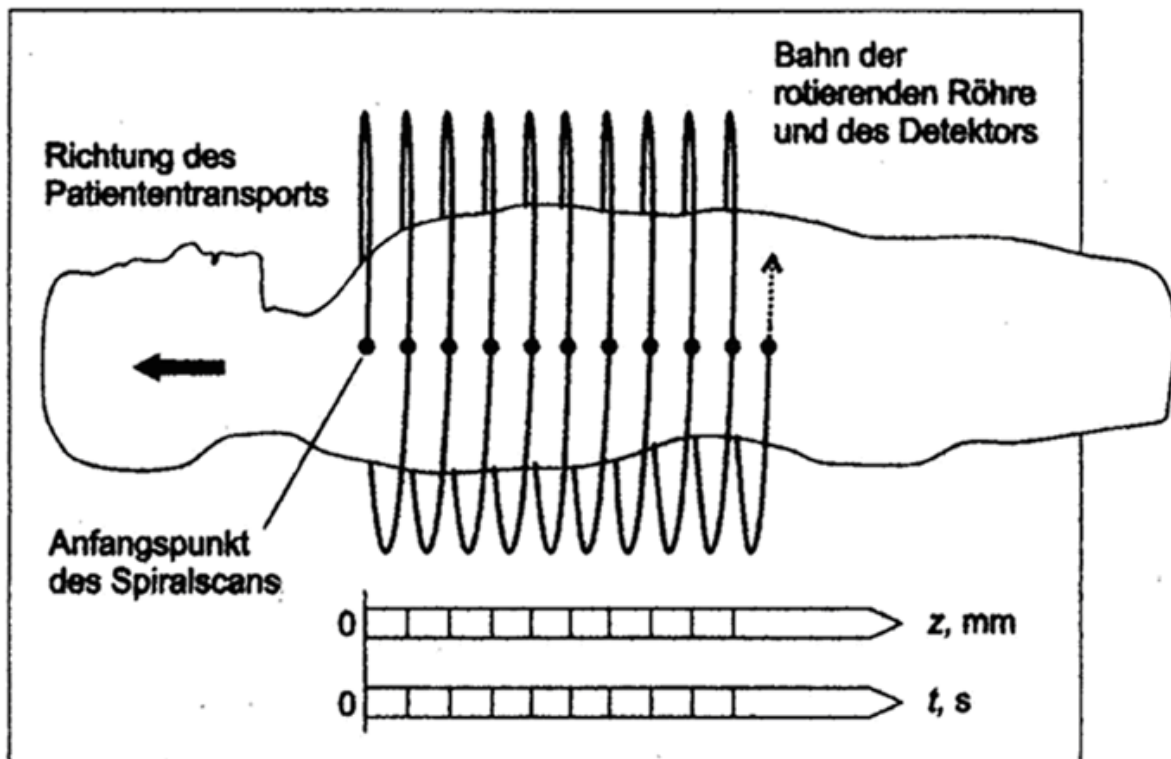
# 1. Einleitung

Im Jahre 1971 veränderte der britische Ingenieur Godfrey Hounsfield als Leiter der theoretischen Forschungsabteilung bei der Firma EMI die Welt der medizinischen Bildgebung. Basierend auf der Durchleuchtung mittels Röntgenstrahlung entwickelte er den ersten Computertomographen. Finanziert wurde dieses Projekt von dem britischen Department of Health and Social Security, dem Gesundheitsamt Englands, und der Firma EMI, die sich durch Einnahmen aus Plattenverkäufen der Beatles in einer finanziell sehr komfortablen Position befand<sup>1</sup>. Das weltweit erste Modell, das in einer Klinik aufgestellt wurde, der EMI (Electric and Musical Industries Ltd, London, England) Mark I war ein reiner Kopfscanner. Der Mark I im Atkins Morley's Hospital in London verfügte nur über einen einzelnen Detektor, der exakt gegenüber der Röntgenröhre, welche die Röntgenstrahlung emittierte, lag. Ein Gehirn zu begutachten, ohne dafür den Schädel zu öffnen, war eine Revolution, dauerte aber aufgrund der Konstruktion einige Minuten pro Schicht. Getragen von der Euphorie dieser Neuerung schritt die Entwicklung der CT-Geräte weltweit rasant voran<sup>2</sup>.

Der nächste Meilenstein war die Einführung der Schleifringtechnik und die damit verbundene Möglichkeit der dauernd rotierenden Gantry (kurzer Ringtunnel des Computertomographen) Ende der 1980er Jahre<sup>3</sup>. Ohne Schleifring musste die Röhre aufgrund der begrenzten Kabellänge immer wieder beschleunigt, abgebremst und zurückgedreht werden. Der Patient wurde mit dem Tisch nach jeder Schicht um die Schichtdicke schrittweise weiter bewegt. Dieser Vorgang nahm natürlich Zeit in Anspruch und erforderte eine hohe Compliance des Patienten, da sich dieser für einen langen Zeitraum nicht bewegen durften<sup>4</sup>. Es lag somit nahe, eine dauernd rotierende Röhre mit einem kontinuierlichen Tischvorschub zu kombinieren, um so



eine erheblich kürzere Untersuchungsdauer zu ermöglichen. Diese Technik wurde als Helix- oder Spiral-CT bekannt<sup>5,6</sup> (vgl. Abbildung 1).



**Abbildung 1 Prinzip der Spiral-CT**

Bei der Spiral-CT rotieren Röhre und Detektor um den Patienten bei einem kontinuierlichen Tischvorschub nach kopfwärts. Auf diese Weise entstehen spiralförmige Aufnahmedaten.

Abbildung aus Kalender WA (2006) Computertomographie, 2. Auflage, Erlangen: Publicis Corporate Publishing

Das Streben der Hersteller nach schnelleren Scanzzeiten, besserer Auflösung und mehr diagnostischen Möglichkeiten brachte Ende der 1990er Jahre eine weitere wichtige Entwicklung mit sich: die Mehrschicht-CT (Multi-Slice-CT, MSCT, Multidetektor-CT, MDCT)<sup>2</sup>. Dabei konnte pro Umlauf der Röhre um den Körper nicht nur eine Schicht aufgenommen werden, sondern vier (zum Vergleich: aktuelle Geräte nehmen bis zu 640 Zeilen pro Umlauf auf<sup>7</sup>). Dieser Durchbruch in der Entwicklung machte eine dreimal schnellere Untersuchungsgeschwindigkeit bei vergleichbarer diagnostischer Bildqualität und somit eine höhere zeitliche Auflösung möglich<sup>8</sup>. Darüber hinaus ist die Mehrschicht-Spiral-CT der Einschicht-Spiral-CT in der

räumlichen und Kontrast-Auflösung überlegen<sup>9</sup>, sodass neue Untersuchungsfelder durch diese Weiterentwicklung erschlossen werden konnten, wie zum Beispiel die bis dahin mit einer Einschicht-Spiral-CT in dieser Qualität nicht mögliche CT-Koronarangiographie<sup>10</sup>. Ganz wesentlich war aber auch die immer dünner werdende primäre Schichtdicke von mittlerweile unter einem Millimeter (vgl. Tabelle 1). Damit gelang es in einen Bereich vorzudringen, in dem die Auflösung in der Schichtebene nicht mehr deutlich kleiner als die Schichtdicke war. Bei einer Sichtweite (field-of-view, FOV) von 512 mm und einer Bildpunkte-Matrix von 512\*512 Pixeln resultiert beispielsweise eine Auflösung von einem Millimeter pro Bildpunkt (Pixel). Verbunden mit einer Schichtdicke von 1 mm ist so ein Volumenscanning mit isotropen Voxeln (1\*1\*1 mm) möglich. Dies ermöglicht eine Bildreformation in jeder Schnittebenenrichtung (axial, sagittal, coronar), deren Qualität nicht schlechter als die primären axialen Bilder ist.

Aufgrund der Erweiterung der Einsatzbereiche und der damit verbundenen Ausweitung der Untersuchungsmöglichkeiten stieg die Anzahl der CT-Untersuchungen rapide. In Deutschland beispielsweise hat sich die Anzahl der CT-Untersuchungen pro Kopf zwischen 1996 und 2012 mehr als verdoppelt, sodass im Jahr 2008 mehr als jeder achte Mensch in Deutschland eine Computertomographie erhielt, während die Gesamtzahl aller Untersuchungen mit Röntgenstrahlung (inklusive der CT) im beobachteten Zeitraum abnahm<sup>11</sup>. Eine weitere Rolle bei der Steigerung der Untersuchungsanzahlen spielt sicherlich die schnelle und präzise Diagnostik durch die CT sowie die flächendeckende Versorgung mit Geräten und damit die schnellere Verfügbarkeit der Computertomographie – zumindest in den industrialisierten Ländern. Allein in deutschen stationären Einrichtungen wie Krankenhäusern und Rehabilitationseinrichtungen sind pro 100.000 Einwohner 1,87

Computertomographen verfügbar <sup>12</sup>, dazu kommen noch die CT-Geräte der niedergelassenen Ärzte.

Diese schnelle und flächendeckende Verfügbarkeit gepaart mit der diagnostischen Qualität führt dazu, dass die Computertomographie speziell im Notfall eine oft durchgeführte Untersuchung ist. Dies zeigt eine Studie die sich mit den Fallzahlen in kanadischen und amerikanischen Notfalleinrichtungen beschäftigt. Dort registrierten Larson et al beispielsweise zwischen 1995 und 2007 einen rasanten Anstieg der Anzahl der Notfälle mit CT-Untersuchung um 16% pro Jahr. In absoluten Zahlen ausgedrückt bedeutet das einen Anstieg von 2,7 Millionen (1995) auf 16,2 Millionen (2007) Untersuchungen pro Jahr allein in den Emergency Departments (Notfalleinrichtungen). Dadurch, dass die Gesamtzahl der Notfälle nur leicht gestiegen ist, hat sich auch der Anteil der Notfälle mit CT-Untersuchungen pro Jahr in diesem Zeitraum von 2,8% auf 13,9% gesteigert. Das entspricht mehr als jedem achten notfallmäßig behandelten Patienten im Jahr 2007. Der Anteil der Computertomographie des Schädels (CCT) wird mit etwas über 40% als die am häufigsten durchgeführte CT-Untersuchung angeführt<sup>13</sup>.

Diese Zahl scheint angesichts der Tatsache, dass in dringenden Situationen oftmals die durch die CCT gewonnenen Erkenntnisse bei der Wahl der weiteren Therapie des jeweiligen Patienten helfen, nachvollziehbar. Die Anamnese zusammen mit der neurologischen Untersuchung und Zuhilfenahme bestimmter Laborwerte (Neuronenspezifische Enolase (NSE), Serumprotein S100B) ist für die genaue Diagnosestellung zwar sensitiv bezüglich einer intrakraniellen Verletzung<sup>14,15</sup>, aber zu unspezifisch<sup>16</sup> um aufgrund dieser Erkenntnisse eine geeignete Therapie einzuleiten. Gleichzeitig ist der Goldstandard der Schädel-Untersuchung, die Magnet-Resonanz-Tomographie, aufgrund der langen Untersuchungsdauer und der

insbesondere außerhalb der Regelarbeitszeit erheblich eingeschränkten Verfügbarkeit im Notfall nicht praktikabel. Die konventionelle Röntgenuntersuchung des Schädels gibt ausschließlich Hinweise auf knöcherne Läsionen des Schädels. Da aber gerade Geschehnisse innerhalb des Schädels aufgrund der begrenzten Platzverhältnisse schnelles Handeln erfordern, ist die CCT im Notfall, beispielsweise nach Schädel-Hirn-Trauma oder bei einem Verdacht auf eine intrakranielle Blutung, das diagnostische Mittel der Wahl. Die CCT gibt dem Befunder möglicherweise dann schon wichtige Informationen, wenn noch keine eindeutige klinische Symptomatik erkennbar ist. Es ist daher erstrebenswert für die bestmögliche Patientenversorgung, wenn die CT-Bilder, also das Ergebnis der Rekonstruktion der Rohdaten der Untersuchung, bei niedrigst möglicher Strahlenbelastung eine diagnostische Qualität aufweisen.

Die Kriterien der Darstellungsqualität der cranialen Computertomographie legen die europäischen Leitlinien anhand von Rahmenbedingungen fest. Diese umfassen unter anderem die zu untersuchenden Bereiche (Großhirn, Kleinhirn, Schädelbasis) und die Abgrenzbarkeit der Mark-Rinden-Grenze, der Basalganglien, des Ventrikelsystems und des Liquor gegenüber dem Mesencephalon und dem Gehirn<sup>17</sup>.

Neben der Darstellungsqualität spielen Artefakte eine entscheidende Rolle für die allgemeine Bildqualität. Diese Artefakte treten vor allem in der hinteren Schädelgrube auf. Durch die sogenannte Strahlauvhärtung (beam hardening, BH) kommt es beim Durchtritt der Strahlen durch ein dichtes Gewebe zu einer Selektion der hochenergetischen Photonen, die dann zu einer falschen Dichtemessung des dahinterliegenden Gewebes führt, den Artefakten (vgl. Abbildung 2). Da das Gewebe, das in der hinteren Schädelgrube liegt, zum Großteil von sehr dichtem Gewebe, den Schädelknochen, umgeben ist und außerdem die knochenreiche

Schädelbasis frontal liegt, ist in diesem Bereich in besonderem Maße mit Aufkommen von Artefakten in Form von Streifen und dunklen Banden durch die Strahlauhärtung zu rechnen<sup>18</sup>. Diese Artefakte können mit Pathologien im Kopf, besonders in Arealen mit hoher Artefaktbelastung, verwechselt werden oder sie gänzlich verdecken.



**Abbildung 2 Beispiel für Artefakte aufgrund von Strahlauhärtung**

Deutlich sichtbare streifige Artefakte beim axialen CT-Bild des Schädels auf Höhe des Mastoids

Abbildung aus I. Villar Blanco et al (2011) Common CT and MRI errors in neuroradiology.

European Congress of Radiology 2012 / C-1377

DOI-Link: <http://dx.doi.org/10.1594/ecr2012/C-1377>; abgerufen am 03. September 2015 10:23 Uhr

Um eine möglichst gute diagnostische Qualität der Bilder zu erreichen, ist das Ziel, diese Artefakte zu reduzieren und gleichzeitig ein niedrigeres Rauschniveau der Bilder zu erlangen. Um dieses Ziel zu erreichen ohne die Dosis erhöhen zu müssen,

bedient sich die Medizin im klinischen Alltag einer iterativen Bildberechnungsmethode. Um die Schwächungswerte der Röntgenstrahlung in ein Bild zu übertragen wurde schon bei den allerersten CT-Geräten eine iterative Methode benutzt: die algebraische Rekonstruktionstechnik (ART)<sup>19</sup>. Diese simple Form der iterativen Berechnung basiert auf einem mathematischen Procedere, welches eine Annäherung an das richtige Ergebnis zum Ziel hat, gleichzeitig aber sehr rechenintensiv ist<sup>20</sup>. Dieser große Rechenaufwand war der Grund warum die Idee der iterativen Rekonstruktion von der gefilterten Rückprojektion (Filtered Back Projection, FBP) verdrängt wurde. Vergessen wurde diese Idee aber nicht, denn sobald es die Rechner zuließen, besannen sich die Hersteller auf den Grundgedanken der ART<sup>21</sup> und suchten nach Lösungen, um die iterativen Methoden zur Bildverbesserung einzusetzen. Vielversprechende Ergebnisse mit dem ASiR-Algorithmus (adaptive statistische iterative Rekonstruktion) von General Electric (GE Healthcare, Waukesha, WI) veröffentlichten Marin et al 2010. In ihrer Studie verzeichneten sie eine signifikante Verminderung des Bildrauschens durch den iterativen Algorithmus gegenüber der gefilterten Rückprojektion<sup>22</sup>. Spätere Studien unterstützen die Schlussfolgerungen von Marin et al, trotz einer möglichen Dosisreduzierung eine gesteigerte Bildqualität zu erreichen<sup>23,24</sup>. Diese Idee verfolgte GE mit der Entwicklung eines MBIR-Algorithmus weiter. Dieser Algorithmus berücksichtigt bei der Berechnung noch mehr Einflussfaktoren als der in der klinischen Routine etablierte ASiR<sup>25</sup> und ermöglicht so nochmals eine Senkung der Dosis bei gleichbleibender Bildqualität<sup>26,27</sup>. Im Umkehrschluss könnte so eine Bildverbesserung bei gleichbleibender Strahlendosis möglich sein.

Diese Studie hat das Ziel, das Potenzial von MBIR im Vergleich zu ASiR zur Verbesserung der Bildqualität von CCT zu untersuchen.

## **2. Ziel der Arbeit**

Ziel der Arbeit ist ein klinisch-prospektiver Vergleich der resultierenden Bildqualität des modellbasierten iterativen Rekonstruktionsalgorithmus MBIR mit derjenigen des iterativen Standard-Algorithmus ASiR bei der Bildberechnung aus CT-Rohdaten am speziellen Beispiel der sehr häufig durchgeführten und klinisch relevanten, aber oft durch Artefakte beeinträchtigten CT-Untersuchung des Neurocraniums.

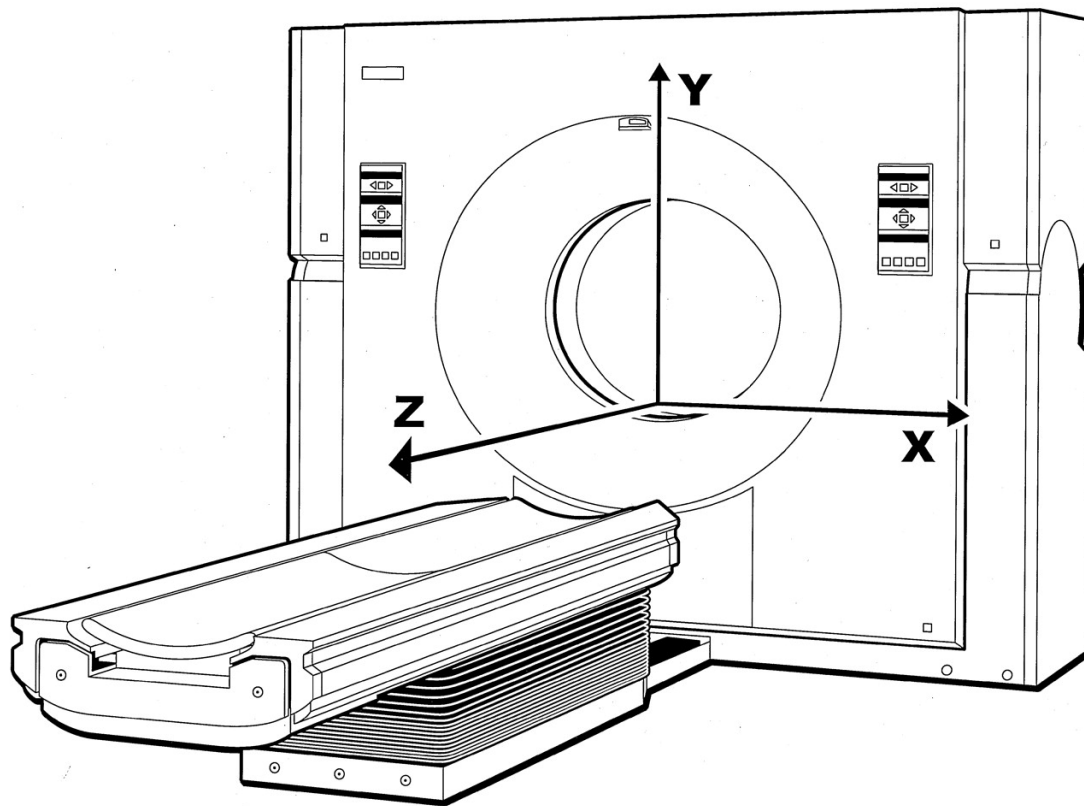
## **3. Material und Methoden**

### **3.1 Methodik**

Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine klinisch-prospektive Studie. 100 eingeschlossene axiale CT-Untersuchungen des Schädels wurden quantitativ und qualitativ bewertet und statistisch untersucht, ob es zwischen den beiden Rekonstruktionsalgorithmen MBIR (modellbasierte iterative Rekonstruktion) und ASiR (adaptive statistische iterative Rekonstruktion) einen signifikanten Unterschied bezüglich Darstellungsqualität und allgemeiner Bildqualität gibt.

## 3.2 Technische Grundlagen

### 3.2.1 Grundlagen Computertomographie



**Abbildung 3 Koordinatensystem eines Computertomographen**

Die Achsen x und y bilden die Transversal- oder Axialebene, die gleichzeitig die Aufnahme- richtung des Scans definiert. Der Patient wird entlang der z-Achse bewegt, sodass mehrere axiale Schichten aneinandergereiht werden. Bei dem verwendeten Modell 750HD Discovery von GE kann die Gantry und somit die x-y-Ebene gekippt werden.

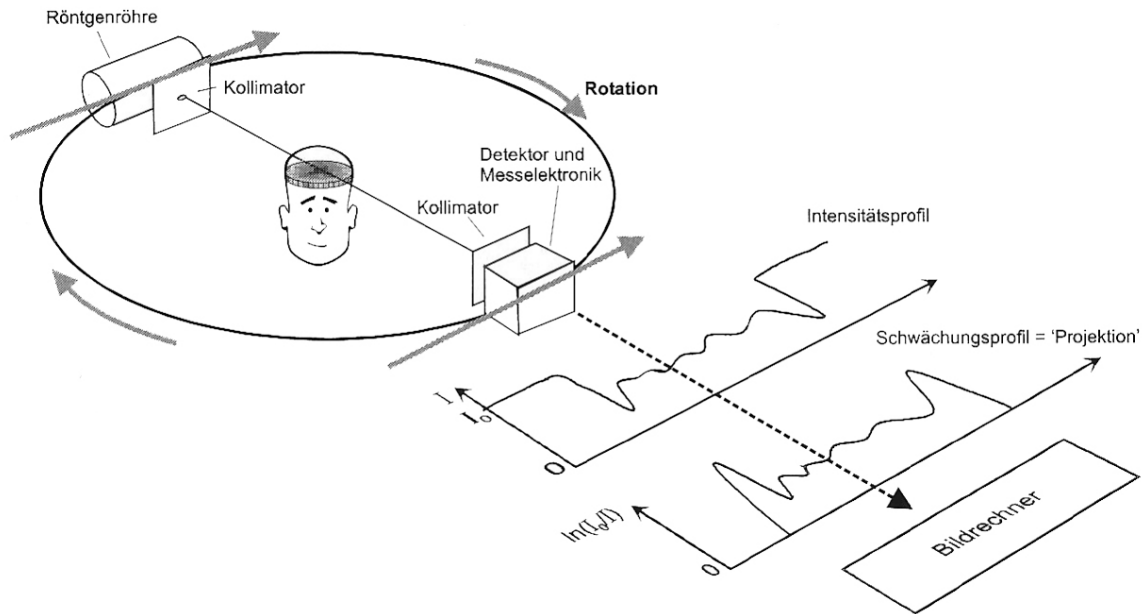
Abbildung aus Morin RL et al (2003) Radiation Dose in Computed Tomography of the Heart Circulation 107:917-922 doi: 10.1161/01.CIR.0000048965.56529.C2

Die Computertomographie basiert genau wie die konventionelle Durchleuchtung auf der Schwächung von Röntgenstrahlung beim Durchtritt durch Gewebe. In beiden Fällen wird von der Strahlungsquelle, der „Röntgenröhre“, ein Röntgenstrahl emittiert und hinter dem zu durchleuchtendem Objekt von einem gegenüberliegenden Gerät oder Film aufgefangen. Im Computertomographen ist der Detektor ein elektronisches Messgerät, welches die Intensität der ankommenden Strahlung hinter dem Objekt registriert. Im Gegensatz zum konventionellen Röntgengerät lässt sich die Röhre



dank eines Schleifrings beliebig oft um den Mittelpunkt des Patienten drehen. Der Detektor liegt auf der gegenüberliegenden Seite und dreht sich bei Geräten der dritten Generation mit. Diese Technik ermöglicht die eingangs schon erwähnte spiralförmige Akquirierung von Rohdaten bei kontinuierlichem Tischvorschub. Dem gegenüber steht die „alte“ sequenzielle, schichtweise Aufnahmetechnik, bei der der Tisch nach Abtastung einer Schicht um die definierte Schichtdicke weitergeschoben wird. Frühe Studien an 4-Zeilen-CT-Geräten zeigten einen besseren Kontrast und niedrigeres Rauschen für die sequenziell akquirierten Bilder gegenüber der Spiral-CT<sup>28,29</sup>. An aktuellsten Geräten ist kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Aufnahmemodi mehr zu erkennen<sup>30</sup>.

Durch die verschiedenen Positionen der Röhre erhält man mehrere Messwerte der verbliebenen Strahlungsintensität, die logarithmiert ein Schwächungsprofil ergeben. Dieses Schwächungsprofil nennt man auch Projektion (vgl. Abbildung 4). Mehrere Projektionen ergeben wiederum die Rohdaten des zu untersuchenden Bereichs des Objekts<sup>2</sup>. Diese Rohdaten bilden die Basis für die letztendliche Bildberechnung, die Rekonstruktion.



**Abbildung 4 Prinzip der CT**

Vereinfachte Darstellung der Abtastung eines Objektes mittels Nadelstrahl. Mit Hilfe der Kollimatoren (Blenden) wird nur ein Strahl (Nadelstrahl) emittiert und detektiert. An heutigen CT-Geräten wird in der Regel in Fächerstrahlgeometrie gemessen, um eine überlappende Abtastung zu generieren.

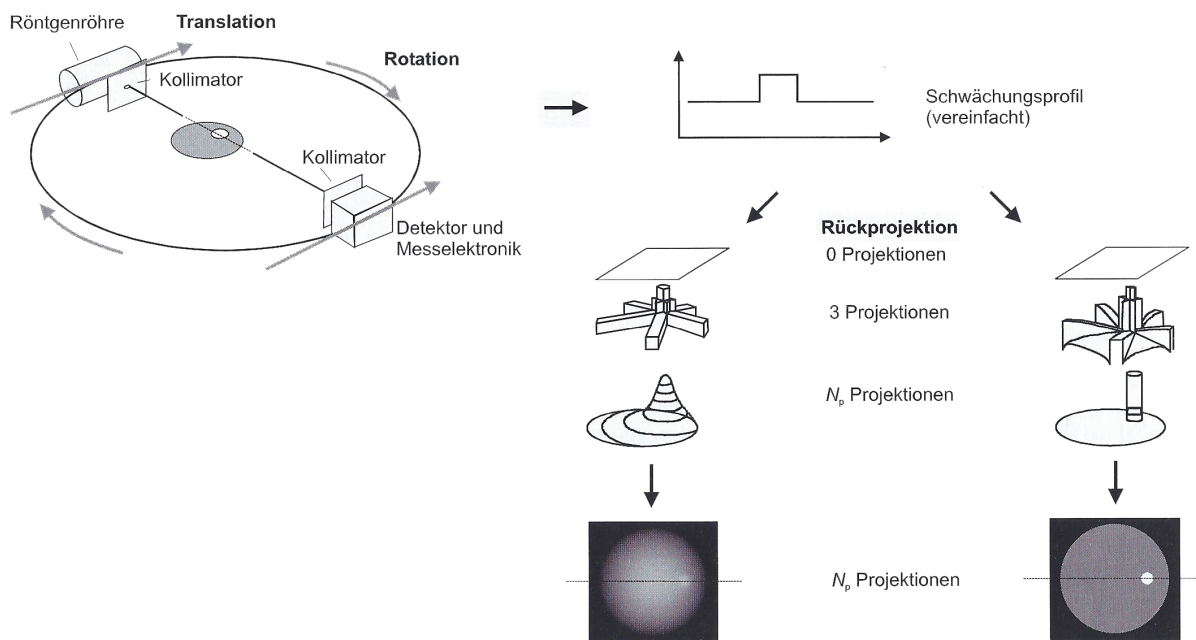
Abbildung modifiziert nach Kalender WA (2006) Computertomographie, 2. Auflage, Erlangen: Publicis Corporate Publishing

## 3.2.2 Rekonstruktionsverfahren

### 3.2.2.1 Gefilterte Rückprojektion, Filtered Back Projection (FBP)

Bei der Rückprojektion wird jede Projektion in die Richtung, in der sie gemessen wurde, in das virtuelle Bild zurück projiziert. Da jede Projektion einen Schwächungswert eines Röntgenstrahls darstellt, würde sich bei der Rückprojektion von nur einer Projektion ein Streifen ergeben, der für den gesamten durchstrahlten Bereich die gleiche Schwächung angibt. Durch die Kombination von vielen Schwächungswerten aus anderen definierten Winkeln entstehen so Schnittpunkte der einzelnen Projektionen (vgl. Abbildung 5: „3 Projektionen“ bzw. „n Projektionen“). Es ergibt sich also durch die Berücksichtigung der einzelnen Projektionslinien für jeden Punkt ein Schwächungswert, der auf die jeweilige Dichte schließen lässt.

Durch diese vergleichsweise einfache Bildberechnungsmethode kommt allerdings ein unscharfes Bild zustande (vgl. Abbildung 5).

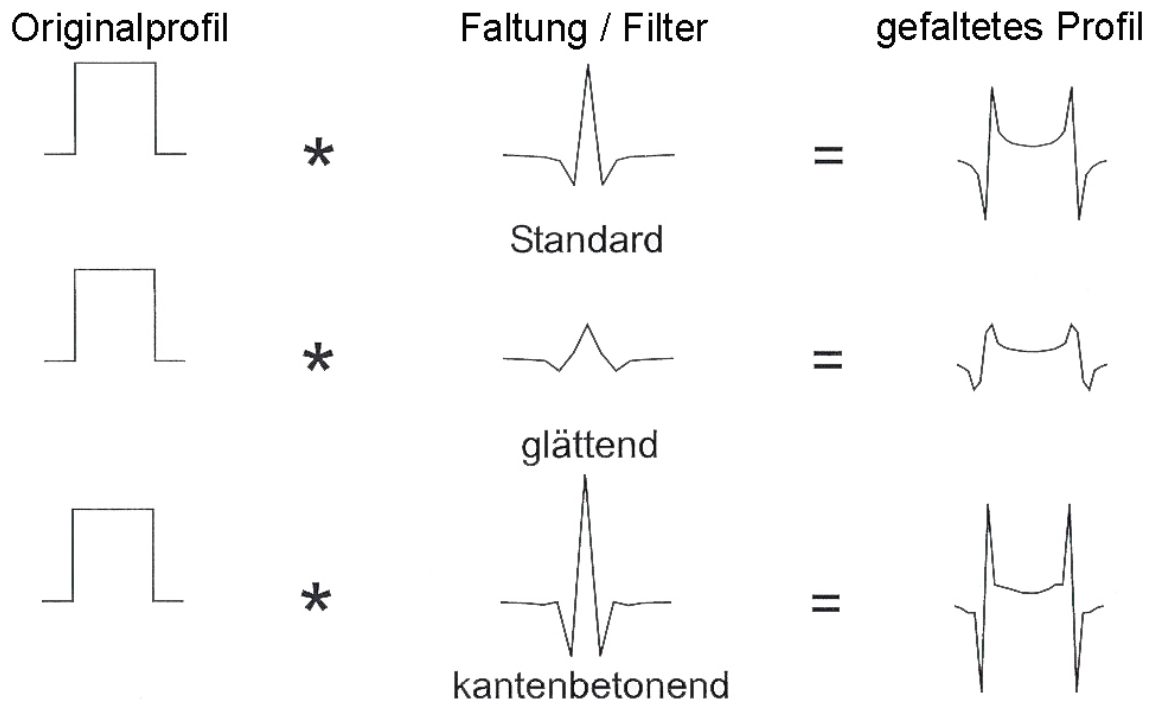


#### Abbildung 5 Bildrekonstruktion CT durch Faltung und Rückprojektion

Die direkte Rückprojektion resultiert in einem Verschmieren der Abbildung (linke Seite). Die mathematische Faltung der Schwächungsprofile vor der Rückprojektion hebt diese Verunschärfung wieder auf (rechte Seite)<sup>2</sup>.

Abbildung modifiziert nach Kalender WA (2006) Computertomographie, 2. Auflage, Erlangen: Publicis Corporate Publishing

Um der Unschärfe dieser Berechnung entgegen zu wirken wird ein sogenannter Filter angewendet. Das Prinzip dieses Filters für die gefilterte Rückprojektion (filtered back projection, FBP) basiert auf der mathematischen Faltung. Hierbei können durch die Wahl eines starken Hochpassfilters die Kanten betont und so die Abgrenzung verbessert, aber auch das Bildpunktrauschen verstärkt werden. Bei der Wahl eines schwachen Hochpassfilters werden die Kanten geglättet und gleichzeitig das Bildpunktrauschen verringert<sup>2</sup> (vgl. Abbildung 6).

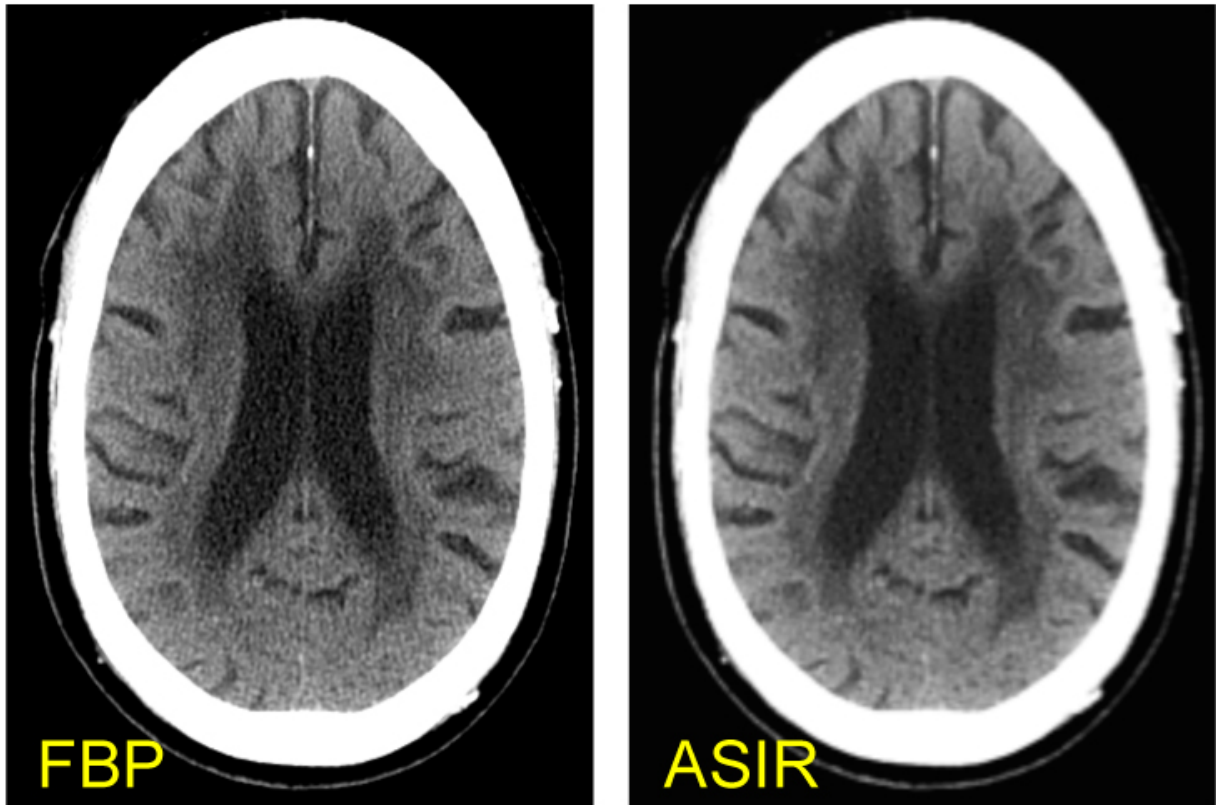


**Abbildung 6 FBP: Faltung / Filterung**

Je nach Wahl des Faltungskerns / mathematischen Filters können Kanten betont oder geglättet werden.

Abbildung modifiziert nach Kalender WA (2006) Computertomographie, 2. Auflage, Erlangen: Publicis Corporate Publishing

Der Vorteil dieser Rekonstruktionsmethode ist der vergleichsweise geringe Rechenaufwand und somit eine schnelle Verfügbarkeit der Bilder. Der Nachteil gegenüber iterativer Rekonstruktionsmethoden liegt im höheren Rauschniveau bei gleicher Strahlendosis<sup>31</sup> (vgl. Abbildung 7).



**Abbildung 7 FBP vs. ASiR**

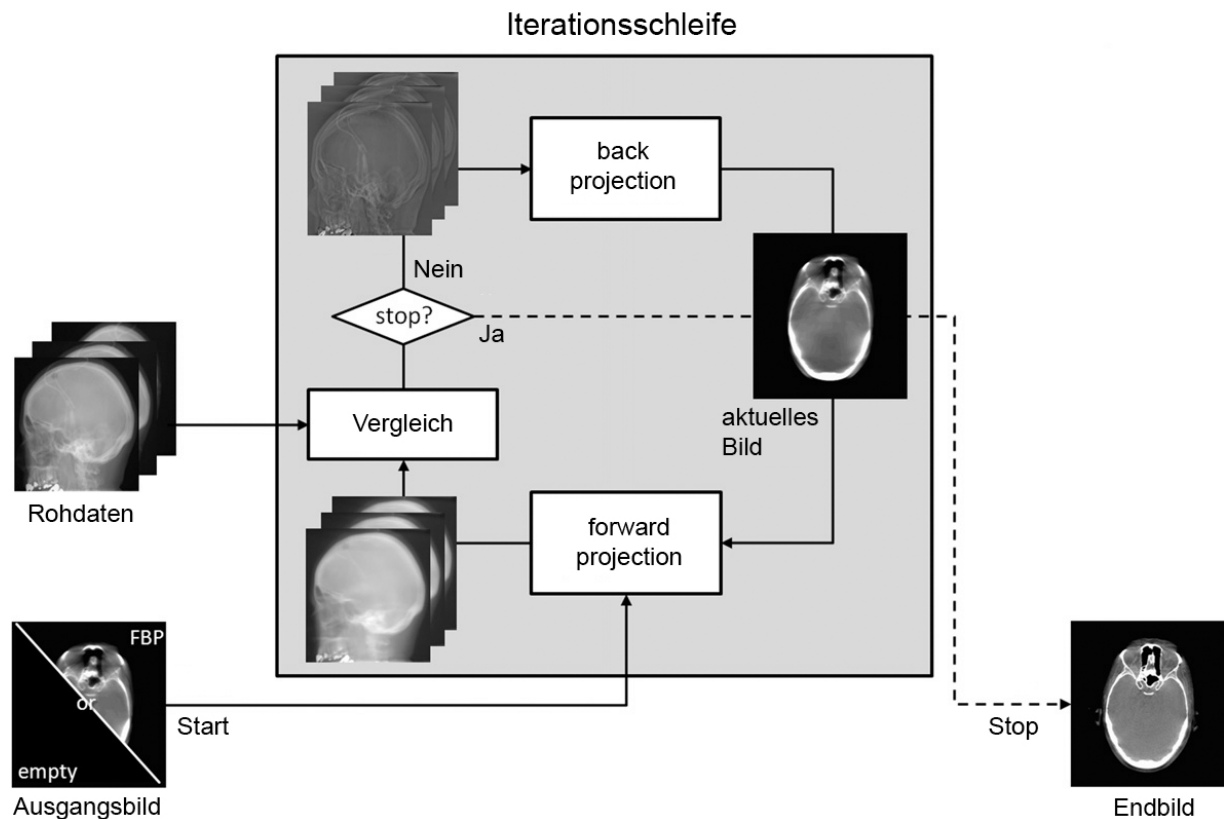
Höheres Rauschniveau, aber auch schärferer Bildeindruck bei der FBP-Rekonstruktion (links) gegenüber der Rekonstruktion mittels ASiR (rechts) bei gleicher Strahlendosis.

Abbildung: J. C. Rios et al (2011) Time resolved - 4D CT Angiography: Applications and Protocols. European Congress of Radiology 2011  
DOI-Link: <http://dx.doi.org/10.1594/ecr2011/C-2249>; abgerufen am 27. Juli 2015 15:29 Uhr

### 3.2.2.2 Iterative Rekonstruktionsverfahren

Ausgehend von den Rohdaten, derer sich iterative Rekonstruktionsmethoden bedienen, wird ein Ausgangsbild aufgrund einer Annahme der Dichteverteilung erstellt. Aus diesem werden synthetische Projektionsdaten berechnet und mit den Rohdaten verglichen. Jetzt wird das ursprüngliche Ausgangsbild mit Hilfe einer auf dem Vergleich mit den Rohdaten basierenden berechneten Korrektur verbessert. Dieser Vorgang wiederholt sich und dauert so lange bis ein definiertes Abbruchkriterium, eine gewünschte Übereinstimmung erreicht ist. Jede Wiederholung dieses Vorgangs (Iteration) korrigiert Fehler in der Abbildung und

reduziert das Bildrauschen. Das Bildrauschen ist in diesem Verfahren von der räumlichen Auflösung entkoppelt<sup>32</sup> (vgl. Abbildung 8).



**Abbildung 8 Iterationsschleife**

Ausgehend von einem FBP-Bild oder einem leeren Bild werden durch Voraussage unter Einbeziehung bestimmter Informationen (je nach Algorithmus) künstliche Rohdaten erstellt. Der Vergleich findet mit den ursprünglich gemessenen Rohdaten statt. Wenn das definierte Stopp-Kriterium (Übereinstimmungsgrad) nicht erreicht ist, wird ein korrigiertes Bild erstellt, das dann zu einem Volumenbild gerechnet wird. Die Schritte beginnen von vorne und die Schleife dauert so lange, bis das Stopp-Kriterium erfüllt ist und ein endgültiges Bild erstellt wird.

Abbildung modifiziert nach Beister M (2012) Iterative reconstruction methods in X-ray CT. Physica Medica 28(2):96

### 3.2.2.2.1 Adaptive Statistische iterative Rekonstruktion, ASiR

Der Adaptive Statistische iterative Rekonstruktionsalgorithmus (ASiR, GE Waukesha, WI) modelliert ausschließlich anhand der photonen-statistischen und elektronischen Rausch-Informationen des Gerätes, was dazu führt, dass der Rechenaufwand geringer ist als bei Einbeziehung der optischen Information. Somit geschieht die

Rekonstruktion zügig<sup>25</sup>. Durch diese Modellierung des Ausgangsbildes unterdrückt ASiR das Rauschen des Bildes wirksam<sup>33</sup>.

Bei gleichbleibender Strahlendosis verbessert sich somit die Bildqualität oder es kann bei gleichbleibender Qualität die Dosis um bis zu 40% reduziert werden (Herstellerangabe GE Healthcare). In vielen verschiedenen Studien wurde die Dosisreduktion durch ASiR bei der CT von verschiedenen Körperregionen bereits belegt: Flicek et al untersuchten die CT-Kolographie und kamen auf eine mögliche Reduktion der Strahlendosis von 50%<sup>34</sup>, bei der CT-Untersuchung des Thorax wurde eine bessere Bildqualität bei niedrigerer Dosis für ASiR gegenüber FBP nachgewiesen<sup>35</sup> und in der abdominalen Computertomographie wurde das Bildrauschen bei niedrigerer Dosis gegenüber FBP signifikant gesenkt<sup>36,37</sup>.

Da die reine Anwendung von ASiR zwar zu einer sehr wirksamen Rauschunterdrückung führt, darunter aber der Kontrast zwischen den verschiedenen dargestellten Geweben leidet<sup>38</sup>, wird bei der Rekonstruktion eine Mischung aus ASiR- und FBP-Bildern (filtered back projection, gefilterte Rückprojektion) verwendet. Das Verhältnis von iterativ rekonstruierten zu den Rückprojektions-Bildern kann dabei variiert werden. In dieser Studie wurden Rekonstruktionen mit dem Verhältnis von 60% ASiR- zu 40% FBP-Bildern gewählt, um einen Mittelweg zwischen Vor- und Nachteilen der beiden Algorithmen zu gehen (vgl. Kapitel 3.4 Datenerhebung).

### **3.2.2.2.3 Modellbasierte iterative Rekonstruktion, MBIR**

Die modellbasierte iterative Rekonstruktion (Model-based iterative Reconstruction, MBIR, VEO, GE Healthcare) ist, wie auch ASiR ein iterativer Rekonstruktionsalgorithmus, der aber gänzlich auf FBP-Anteile verzichtet und somit ein geringeres Rauschen der Bilder (Noise) ermöglicht. MBIR ist eine

Weiterentwicklung von ASiR und analysiert den Röntgenstrahl mehrmals und wägt jeden Datenpunkt ab, sodass der Einfluss des Rauschens geringer wird und somit eine genauere Rekonstruktion möglich wird. MBIR bezieht nicht nur die photonenstatistischen Informationen und das elektronische Rauschen des Gerätes mit ein, sondern auch die optischen Informationen des Geräts wie die Größe jeder einzelnen Detektorzelle, die Dimensionen des Brennflecks (focal spot) und die Form und Größe jedes Bild-Voxels. Daher ist MBIR ein mathematisch sehr komplizierter und aufwändiger Algorithmus, der zudem mit mehreren Iterationen und Modellen arbeitet. Dieser zusätzliche Rechenaufwand schlägt sich gegenüber ASiR und FBP in der verlängerten Rekonstruktionszeit nieder<sup>25</sup>.

Diesem erhöhten Rechenaufwand gegenüber steht die in diversen Studien belegte Bildverbesserung: In der CT-Angiographie erkannten Machida et al eine signifikante Verbesserung durch MBIR gegenüber FBP und ASiR<sup>39</sup>. Auch in der abdominalen CT kamen verschiedene Studien im Vergleich mit FBP und / oder ASiR zu besseren Ergebnissen für MBIR<sup>40,41,42,43</sup>.

Aus der besseren Bildqualität könnte im Umkehrschluss eine niedrigere Dosis resultieren und gleichzeitig die Bildqualität auf dem gleichen Niveau bleiben. Diesen Ansatz verfolgten beispielsweise Shuman et al. und kamen zu dem Schluss, dass MBIR gegenüber ASiR in der Leber-CT eine Dosisreduktion um 59% erlaubt, ohne dass die Darstellung von Pathologien oder die Bildqualität leiden<sup>44</sup>. Katsura et al. prüften in der Thorax-CT eine Dosisreduktion in Bezug auf die Darstellung von Knoten in der Lunge und kamen auf eine Reduktion von fast 80%, ohne dabei die Darstellung zu gefährden<sup>45</sup>. Ähnliche Ergebnisse zeigt eine andere Studie mit ähnlichem Ansatz: mehr als 70% Dosisreduktion bei der Thorax-CT gegenüber FBP<sup>46</sup>.



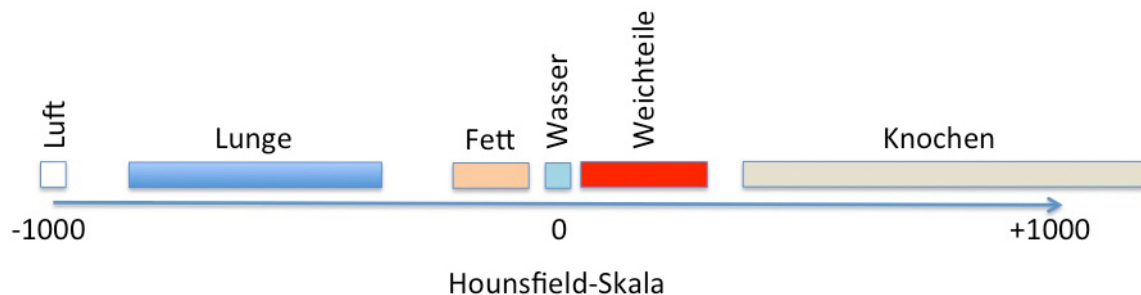
Die Ergebnisse dieser Studien unterstreichen das große Potenzial von MBIR im Sinne des Strahlenschutzes und der Patientensicherheit.

### 3.2.3 Messmethoden

Ein CT-Bild besteht aus einzelnen Pixeln bzw. dessen dreidimensionalen Äquivalentes, dem Voxel. Durch Multiplikation eines Pixels mit der Rekonstruktions-Schichtdicke erhält man einen Voxel. Jeder Voxel erhält durch die Rekonstruktion einen Wert für seine Dichte. Dieser Wert wird aus dem linearen Schwächungskoeffizienten  $\mu$  errechnet und in Hounsfield-Einheiten (HE, Hounsfield-Units, HU) angegeben:

$$HE = (1000 \times \mu_{\text{Objekt}} - \mu_{\text{Wasser}}) / \mu_{\text{Wasser}}$$

Die Hounsfield-Skala ordnet die Dichtewerte grob ein. Definitionsgemäß ist der Wert für Luft -1000 HE und der für Wasser 0 HE<sup>47</sup> (vgl. Abbildung 9).

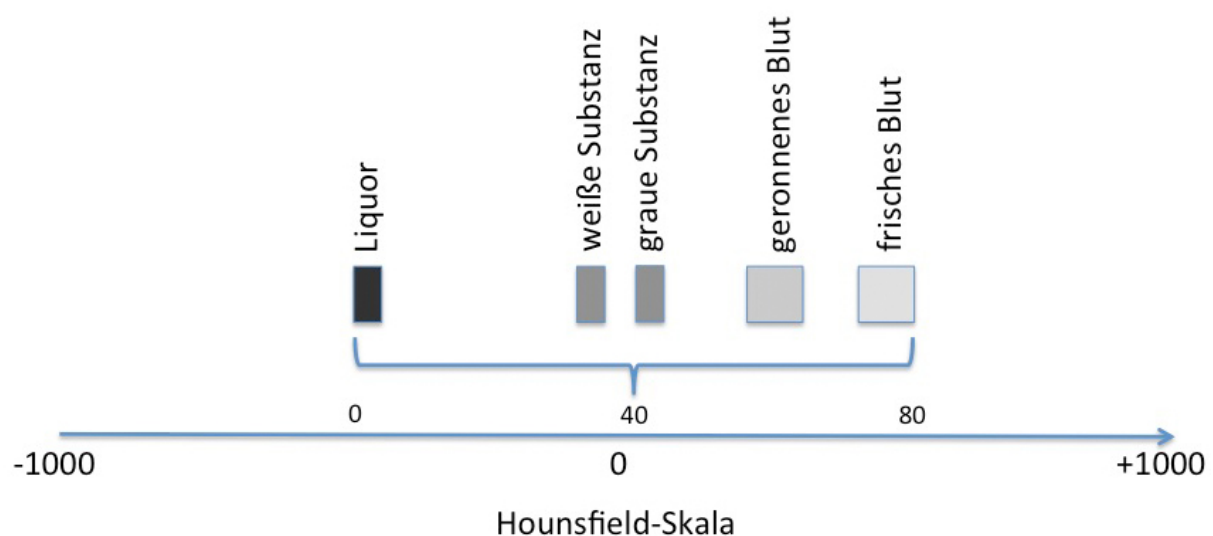


#### Abbildung 9 Hounsfield-Skala mit charakteristischer Werteverteilung

Die Werte der Hounsfield-Skala reichen von -1000 bis über 1000 Hounsfield-Einheiten. Skala-definierende Werte: -1000 für Luft und 0 für Wasser. Charakteristische Werte für bestimmte Gewebe sind exemplarisch eingefügt. Alle Werte sind in Hounsfield-Einheiten (HU) angegeben.

Jedem einzelnen Dichtewerten wird jeweils eine Graustufe zugeordnet. Der Mensch kann bei der Betrachtung deutlich weniger verschiedene Grautöne voneinander abgrenzen als es Dichtewerte auf der Hounsfield-Skala gibt. Um es zu ermöglichen, dass das jeweilige Gewebe von Interesse auch differenziert beurteilt werden kann,

gibt es bei der Darstellung der CT-Bilder die Fenstereinstellungen. Diese Fensterung bewirkt, dass beispielsweise ausschließlich für die Lunge oder die Weichteile spezifische Dichtewerte in Graustufungen dargestellt werden. Alle Werte außerhalb des ausgewählten Dichtewertbereichs werden als schwarz (unterhalb) oder weiß (oberhalb) angezeigt<sup>47</sup>. Für die Befundung der Schädel-CT sind das Knochenfenster bei der Frage nach Frakturen und das Gehirnfenster bei der Frage nach intrakraniellen Pathologien relevant. In den in dieser Studie benutzten Einstellungen für das Gehirnfenster liegt das Zentrum des Fensters bei 40 Hounsfield-Einheiten (HU) und die Breite beträgt 80 HU. Somit werden Dichtewerte zwischen 0 und 80 HU in voneinander abgrenzbaren Graustufen angezeigt (vgl. Abbildung 10).



**Abbildung 10 Gehirnfenster**

Hounsfield-Skala mit Ausschnitt des Gehirnfensters (Zentrum 40 HU, Breite 80 HU). Alle Werte in der Abbildung sind in Hounsfield-Einheiten (HU) angegeben.

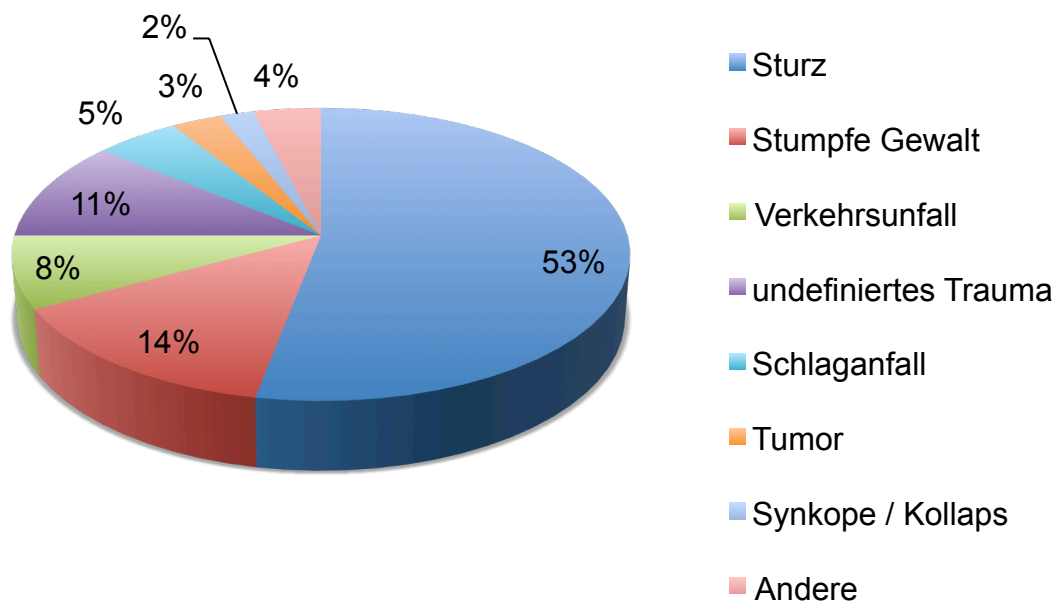
Um einen Dichtewert exakt zu bestimmen, gibt es in den jeweiligen Anzeigeprogrammen die Möglichkeit der Messung. Entweder in als sogenannte „region of interest“ (ROI, zweidimensional) oder dreidimensional als „volume of interest“ (VOI). Das Programm gibt dann für den jeweiligen Messbereich den Mittelwert und die Standardabweichung der Dichte in Hounsfield-Einheiten an. So

kann beispielweise bei einer unklaren Raumforderung eine Zyste von einem soliden Tumor sicher unterschieden werden. Im Fall dieser Studie wurden die gemessenen Mittelwerte und Standardabweichungen zur quantitativen Beurteilung der Bilder an einer Advantage Workstation Volume Share 5 (GE Healthcare, Waukesha, WI) gemessen.

### **3.3 Patientenkollektiv**

Die 100 in die Studie aufgenommenen Personen, bei denen medizinisch indizierte native (ohne Kontrastmittel) Computertomographie-Untersuchungen des Schädels (native CCT) durchgeführt wurden, sind in der Chirurgischen Klinik der Universität München, Campus Innenstadt, zwischen Januar und März 2013 in der klinischen Routine rekrutiert worden. Dabei handelte es sich um 48 weibliche und 52 männliche Personen zwischen 20 und 91 Jahren (Durchschnittsalter: 54 Jahre). Von ursprünglich 108 Patienten wurden acht aufgrund von Bewegungsartefakten ausgeschlossen. Personen unter 18 Jahren und Personen mit schweren Schädelverletzungen wurden nicht in die Studie aufgenommen.

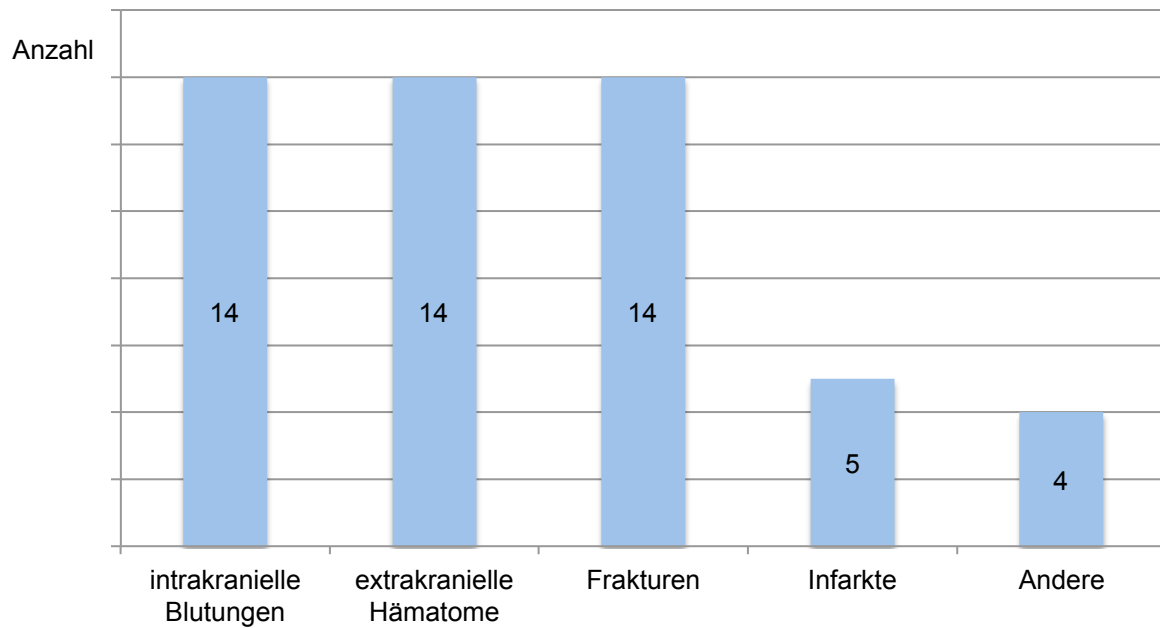
Bei allen Patienten lag eine medizinische Indikation für die Untersuchung vor. Im Detail handelte es sich bei den Indikationen um Stürze (n = 53), Einwirkungen von stumpfer Gewalt (n = 14), Verkehrsunfälle (n = 8), undefinierte Traumata (n = 11), Schlaganfälle (n = 5), Tumoren (n = 3), Synkopen (n = 2) und Andere (n = 4). Der hohe Anteil an traumatischen Krankheitsbildern ist mit der Selektion der Patienten, die durch die Fachrichtung der Klinik (Klinik für Allgemeine, Unfall-, Hand- und Plastische Chirurgie der Universität München, Campus Innenstadt) verursacht wird, zu erklären.



**Abbildung 11 Demographische Patientendaten I**

Prozentuale Verteilung der Indikation für die CT-Untersuchung innerhalb des Patientenkollektivs

Bei dem Großteil der Untersuchungen war im CCT keine Pathologie festzustellen ( $n = 60$ ). Bei den Übrigen ( $n = 40$ ) wurden intrakranielle Blutungen ( $n = 14$ ), extrakranielle Hämatome ( $n = 14$ ), Frakturen ( $n = 14$ ), Infarkte ( $n = 5$ ) und andere Befunde ( $n = 4$ ) erhoben. Teilweise wurden mehrere Pathologien bei ein und derselben Untersuchung gefunden. So ist die Anzahl Untersuchungen mit Pathologien ( $n = 40$ ) ungleich der Gesamtzahl gefundener Pathologien ( $n = 51$ ).



**Abbildung 12 Demographische Patientendaten II: Anzahl gefundener Pathologien**

Teilweise wurden mehrere Pathologien bei ein und derselben Untersuchung gefunden. So ist die Anzahl Untersuchungen mit Pathologien ungleich der Gesamtzahl gefundener Pathologien.

Jeder Patient wurde ausschließlich Untersuchungen unterzogen, die medizinisch indiziert waren. Es wurden keine weiteren Untersuchungen zu Studienzwecken durchgeführt.

### 3.4 Datenerhebung

Bei diesem klinisch prospektiven Studiendesign wurde nur das Ergebnis der Rohdatenverarbeitung an Hand zweier verschiedener Rekonstruktionsalgorithmen miteinander verglichen. Die Strahlendosis der Untersuchung zur Erhebung der Rohdaten wurde zur Sicherstellung der diagnostischen Bildqualität gegenüber dem Standardprotokoll des Instituts für klinische Radiologie der Universität München, Campus Innenstadt, nicht reduziert. Eine Dosisreduktion hätte Bilder mit im Vorhinein unklarer Diagnosequalität zur Folge, da bisher das Potenzial der Rekonstruktion mittels MBIR in der Computertomographie des Schädels nicht hinreichend bewiesen

ist. Wie schon erwähnt spielt die zuverlässige Befundung der Schädel-CT-Bilder eine wichtige Rolle bei der Patientenversorgung und -sicherheit.

Für die Studie wurden routine- und / oder notfallmäßig entstandene Untersuchungsdaten verwendet. Diese Rohdaten wurden an einem 64-Zeilen-Computertomographen vom Modell CT750HD Discovery (GE Healthcare, Waukesha, WI) ermittelt. Die Gantry wurde dabei so zum auf dem Rücken liegenden Patienten gekippt, dass der Strahlengang parallel zur Schädelbasis lief.

Das Standard-Untersuchungsprotokoll des Instituts für klinische Radiologie der Universitätsklinik LMU München für eine CCT-Untersuchung umfasst folgende Einstellungen: 120 kV Röhrenspannung, 50-260 mAs Röhrenstrom, 20 mm Detektor-Kollimation und einen Pitchfaktor<sup>48</sup> von 0,984 für sequentielle Bildakquisition (vgl. Tabelle 1). Diese Werte basieren auf den Leitlinien für Qualitätskriterien in der Computertomographie<sup>17</sup>. Die Röhrenstromstärke wurde an die patientenspezifischen Schwächungswerte in der Übersichtsaufnahme zur Untersuchungsplanung (auch Topogramm, Scanogramm oder Scout-View genannt) anhand der Herstellerempfehlung und gleichzeitig automatisch durch den vorgegebenen Noise Index (NI) von 50 angepasst<sup>49</sup>. Der Noise Index ist ein dimensionsloses Maß für die maximal erlaubte Standardabweichung in Hounsfield-Einheiten [HU] in einem Wasserphantom und somit maßgeblich für das letztendliche Rauschen und die Bildqualität<sup>50</sup>. Die Schichtdicke der Rohdatenaufnahme betrug 0,625 mm. Der Standardaufnahmemodus für einzeln aufgenommene Schädel-CT am Institut für klinische Radiologie der Universität München, Campus Innenstadt ist die sequenzielle, also schichtweise, Datenakquisition. Berechnet wurden die Bilder aus den Rohdatensätzen mit Hilfe zweier verschiedener iterativer Rekonstruktionsalgorithmen. Als Referenz erfolgte die Berechnung mit dem

Standard-Algorithmus ASiR. Gewählt wurde eine Mischung aus 60% ASiR- und 40% FBP-Bildern. Eine Erhöhung der ASiR-Anteile bei weniger Rauschen bedeutet gleichzeitig ein Verschwimmen der Strukturen<sup>38,51</sup>. Daher wurde dieser Anteil an ASiR- und FBP-Bildern als Kompromiss zwischen Rauschen und Schärfe gewählt. Zum Vergleich wurden dieselben Datensätze per MBIR rekonstruiert. Die Berechnung mittels MBIR erfolgt gänzlich ohne FBP-Bilder-Anteil.

Die Rekonstruktionszeiten wurden zum Vergleich bei beiden Berechnungsalgorithmen mit einer Stoppuhr gemessen, um die folgende Hypothese zu überprüfen.

**Nullhypothese:** Es besteht kein Unterschied zwischen MBIR und ASiR bezüglich der gemessenen Zeiten für die Bildrekonstruktion.

**Alternativhypothese:** Es besteht ein Unterschied zwischen MBIR und ASiR bezüglich der gemessenen Zeiten für die Bildrekonstruktion.

In beiden Fällen wurden die Datensätze nach der Rekonstruktion jeweils in Schichtdicken von 2,5 mm axial, coronar und sagittal multiplanar reformatiert<sup>17,52</sup>. Die ASiR-Serien wurden unabhängig von der Studie der klinischen Bewertung zugeführt.

Bevor die quantitativen und qualitativen Bewertungen im Rahmen der Studie stattfanden, wurden die rekonstruierten und reformatierten Serien kopiert, anonymisiert und die Information des Rekonstruktionsalgorithmus gelöscht, um eine Verblindung der qualitativen Beurteilung zu gewährleisten.

**Tabelle 1 Untersuchungsparameter**

Röhrenspannung	120 kV	Maximale Beschleunigungsspannung, nimmt Einfluss auf die Wellenlänge der Röntgenstrahlung und somit auf die Energie und die „Härte“ des Röntgenstrahls (je höher die Spannung, desto höher die Energie / desto härter) <sup>47</sup>
Röhrenstromzeitprodukt	50 – 260 mAs	Produkt aus Röhrenstrom und Belichtungszeit, die applizierte Dosis ist linear abhängig vom Röhrenzeitstromprodukt. Die Modulation des Röhrenstroms erfolgt nach Berechnung anhand der im Übersichtsscan registrierten Schwächungswerte (vgl. Noise Index in dieser Tabelle)
Detektor-Kollimation	20 mm	Lichtes Blendenmaß vor dem Detektor, verhindert Detektion von Streustrahlung
Noise Index	50 HU	Der Noise Index ist ein Maß für das maximale Rauschen angegeben in Hounsfield-Einheiten. Nach einem Übersichtsbild in a.p.-Richtung oder von lateral (scout-image) ohne rotierende Röhre zur Planung der Untersuchung modelliert das CT-Gerät den Röhrenstrom je nach Strahlungsdämpfung des zu durchleuchtenden Gewebes anhand eines proprietären Algorithmus des Herstellers (General Electric Healthcare, Waukesha, WI) für jede Gantry-Umdrehung. So reduziert das Gerät automatisch die Strahlungsdosis <sup>53,54</sup> .
Pitch-Faktor (P)	0,984	Dimensionsloses Verhältnis von Tischvorschub zu Kollimierung mal Schichtdicke ( $P = d / (M * S)$ ) (wobei: d = Tischvorschub pro 360° Röhrenumdrehung, M = Zahl der gleichzeitig erfassten Detektorzeilen (Strahlkollimierung), S = gewählte Schichtdicke)  Übliche Werte: 0,5 – 2, Werte < 1 werden für hochauflösende Aufnahmen verwendet <sup>2</sup>
Schichtdicke	0,625 mm	Bestimmt die Auflösung in z-Richtung



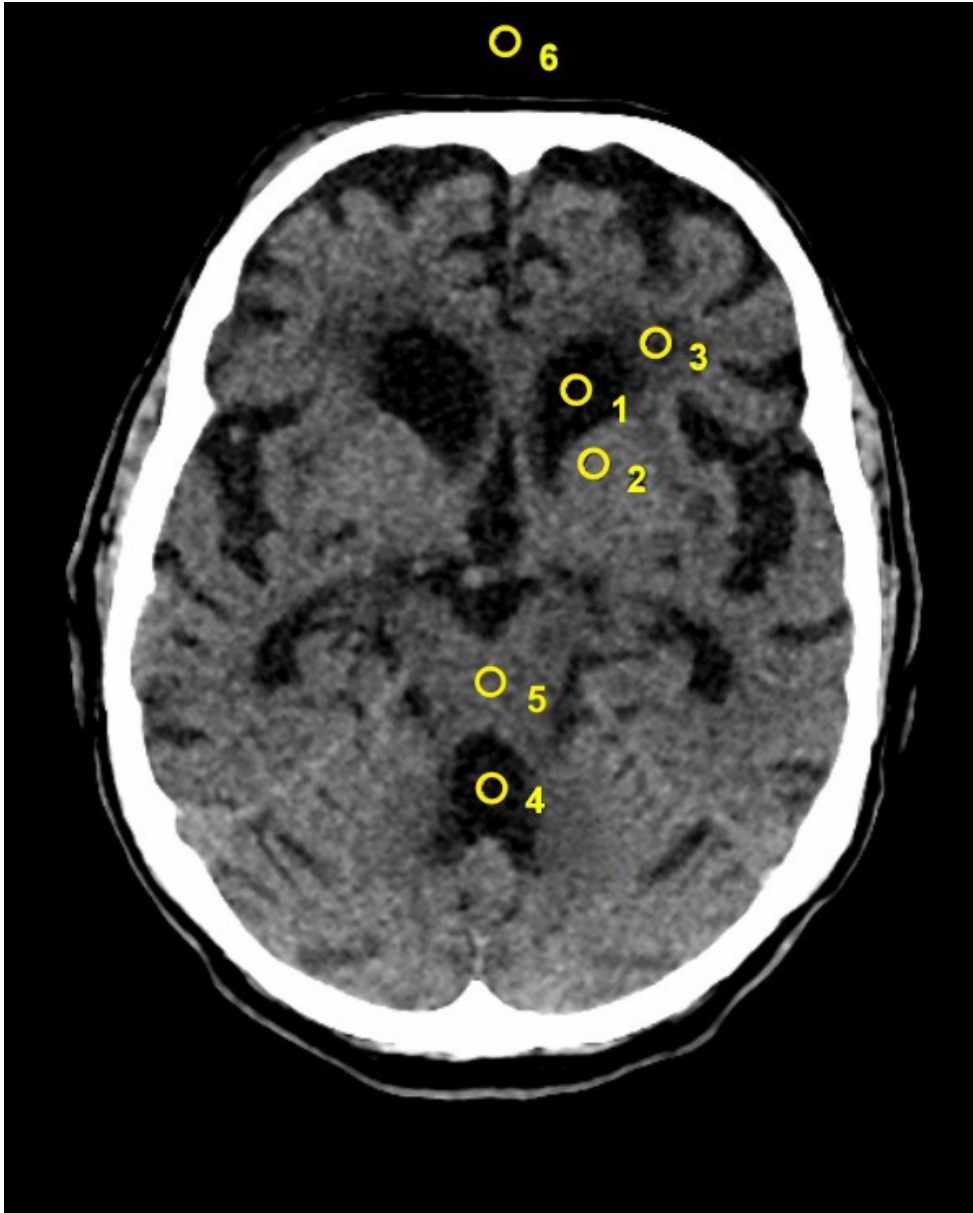
### **3.5 Strahlendosis**

Der Dosis-Parameter wurde als Dosis-Längen-Produkt (dose-length-product, DLP, [mGy x cm]) dokumentiert. Die effektive Dosis (effective dose, [mSv]) wurde aus dem Dosis-Längen-Produkt berechnet. Dazu wurde das DLP mit dem für die sequenzielle Computertomographie-Untersuchung des Schädels spezifischen Konversionsfaktor nach ICRP 103 von 0,0019 mSv / (mGy x cm) multipliziert<sup>55,56</sup>.

### **3.5 Beurteilung**

#### **3.5.1 Quantitative Beurteilung**

Um eine quantitative Beurteilung der beiden Rekonstruktionsverfahren zu ermöglichen, wurden an einer Advantage Workstation AW Volume Share 5 (GE Healthcare, Waukesha, WI) in beiden synchronisierten axialen Serien (ASiR und MBIR) jeweils die mittleren Dichtewerte (MW, in Hounsfield-Einheiten [HU]) und Standardabweichungen (SD, [HU]) kugelförmiger Messvolumina (Volume of interest, VOI) mit 5 mm Durchmesser platziert. Die Messorte in den MBIR- und ASiR-Serien waren der Liquor im linken Seitenventrikel und dem vierten Ventrikel, die weiße Substanz der Pons und des Frontallappens, die graue Substanz des linken Nucleus caudatus sowie die Luft präfrontal. Die Trennung zwischen supra- (Frontallappen und Seitenventrikel) und infratentoriellen (vierter Ventrikel und Pons) Messorten erfolgte, um der Tatsache Rechnung zu tragen, dass infratentoriell häufiger Artefakte auftreten als supratentoriell. Die präfrontale Dichtemessung der Luft hat den Sinn, Einflussfaktoren durch Gegenstände zu minimieren, da dieser Punkt am weitesten von der Patientenliege und der Kopfschale entfernt ist (vgl. Abbildung 13).



**Abbildung 13 Messorte exemplarisch**

Die Messorte für Mittelwerte (MAV) und Standardabweichung (SD) im Überblick: (1) linker Seitenventrikel; (2) Nucleus caudatus (3) Frontallappen (4) 4. Ventrikel (5) Pons (6) Luft präfrontal. Anders als hier im Beispiel lagen die Messpunkte bei der praktischen Messung nicht zwangsweise in den gleichen Schichten.

In 56 von 100 Fällen musste der Durchmesser der VOI aufgrund enger Liquorräume auf bis zu 3 mm reduziert werden. Trotz dieser Verkleinerung beinhalteten alle Volumes of interest (VOI) immer über 10 Voxel. Signal-to-noise ratio (SNR) und Contrast-to-noise ratio (CNR) wurden anhand der gemessenen Werte berechnet.

Das Verhältnis Signal zu Rauschen (SNR) ist der Quotient aus dem durchschnittlichen Dichtewert (mean attenuation value, MAV) des jeweiligen Volume of interest (VOI) und dessen Standardabweichung (standard deviation, SD):

$$\text{SNR} = \text{MAV}_{\text{VOI}} / \text{SD}_{\text{VOI}}$$

Die SNR ist ein dimensionsloser Parameter, der eine Aussage bezüglich der Unterscheidung eines Bildsignals gegenüber dessen Rauschen aussagt. Je stärker das Signal bzw. je geringer das Rauschen ist, desto größer ist die SNR. Die SNR ist somit ein Maß für die quantitative technische Qualität des rekonstruierten Bildsignals.

Die ebenfalls dimensionslose Contrast-to-noise ratio wird im Fall dieser Studie folgendermaßen berechnet:

$$\text{CNR} = (\text{MAV}_1 - \text{MAV}_2) / \text{SD}_{\text{Luft}}$$

Die Standardabweichung der Luft wird herangezogen, weil Luft eine sehr homogene Struktur ist und so das Rauschen der Luft am ehesten dem Hintergrundrauschen entspricht. Die CNR sagt aus wie sehr sich der Signalunterschied (Kontrast) zweier Strukturen vom Hintergrundrauschen abhebt (Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis). Je höher also die CNR ist, desto besser lässt sich eine Struktur von der anderen abgrenzen. Ein Blick auf die Berechnungsformel der CNR zeigt, dass entweder der Kontrast ( $\text{MAV}_1 - \text{MAV}_2$ ) erhöht oder das Hintergrundrauschen ( $\text{SD}_{\text{Luft}}$ ) reduziert werden muss, um eine hohe CNR zu erhalten. Die CNR ist somit ein Maß für die quantitative (diagnostische) Qualität des rekonstruierten Bildes.

Da identische Rohdatensätze verwendet wurde, sind Unterschiede zwischen den Vergleichsgruppen MBIR und ASiR bezüglich SNR und CNR auf die Rekonstruktionsalgorithmen zurückzuführen. Folglich ist ausschließlich der jeweilige

Berechnungsalgorithmus für höhere oder niedrigere Werte für SNR und CNR verantwortlich.

Vor der statistischen Prüfung der quantitativen Beurteilung wurde folgende Hypothese aufgestellt:

**Nullhypothese:** Es besteht kein Unterschied zwischen MBIR und ASiR bezüglich der aus den gemessenen MAV- und SD-Werten berechneten SNR- und CNR-Werten in der quantitativen Auswertung.

**Alternativhypothese:** Es besteht ein Unterschied zwischen MBIR und ASiR bezüglich der aus gemessenen MAV- und SD-Werten berechneten SNR- und CNR-Werten in der quantitativen Auswertung.

Die Überprüfung der oben stehenden Nullhypothese wurde mittels ANOVA durchgeführt. Hierbei handelt es sich um eine einfaktorielle Varianzanalyse, die den Einfluss einer unabhängigen Variablen (Faktor), in diesem Fall der Rekonstruktionsalgorithmus, auf eine Zufallsvariable, in diesem Fall die aus den gemessenen MAV- und SD-Werten berechneten SNR- und CNR-Werte, auf Signifikanz prüft. Für zwei Faktorstufen (ASiR und MBIR) ist die Varianzanalyse ein Äquivalent zum t-Test. Die hierbei aufgestellte Nullhypothese besagt, dass es keinen Unterschied zwischen den Erwartungswerten gibt. Die Alternativhypothese besagt dabei, dass zwischen den beiden Ausprägungen ein Unterschied besteht. Die Wahrscheinlichkeit für Fehler 1. Art (zufälliger Fehler) wird mit dem p-Wert angegeben.

### 3.5.2 Qualitative Beurteilung

Die qualitative Beurteilung wurde von zwei erfahrenen Radiologen (zwei und vier Jahre Erfahrung in notfallradiologischer CT-Befundung) des Instituts für klinische Radiologie der Universität München, Campus Innenstadt, in einem bezüglich der Rekonstruktionsverfahren verblindeten und bezüglich der Patientendaten anonymisierten Verfahren unabhängig voneinander durchgeführt.

Die Bewertung wurde aufgeteilt in die Darstellung der einzelnen anatomischen Strukturen und die allgemeine Bildqualität.

Die zu beurteilenden Strukturen wurden anhand ihres Gewebes und ihrer anatomischen Region in vier Gruppen eingeteilt: Liquor, Graue und weiße Hirnsubstanz, Basalzisterne und Kleinhirn (vgl. Tabelle 2).

**Tabelle 2 Gruppeneinteilung: Anatomische Regionen**

LIQ	GWS	BZ	KH
- Subarachnoidalraum	- Basalganglien	- Basalzisterne	- Kleinhirn
- Ventrikelsystem	- Differenzierung graue und weiße Substanz	- Sinus cavernosus - Arteria cerebri media	- Pons - Medulla oblongata - Arteria basilaris

\* Abkürzungen: LIQ = Liquor; GWS = Differenzierung graue und weiße Substanz; BZ = Basalzisterne; KH = Kleinhirn

Im Sinne der Leitlinien für Qualitätskriterien in der Computertomographie wurde das Hauptaugenmerk der qualitativen Bewertung auf die Darstellung des Subarachnoidalraumes und der Basalganglien, der Differenzierung von weißer und grauer Hirnsubstanz und der Darstellung der Kleinhirnlappen gelegt<sup>17</sup>.

Die allgemeine Bildqualität im Bezug auf den Einfluss der Artefakte wurde jeweils anhand einer Fünf-Punkte-Skala von 0 (= Inakzeptabel) bis 4 (= Exzellent) bewertet (vgl. Tabelle 3)<sup>57</sup>.

**Tabelle 3 Qualitative Auswertung: 5-Punkte-Skala**

Bilddarstellung / Darstellung anatomischer Strukturen			
Punkte	Qualität	Erklärung	Beispiel
0	Inakzeptabel	Bildqualität ist für die Diagnostik nicht geeignet	Verzerrte oder Verschwommene Darstellung der anatomischen Strukturen
1	Unterdurchschnittlich	Grundsätzliche Diagnostik ist eingeschränkt möglich	Definierbare anatomisch Strukturen, mehr von Rauschen überlagert als üblich
2	Durchschnittlich	Grundsätzliche Diagnostik ist möglich	Definierbare anatomische Strukturen, übliches Rauschen
3	Überdurchschnittlich	Mehr als die grundsätzliche Diagnostik möglich	Scharfe und homogene Darstellung anatomischer Strukturen, Rauschen deutlich geringer als üblich
4	Exzellent	Optimale Bildqualität ohne erkennbare Einschränkungen durch die Bildberechnung	Detaillierte Darstellung anatomischer Strukturen
Allgemeine Bildqualität / Einfluss der Artefakte			
Punkte	Qualität	Erklärung	Beispiel
0	Inakzeptabel	Bildqualität ist für die Diagnostik nicht geeignet	Verzerrte Darstellung oder vollständige Überlagerung von anatomischen Strukturen durch Artefakte
1	Unterdurchschnittlich	Grundsätzliche Diagnostik ist eingeschränkt möglich	Bedeutende Überlagerung von anatomischen Strukturen durch Artefakte
2	Durchschnittlich	Grundsätzliche Diagnostik ist möglich	Teilweise Überlagerung von anatomischen Strukturen durch Artefakte
3	Überdurchschnittlich	Mehr als die grundsätzliche Diagnostik möglich	Vernachlässigbare Artefakte und Rauschen
4	Exzellent	Optimale Bildqualität ohne erkennbare Einschränkungen durch die Bildberechnung	Keine Artefakte erkennbar

Vor der statistischen Untersuchung wurden folgende Hypothesen aufgestellt:

**Nullhypothese:** Es besteht kein Unterschied zwischen MBIR und ASiR bezüglich der Darstellungsqualität und des Einflusses von Artefakten auf die Bildqualität in der qualitativen Auswertung.

**Alternativhypothese:** Es besteht ein Unterschied zwischen MBIR und ASiR bezüglich der Darstellungsqualität und des Einflusses von Artefakten auf die Bildqualität in der qualitativen Auswertung.

Mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests wurden die statistische Signifikanz der Unterschiede zwischen den Bewertungen der beiden Rekonstruktionsalgorithmen bezüglich Bilddarstellung und -qualität und somit auch die oben stehende Nullhypothese geprüft. Der Mann-Whitney-U-Test ist ein Rangsummentest, der zwei Stichproben unter der Annahme, dass sich die Daten in einer gemeinsamen Rangreihe gleichmäßig verteilen, wenn sich die zentrale Tendenz nicht unterscheidet, miteinander vergleicht.

Die statistischen Unterschiede zwischen den beiden bewertenden Radiologen wurden mit Hilfe der Intra-Klassen-Korrelation (ICC), einer Varianzanalyse, untersucht. Die ICC setzt intervallskalierte Daten voraus und wird zur Quantifizierung der Übereinstimmung zwischen zwei Beurteilern (Ratern) eingesetzt. Eine hohe Korrelation zwischen den Beurteilern ergibt Werte nahe 1, eine sehr geringe Korrelation ergibt Werte nahe -1. Da Reliabilitätsmaße definitionsgemäß nicht negativ sind, ergeben negative ICC-Werte 0<sup>58</sup>. Zusätzlich wurde die Korrelation von MBIR und ASiR innerhalb der Untergruppen (vgl. Tabelle 2) der anatomischen Strukturen bewertet.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Dosis und Rekonstruktionszeiten

Das Dosis-Längen-Produkt (DLP) betrug im Mittel 491,1 mGy × cm. Die daraus errechnete effektive Dosis (Dosis-Längen-Produkt multipliziert mit dem Konversionsfaktor<sup>56</sup>) der CCT-Untersuchung betrug im Mittel  $0,93 \pm 0,13$  mSv.

Die durchschnittliche Rechenzeit für die Rekonstruktion mittels ASiR lag bei  $48,5 \pm 5,0$  Sekunden. Für die Rekonstruktion mit dem MBIR-Algorithmus benötigte der Rechner  $1.920,2 \pm 112,8$  Sekunden, was  $32 \pm 1,88$  Minuten entspricht. Die Rekonstruktion per MBIR dauert somit 39,6-mal länger als die Rekonstruktion nach dem ASiR-Protokoll.

### 4.2 Quantitative Auswertung

Die Signal-to-noise ratios wurden für die einzelnen Messorte Nucleus caudatus, Seitenventrikel, Weißes Hirngewebe, Pons und 4. Ventrikel berechnet ( $SNR = MAV / SD$ ).

Die statistische Bewertung der einzelnen SNR ergab für das parenchymale Gewebe (Nucleus caudatus, Weißes Hirngewebe und Pons) um im Mittel 28,9% höhere Werte ( $p < 0,01$ ) für den modellbasierten iterativen Rekonstruktionsalgorithmus gegenüber ASiR.

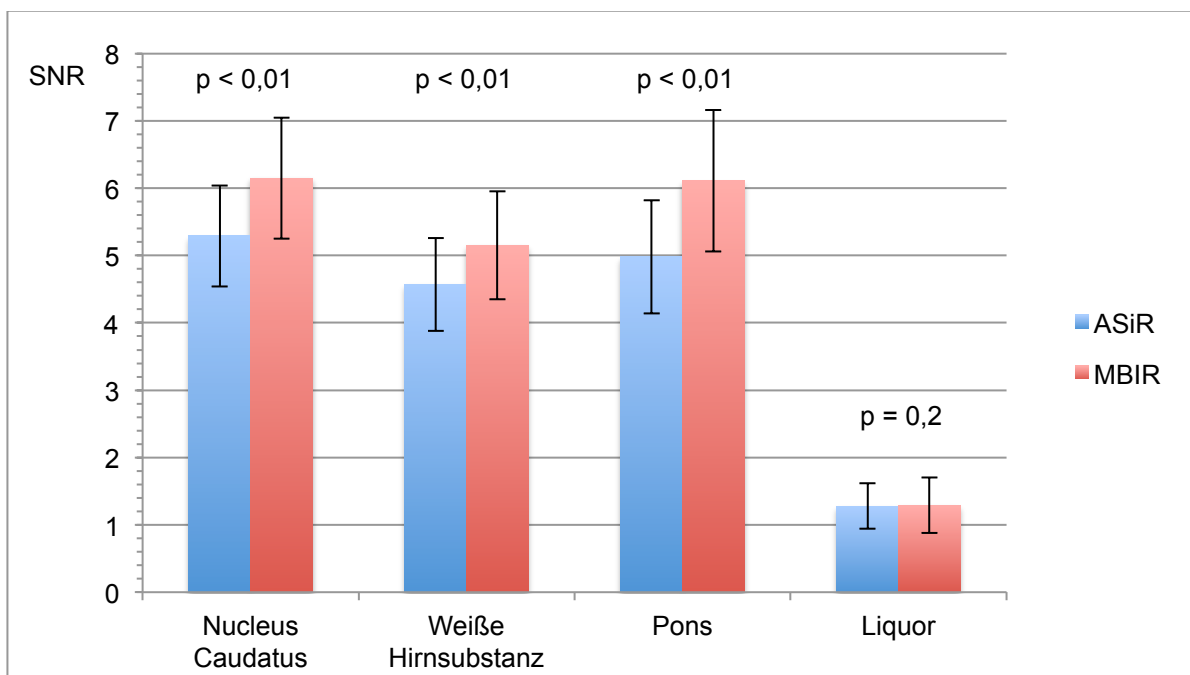
Im ventrikulären System (Liquor) war hingegen kein statistisch signifikanter Unterschied der Signal-to-noise ratios erkennbar (ASiR 1,18; MBIR 1,10;  $p = 0,2$ ) (vgl. Tabelle 4 und Abbildung 14).



**Tabelle 4 Quantitative Auswertung: Signal-to-noise ratio**

Signal-to-noise ratio (SNR)					
	NC	SV	WH	PN	4V
ASiR	5,29 ±0,75	0,95 ±0,32	4,57 ±0,69	4,98 ±0,84	1,28 ±0,34
MBIR	6,15 ±0,9	0,86 ±0,35	5,15 ±0,8	6,11 ±1,05	1,29 ±0,41

\* Abkürzungen: SNR = Signal-to-noise ratio; ASiR = Adaptive statistical iterative reconstruction; MBIR = Model-based iterative reconstruction; NC = Nucleus caudatus; SV = Seitenventrikel; WH = Weißes Hirngewebe; PN = Pons; 4V = 4. Ventrikel



**Abbildung 14 Quantitative Auswertung: Signal-to-noise ratio**

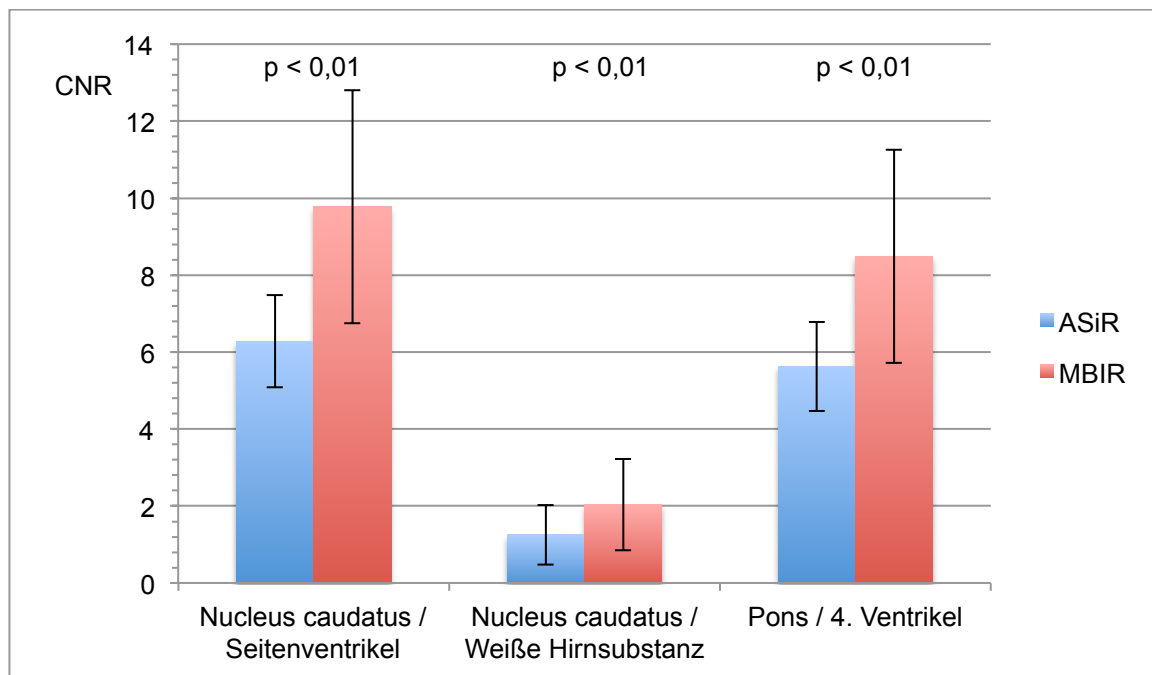
Die durchschnittlichen Signal-to-noise ratios (SNR) von Nucleus caudatus, weißer Hirnsubstanz und Pons waren mit MBIR signifikant höher als mit ASiR. Im Liquor war zwischen MBIR und ASiR kein signifikanter Unterschied feststellbar.

Der Vergleich der Contrast-to-noise ratios ( $CNR = (MAV_1 - MAV_2) / SD_{Luft}$ ), ergab einen um im Mittel 37,29% höheren Wert für MBIR gegenüber ASiR ( $p < 0,01$ ) (vgl. Tabelle 5 und Abbildung 15).

**Tabelle 5 Quantitative Auswertung: Contrast-to-noise ratio**

Contrast-to-noise ratio (CNR)			
	NC/SV	NC/WH	PN/4V
ASiR	6,28 ±1,2	1,25 ±0,78	5,63 ±1,16
MBIR	9,78 ±3,03	2,04 ±1,19	8,49 ±2,77

\* Abkürzungen: CNR = Contrast-to-noise ratio; ASiR = Adaptive statistical iterative reconstruction; MBIR = Model-based iterative reconstruction; NC = Nucleus caudatus; SV = Seitenventrikel; WH = Weißes Hirngewebe; PN = Pons; 4V = 4. Ventrikel



**Abbildung 15 Quantitative Auswertung: Contrast-to-noise ratio**

Die durchschnittlichen Contrast-to-noise ratios (CNR) für Nucleus caudatus / Seitenventrikel, für Nucleus caudatus / Weiße Hirnsubstanz (Differenzierung graue / weiße Substanz), für Pons / 4. Ventrikel. In allen Bereichen war die CNR mit MBIR signifikant höher als mit ASiR

## 4.3 Qualitative Auswertung

### 4.3.1 Darstellungsqualität anatomischer Strukturen

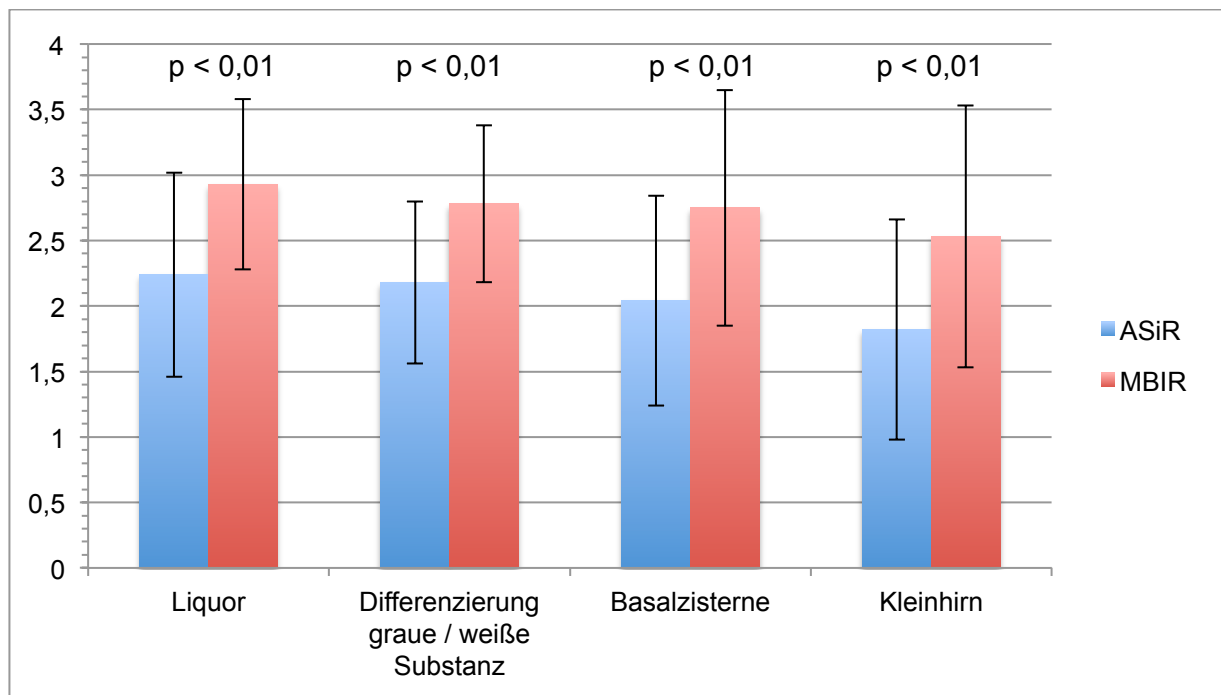
Die Beurteilung der Abgrenzbarkeit anatomischer Strukturen wurde von zwei erfahrenen Radiologen anhand der festgelegten 5-Punkte-Skala (0 = Inakzeptabel; 1 = Unterdurchschnittlich; 2 = Durchschnittlich; 3 = Überdurchschnittlich; 4 = Exzellent) (vgl. Tabelle 3) durchgeführt. Die statistische Auswertung der Bewertungen ergab für MBIR ein signifikant besseres Ergebnis als für ASiR (Median für MBIR: 3 = Überdurchschnittlich; Median für ASiR: 2 = Durchschnittlich;  $p < 0,01$ ) (vgl. Tabelle 6 und Abbildung 16).

**Tabelle 6 Qualitative Auswertung: Darstellungsqualität**

Visuelle Beurteilung der Abgrenzbarkeit der anatomischen Strukturen		ASiR	MBIR
Axial	LIQ	2,37 ±0,74	3,11 ±0,69
	GWS	2,27 ±0,62	2,93 ±0,67
	BZ	2,17 ±0,75	3,1 ±0,9
	KH	1,91 ±0,79	2,95 ±0,9
Sagittal	LIQ	2,3 ±0,78	2,9 ±0,58
	GWS	2,2 ±0,66	2,77 ±0,54
	BZ	2,18 ±0,8	2,72 ±0,8
	KH	1,83 ±0,89	2,29 ±1,04
Coronar	LIQ	2,07 ±0,79	2,77 ±0,64
	GWS	2,03 ±0,58	2,64 ±0,56
	BZ	1,76 ±0,79	2,45 ±0,89
	KH	1,71 ±0,83	2,34 ±0,91

Bewertung: 0 = Inakzeptabel; 1 = Unterdurchschnittlich; 2 = Durchschnittlich; 3 = Überdurchschnittlich; 4 = Exzellent

\* Abkürzungen: ASiR = Adaptive statistical iterative reconstruction; MBIR = Model-based iterative reconstruction; LIQ = Liquor; GWS = Differenzierung graue und weiße Substanz; BZ = Basalzisterne, KH = Kleinhirn

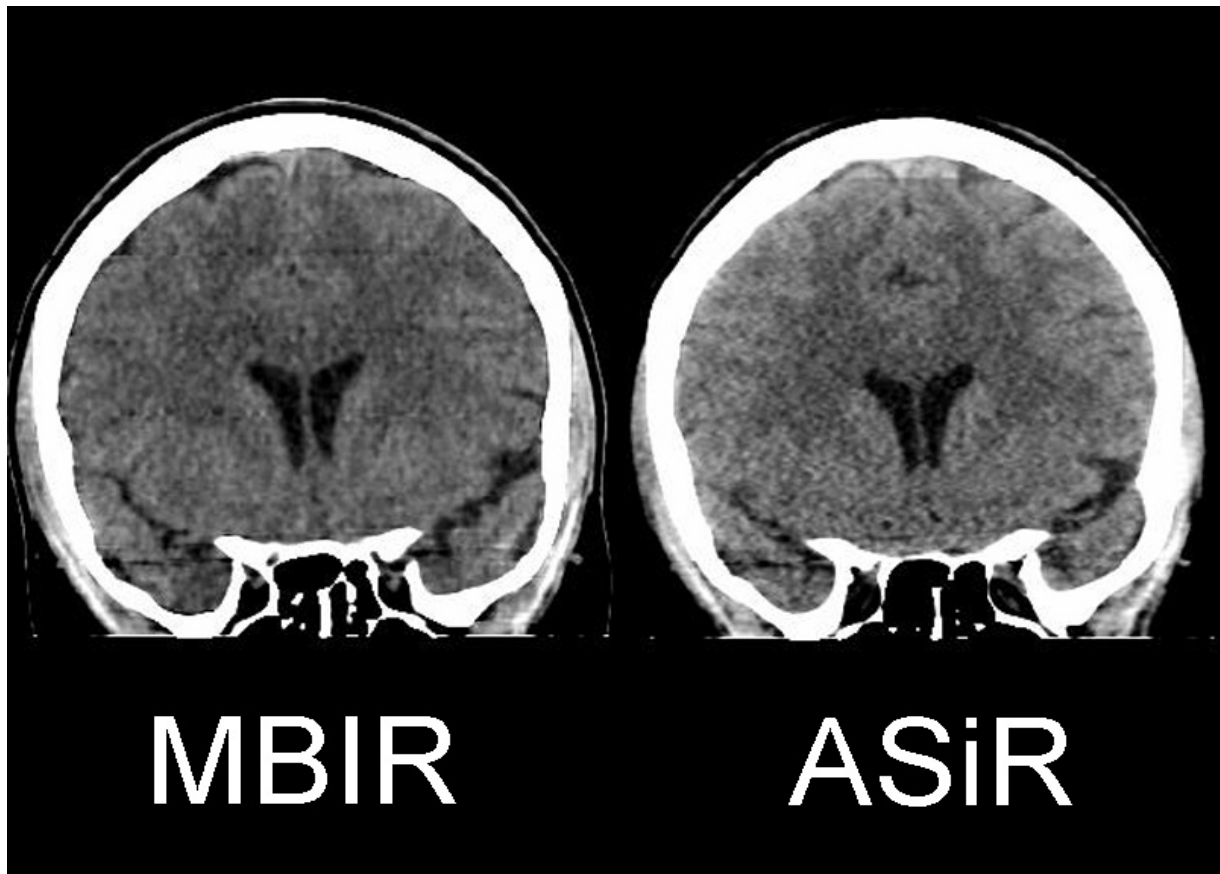


**Abbildung 16 Qualitative Auswertung: Darstellungsqualität**

Die durchschnittliche Bewertung der Abgrenzbarkeit der anatomischen Strukturen ergab bei MBIR signifikant höhere Werte als bei ASiR. Der Median bei MBIR betrug 3, bei ASiR 2.

Bewertung: 0 = Inakzeptabel; 1 = Unterdurchschnittlich; 2 = Durchschnittlich; 3 = Überdurchschnittlich; 4 = Exzellent

Die MBIR-Bilder zeigen gegenüber den ASiR-Bildern eine deutlich bessere Abgrenzbarkeit der grauen zur weißen Hirnsubstanz. Gleichzeitig machen die Bilder der modellbasierten iterativen Rekonstruktion einen homogeneren und rauschärmeren Gesamteindruck (vgl. Abbildung 17).



**Abbildung 17 Qualitative Auswertung: MBIR vs. ASiR coronar**

Bessere Abgrenzbarkeit der anatomischen Strukturen bei homogenerem, rauschärmerem Bild in der coronaren Serie auf der linken Seite (MBIR).

Obwohl die Fensterung (Zentrum 40 HU, Breite 80 HU) der Bilder die identisch ist, wirken die MBIR-Bilder dunkler

### 4.3.2 Allgemeine Bildqualität

Auch bei der Bewertung des Einflusses der Artefakte auf die Bildqualität anhand der 5-Punkte-Skala durch die beiden voneinander unabhängigen Radiologen zeigte sich eine signifikante Verbesserung durch den modellbasierten iterativen

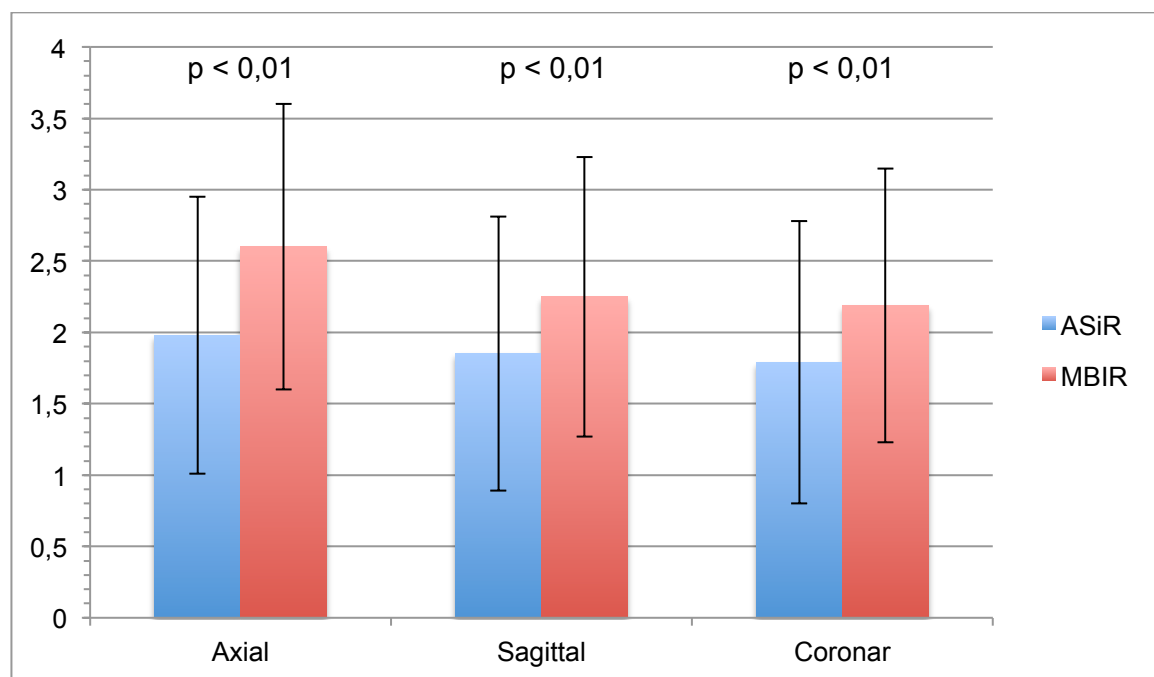
Rekonstruktionsalgorithmus (Median für MBIR 2 = Durchschnittlich; Median für ASiR 1 = Unterdurchschnittlich;  $p < 0,01$ ) (vgl. Tabelle 7 und Abbildung 18).

**Tabelle 7 Qualitative Auswertung: allgemeine Bildqualität**

Visuelle Beurteilung der Bildqualität		
	ASiR	MBIR
Axial	1,98 ±0,97	2,6 ±1,0
Sagittal	1,85 ±0,96	2,25 ±0,98
Coronar	1,79 ±0,99	2,19 ±0,96

Bewertung: 0 = Inakzeptabel; 1 = Unterdurchschnittlich; 2 = Durchschnittlich; 3 = Überdurchschnittlich; 4 = Exzellente

\* Abkürzungen: ASiR = Adaptive statistical iterative reconstruction; MBIR = Model-based iterative reconstruction



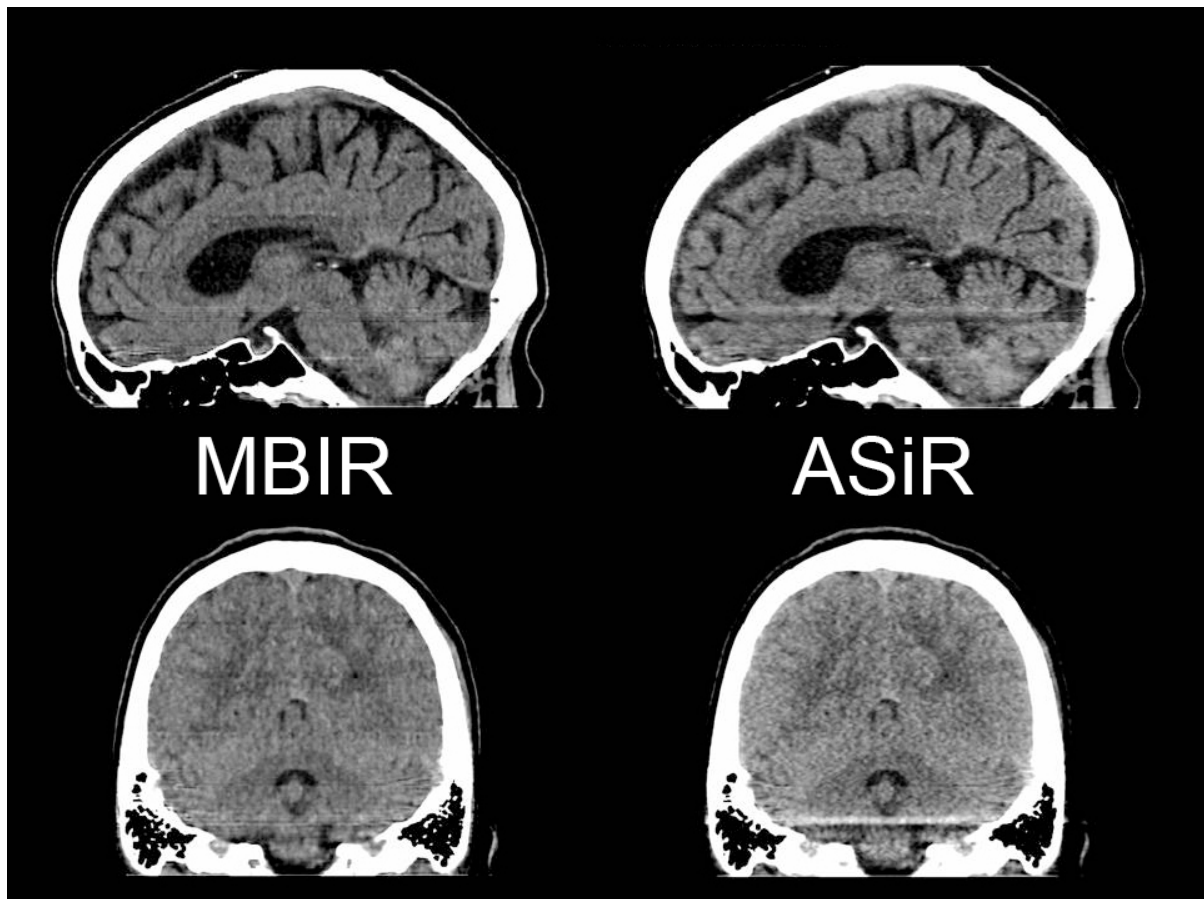
**Abbildung 18 Qualitative Auswertung: Bilddarstellung**

Die durchschnittliche Bewertung der Bilddarstellung ergab bei MBIR signifikant höhere Werte als bei ASiR. Der Median bei MBIR betrug 2, bei ASiR 1.

Bewertung: 0 = Inakzeptabel; 1 = Unterdurchschnittlich; 2 = Durchschnittlich; 3 = Überdurchschnittlich; 4 = Exzellente

Auf den Bildern, die mit dem MBIR-Algorithmus rekonstruiert wurden, war gegenüber den Bildern der adaptiven statistischen iterativen Rekonstruktion eine deutliche Artefaktreduzierung zu erkennen. In den abgebildeten sagittalen Serien sind die

streifigen Artefakte bei ASiR am auffälligsten im unteren Bilddrittel im Frontallappen und auf Höhe der Pons sichtbar, wohingegen das MBIR-Bild eine deutliche Reduzierung der Artefakte zeigt. In der coronaren Schnittführung der MBIR sieht man auf Höhe des Mastoids deutlich weniger bis gar keine Artefakte, wohingegen die ASiR-Bilder deutliche Streifenartefakte aufzeigen (vgl. Abbildung 19).



**Abbildung 19 Qualitative Auswertung: MBIR vs. ASiR sagittal und coronar**  
Sichtbare Artefaktreduktion in beiden Serien links (MBIR) gegenüber rechts (ASiR)

Um festzustellen, wie hoch die Übereinstimmung zwischen den beiden Radiologen hinsichtlich der Bewertung war, wurde das statistische Verfahren der Intra-Klassen-Korrelation durchgeführt. Der dabei errechnete Intra-Klassen-Koeffizient (ICC) von 0,973 (1,0 = 100 prozentige Übereinstimmung) weist trotz der Unabhängigkeit der

Radiologen voneinander auf einen sehr hohen Grad an Übereinstimmung zwischen den beiden beurteilenden Radiologen hin. Dieses Ergebnis unterstützt die Validität der Bewertungen.

Neben der Übereinstimmung zwischen den Bewertungen der beiden Radiologen wurde auch für die einzelnen Untergruppen der ICC zwischen ASiR und MBIR berechnet. Die Ergebnisse (für alle Untergruppen: 0,50, für den Liquor: 0,48; für die Differenzierung der grauen und weißen Hirnsubstanz: 0,37; für die Basalzisternen-Gruppe: 0,51; für die Kleinhirn-Gruppe: 0,54) zeigen dabei nur eine moderate Übereinstimmung. Diese moderate Übereinstimmung bedeutet unterschiedliche Qualitätsbeurteilungen durch die Radiologen bezüglich der Algorithmen. Der ICC macht keine Aussage über die Qualität der Unterschiede in der Bewertung, er zeigt nur auf, dass Unterschiede vorhanden sind.



## 5. Diskussion

Diese klinisch-prospektive Studie untersucht das Potenzial von MBIR die Bildqualität der häufig indizierten Schädel-Computertomographie im Vergleich zu ASiR zu verbessern. Für dieses Ziel wurden drei Alternativhypothesen formuliert und überprüft.

**Alternativhypothese 1:** Es besteht ein Unterschied zwischen MBIR und ASiR bezüglich der aus gemessenen MAV- und SD-Werten berechneten SNR- und CNR-Werten in der quantitativen Auswertung.

Die signifikant höheren Contrast-to-noise ratio Werte in der quantitativen Auswertung ( $p < 0,01$ ) zeigen, dass MBIR in der Bilddarstellung und der Abgrenzbarkeit der einzelnen anatomischen Strukturen der Rekonstruktion mit ASiR überlegen ist. Diese Überlegenheit wird durch die Tatsache gestützt, dass auch die berechneten Signal-to-noise ratios in der quantitativen Auswertung für mit MBIR rekonstruierte parenchymale Strukturen signifikant höhere Werte aufwiesen ( $p < 0,01$ ), was ein geringeres Rauschniveau gegenüber ASiR objektiv bestätigt. Eine solche Beobachtung wurde auch schon an Phantom-Modellen gemacht. Dort stellten Li et al eine deutliche Rauschreduktion fest<sup>59</sup>.

Einzig die für den Liquor berechneten SNR ergaben keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den beiden Rekonstruktionsverfahren. Dies ist neben den niedrigen Mittelwerten nahe 0 (MAV [HU]: ASiR 2,37, MBIR 3,11) auch mit den bezüglich der Mittelwerte annähernd gleichen Werten für die Standardabweichung (SD [HU]: ASiR 0,74, MBIR 0,69) zu erklären. Zudem sind die höheren Standardabweichungen in den zum Teil verkleinerten Messvolumina (Größenreduktion des VOI in 53 von 100 Fällen aufgrund enger Ventrikel) dafür

verantwortlich, dass die berechneten SNR-Werte ( $SNR = MAV / SD$ ) sehr niedrig ausfielen. Allerdings sind von einer Bildverbesserung im Bereich des Liquors keine Verbesserungen der Diagnostik und somit der Patientenbetreuung zu erwarten, da sich Pathologien im Liquor wie zum Beispiel Blut dichter (frisches Blut 70-90 HU<sup>60</sup>) und somit hyperdens in Bezug auf Liquor darstellen. In diesem Falle wäre wiederum eine Bildverbesserung durch MBIR zu erwarten.

Somit kann die Alternativhypothese 1 zumindest für solides Gewebe angenommen und festgestellt werden, dass es hier einen Unterschied gibt, der mit 99-prozentiger Wahrscheinlichkeit nicht durch einen Fehler 1. Art verursacht wurde ( $p > 0,01$ ).

Die in dieser Studie beobachteten Ergebnisse stimmen grundsätzlich mit Vergleichsstudien zwischen MBIR und anderen (iterativen) Rekonstruktionsalgorithmen überein: Löve et al bewerteten zum Beispiel sechs verschiedene Rekonstruktionsalgorithmen an Phantommodellen und kamen zu dem Schluss, dass mit MBIR eine höhere räumliche Auflösung erreicht werden kann als mit FBP oder ASiR<sup>61</sup>. Boudabbous et al beobachteten beispielsweise eine Reduktion der Metallartefakte durch MBIR. Wie eine auf die Schädel-CT übertragbare Studie bezüglich der CT der Leber zeigt, kann mittels MBIR eine gegenüber ASiR bessere Bildqualität bei gleicher (niedriger) Dosis erreicht werden<sup>62,63</sup>.

**Alternativhypothese 2:** Es besteht ein Unterschied zwischen MBIR und ASiR bezüglich der Darstellungsqualität und des Einflusses von Artefakten auf die Bildqualität in der qualitativen Auswertung.

Bezüglich der Bewertung der Bildqualität vermitteln die Ergebnisse dieser klinisch-prospektiven Studie durchaus den Eindruck eines großen Verbesserungspotenzials durch den neuen modellbasierten iterativen Rekonstruktionsalgorithmus.

Die zwei unabhängigen, erfahrenen Radiologen bewerteten MBIR-Bilder bezüglich der Darstellungsqualität im Bereich aller eingeschlossenen anatomischen Strukturen besser als die mit ASiR rekonstruierten Bilder. Der Median der Bewertung für MBIR betrug 3 (= Überdurchschnittlich), der Median für ASiR 2 (= Durchschnittlich). Auch die allgemeine Bildqualität, die den Einfluss der Artefakte auf die Beurteilbarkeit darstellt, wurde für die MBIR-Bilder (Median: 2 = Durchschnittlich) signifikant besser bewertet als für ASiR (Median: 1 = Unterdurchschnittlich). Hier liegt das Signifikanzniveau für beide Bewertungsreihen bei  $p < 0,01$ .

Somit kann die Alternativhypothese 2 angenommen und festgestellt werden, dass es einen Unterschied zwischen MBIR und ASiR gibt, der mit 99-prozentiger Wahrscheinlichkeit nicht durch einen zufälligen Fehler verursacht wurde.

Eine Erklärung für die Artefaktreduzierung gegenüber ASiR könnte sein, dass MBIR auch die optischen Informationen des Systems und das Verhalten der Röntgenstrahlung im menschlichen Körper<sup>64</sup> sowie die physischen Daten der Röntgenstrahlung<sup>65</sup> in die Iteration einfließen lässt.

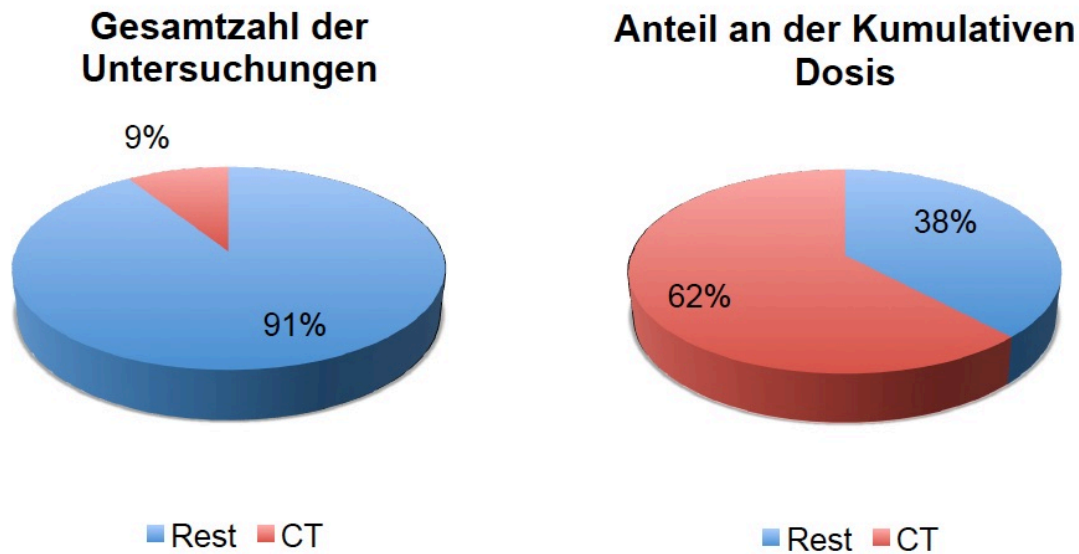
**Alternativhypothese 3:** Es besteht ein Unterschied zwischen MBIR und ASiR bezüglich der gemessenen Zeiten für die Bildrekonstruktion.

Die gemessene Rekonstruktionszeit für den modellbasierten iterativen Rekonstruktionsalgorithmus ist im Vergleich zu ASiR mit einer knapp 40-mal längeren Rechenzeit deutlich zeitaufwändiger. Somit kann Alternativhypothese 3 angenommen werden, auch wenn hierzu keine statistische Untersuchung durchgeführt wurde. Wenn man allerdings die absoluten Zeiten für die Rekonstruktion berücksichtigt, ist MBIR mit 32 Minuten Bearbeitungsdauer für Verlaufskontrollen oder nicht notfallmäßige Schädel-CT, bei denen eine halbe Stunde Spielraum möglich ist, eine Option. Beispiele hierfür sind Staging-Untersuchungen bei Tumorpatienten, die sich im Verlauf ihrer Erkrankung unter Umständen weiteren CT-Untersuchungen unterziehen müssen und die zur Ursachenfindung möglicherweise indizierte Computertomographie des Schädels bei psychiatrisch erkrankten Patienten. Hier wäre die Implementierung des MBIR-Rekonstruktionsalgorithmus auch jetzt schon möglich, da sich eine Verzögerung aufgrund der Rekonstruktionszeit von 30 Minuten in den meisten Fällen nicht negativ auf die Patientenversorgung auswirken würde. Die fortwährende Entwicklung der Computer-Prozessoren könnte dieses Problem aber schon bald gänzlich beheben. In Moore's „Gesetz“ von 1965, einem Aufsatz von Gordon Moore, Mitbegründer der Firma Intel, ist die Rede von wenigen Monaten bis zur Verdopplung der Rechenleistung. Diese - für die IT-Branche einem Naturgesetz gleiche - Aussage hat auch nach 50 Jahren ihre grundsätzliche Richtigkeit behalten<sup>66</sup>. So wird es in naher Zukunft, wenn sich die Rechenzeit drastisch verkürzt hat, möglich sein, die Rekonstruktion mittels MBIR auch in die Notfallroutine zu implementieren.

## Was bedeuten diese Ergebnisse für den klinischen Alltag?

Bei steigender Anzahl der Untersuchungen mittels Computertomographie spielt die pro Untersuchung eingesetzte Strahlendosis eine wichtige Rolle für die effektive Dosis der Bevölkerung. Der Vorteil der Mehrschicht-CT-Geräte (Mehrzeilen-CT-Geräte) ist die geringe Schichtweite (effektive Schichtdicke) und somit eine hohe Ortsauflösung (räumliche Auflösung). Dieser Vorteil bedingt gleichzeitig ein höheres Bildrauschen, da um bei höherer Ortsauflösung das gleiche Rauschniveau zu erlangen, das Röhrenstromzeitprodukt [mAs] und damit gleichzeitig auch die Dosis erhöht werden muss<sup>67</sup>. Dieser Zusammenhang wurde schon 1976 von Rodney A. Brooks beschrieben. Dabei berücksichtigte Brooks nicht nur das Bildrauschen und die Schichtdicke, sondern auch die Objektstärke und die letztendliche (effektive) Strahlbreite. Die bis heute gültige Brooks'sche Formel besagt, dass bei Halbierung der Schichtdicke eine Verdoppelung der Dosis nötig ist, wenn das Rauschen des Bildes konstant gehalten werden soll<sup>47, 68</sup>. Die Schichtweite (SW, effektive Schichtdicke) verhält sich also zum Bildrauschen umgekehrt proportional (Bildrauschen =  $1 / \sqrt{SW}$ )<sup>69</sup>. Dadurch erhöht sich beim Mehrschicht-CT mit seinen dünnen Aufnahmeschichten die Dosis für den Patienten, was zusammen mit der steigenden Anzahl der Untersuchungen vermutlich ein Grund für die Erhöhung der kollektiven effektiven Dosis (Kollektivdosis) ist.

Ein Auszug aus dem Jahresbericht 2013 des Bundesamtes für Strahlenschutz stützt diese Vermutung: die Computertomographie ist bei einem sehr geringen Anteil von nur 9% an der Gesamtzahl der Untersuchungen mit ionisierender Strahlung (mit konventionellen zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen, aber ohne Nuklearmedizin) für über 60% der Kollektivdosis durch diagnostische Strahlenanwendung verantwortlich<sup>11</sup> (vgl. Abbildung 20).



**Abbildung 20 Deutschland 2012: Prozentualer Anteil der Computertomographie** an der Gesamtanzahl aller diagnostischen Röntgenmaßnahmen (links) und an der kumulativen Strahlendosis (rechts), jeweils mit zahnmedizinischer Anwendung, aber ohne Nuklearmedizin

Bei der nativen (ohne Kontrastmittel) Computertomographie-Untersuchung des Schädels (native CCT) ist in Deutschland laut Angabe des Bundesamtes für Strahlenschutz mit einer effektiven Dosis von 1,7 bis 2,3 mSv pro Untersuchung zu rechnen, was im Hinblick auf die Belastung durch natürliche ionisierende Strahlung von 2 bis 3 mSv pro Jahr fast eine Verdopplung der Strahlenexposition durch eine einzige medizinische Untersuchung darstellt<sup>11</sup>.

Das öffentliche Interesse bezüglich der Strahlenexposition und ihrer Folgen wird auch durch solche offiziellen Angaben, vor allem aber durch die mediale Berichterstattung während und nach den Nuklearkatastrophen in Tschernobyl 1986 und Fukushima 2011 gesteigert. Dieses Interesse bewegte eine große Zahl medizinischer Forscher dazu, sich mit dem Thema Strahlenbelastung durch medizinische Diagnostik und deren Folgen zu beschäftigen. Ein Teil dieser Studien befasst sich mit heranwachsenden Menschen, die strahlensensibler sind und eher Auswirkungen der Strahlung zeigen als Erwachsene. Daher ist eine Übertragung

dieser Studienergebnisse auf ausgewachsene Menschen nicht zwangsläufig möglich. In einer groß angelegten retrospektiven Auswertung australischer Versicherungsdaten von 680.000 Patienten mit durchschnittlich 9,5 Jahren Follow-Up zeigte sich beispielsweise, dass das bereinigte Risiko für eine maligne Erkrankung um 24% höher gegenüber der Vergleichsgruppe ist, wenn sich das Kind / der Jugendliche bis zum 20. Lebensjahr einer Computertomographie-Untersuchung unterzogen hat. Zudem erhöhte sich das Risiko mit jeder weiteren Untersuchung um 16%<sup>70</sup>. Weniger fatale Schlüsse zogen die Autoren einer Studie mit knapp 25.000 taiwanesischen Kindern im Jahr 2014, die sich einer CT-Untersuchung des Schädels unterzogen. Dort zeigte sich ein signifikant höheres Risiko für benigne, nicht aber für maligne Hirntumore<sup>71</sup>. Miglioretti et al. fanden heraus, dass die Schädel-CT für 1,9 zusätzliche Leukämieerkrankungen pro 10.000 Untersuchungen bei Kindern unter 5 Jahren verantwortlich ist. In der gleichen Studie wurde gezeigt, dass bei Mädchen jede 300. bis 390. CT-Untersuchung des Abdomens / Beckens zu einer zusätzlichen Krebserkrankung durch einen soliden Tumor führt<sup>72</sup>. Eine ähnliche Studie läuft in den Niederlanden. Dort untersuchen Meulepas et al. den Einfluss von mindestens einer CT-Untersuchung auf Leukämie- und Hirntumorerkrankungen bei 100.000 Kindern<sup>73</sup>. Auch die schon erwähnte Koronarangiographie mittels 64-Zeilen-CT hat laut Einstein et al einen negativen Einfluss auf das attributable Lebenszeitrisiko für eine Krebserkrankung. Dies gilt besonders für Frauen und junge Menschen<sup>74</sup>.

Die Gesamtzahl der 2007 in den USA durchgeführten CT-Untersuchungen ist laut den Prognosen von Berrington de González et al. der Grund für rund 29.000 Krebserkrankungen<sup>75</sup>. Die 2015 veröffentlichte INWORKS-Studie beschränkte sich nicht ausschließlich auf medizinische Strahlung. Leuraud et al untersuchten 308.297 erwachsene Mitarbeiter, die für mindestens ein Jahr in strahlungsüberwachten

Bereichen arbeiteten. Es stellte sich heraus, dass ein signifikanter Zusammenhang zwischen mehrfacher oder verlängerter Strahlenbelastung und dem erhöhten Risiko, an einer Leukämie (CLL, Chronisch Lymphatische Leukämie, ausgeschlossen) zu erkranken, besteht. Ein bisher angenommener Schwellenwert, unter welchem die Strahlung keine negativen Folgen hat, wurde in dieser Studie nicht beobachtet<sup>76</sup>.

Ohne Frage ist gerade bei der Entwicklung von Krebserkrankungen eine gewisse Latenzzeit zu berücksichtigen, die ein sehr langes Follow-Up in Studien nötig macht, was aber gleichzeitig den Einfluss von anderen negativen Faktoren auf den Organismus wahrscheinlich macht, die dann möglicherweise für eine (Krebs-) Erkrankung verantwortlich sind. Diese Tatsache macht einen sicheren Nachweis einer Beziehung zwischen der ionisierenden (medizinischen) Strahlung und der Krebserkrankung schwierig. Jedoch weisen die bisher veröffentlichten Studien auf einen Zusammenhang hin, auch wenn die Ergebnisse teilweise recht unterschiedlich ausfallen. Unabhängig von dem nicht exakt zu beziffernden Risiko einer vermeidbaren Erkrankung durch medizinische Strahlung, muss das Ziel der Weiterentwicklung der Computertomographie sein, die Strahlendosis so weit wie möglich zu reduzieren. Durch Forcierung der Forschung und Entwicklung könnte das Risiko, egal wie gering es letztendlich sein mag, für Langzeitfolgen gesenkt werden, ohne dabei jedoch die diagnostische Qualität und damit die Patientenversorgung zu gefährden. Gerade bei elektiven, nicht lebensrettenden oder notfallmäßigen Untersuchungen spielt die Strahlendosis eine große Rolle, da hier genau abgewogen werden muss, ob die Strahlung (Kosten) in einem annehmbaren Verhältnis zum diagnostischen Vorteil (Nutzen) steht. Um eine solche Kosten-Nutzen-Rechnung richtig zu rechnen, muss sich der anfordernde Kliniker aller Variablen bewusst sein.



Der Nutzen der schnell durchführbaren und flächendeckend verfügbaren Computertomographie ist vor allem im Notfall unbestritten hoch. Gerade innerhalb des Schädels können Traumata oder Schlaganfälle weitreichende Folgen haben. Nicht selten sind Patienten danach körperlich und / oder geistig eingeschränkt oder versterben an den Folgen der Ereignisse. Daher ist es gerade in diesen Fällen notwendig, rasch eine Diagnose zu stellen und zügig die richtige Therapie einzuleiten. Zu diesem Zweck ist die Computertomographie des Schädels als diagnostisches Mittel der Wahl unentbehrlich und alternativlos.

Dem Bewusstsein für die Folgen der medizinischen Strahlung (Kosten) ging eine Befragung an einer deutschen Universitätsklinik aus dem Jahr 2007 auf den Grund. Dort zeigte sich, dass auch gut ausgebildetes ärztliches (nicht radiologisches) Personal nur zu einem Drittel die effektive Dosis einer Thorax-CT richtig einordnen konnte<sup>77</sup>. In den USA zeigte sich einige Jahre zuvor bezüglich der Risikoeinschätzung ein ähnliches Bild: Nur 9% der anfordernde Ärzte des Emergency Departments (Notaufnahme) eines U.S. academic medical centers gingen von einem erhöhten Malignomrisiko aus. Selbst die 2004 befragten Radiologen als Experten in Sachen bildgebender Verfahren, zogen in nur 47% der Fälle in Erwägung, dass eine CT-Untersuchung zu einer Krebserkrankung führen kann. Zudem glaubte fast ein Drittel der Patienten, dass ein CT-Scan weniger Strahlung verursacht als ein konventionelles Thorax-Röntgen<sup>78</sup>. Diese Studien sind allerdings aufgrund der geringen Teilnehmerzahl sicherlich nicht auf die Allgemeinheit übertragbar. Des Weiteren liegen diese Arbeiten auch schon einige Jahre zurück, sodass hinsichtlich der andauernden Aktualität des Themas ionisierende Strahlung durch die Katastrophe von Fukushima und dem fortbestehenden Atommüllentsorgungsproblem zwischenzeitlich von einer

Sensibilisierung des medizinischen Personals und der Patienten ausgegangen werden kann.

Die praktische Anwendung der Abwägung von Kosten und Nutzen spiegelt sich im ALARA-Prinzip (as low as reasonably achievable, so niedrig wie vernünftigerweise erreichbar), einem der grundlegenden Prinzipien in der klinischen Radiologie um die Strahlung so niedrig wie möglich zu halten, wider. Obwohl dieser Grundsatz weltweit umgesetzt wird, ist die Anzahl der Untersuchungen trotzdem sehr hoch (USA 2007: 68,7 Millionen CT-Untersuchungen<sup>79</sup>, Japan 2008: Hochrechnungen 62,5 Millionen CT-Untersuchungen<sup>80</sup>).

Die in dieser vergleichenden Studie gemessene mittlere Strahlendosis von  $0,93 \pm 0,13$  mSv pro Untersuchung beträgt ungefähr die Hälfte der vom Bundesamt für Strahlenschutz angegebenen Durchschnittswerte für eine Schädel-CT<sup>11</sup>. Da die durch die Untersuchung erlangten Daten in der klinischen Routine auch unabhängig von dieser Studie mittels ASiR rekonstruiert und der Befundung zugeführt werden, stellt das schon etablierte Verfahren am Institut für klinische Radiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München, Campus Innenstadt, einen erheblichen Schutz des Patienten vor Strahlung dar.

Wie gezeigt wurde, kann durch die stete Weiterentwicklung von CT-Geräten und Rekonstruktionsmethoden wie z.B. MBIR die Dosis und somit das nicht genau zu beziffernde Risiko von Strahlungsschäden weiter gesenkt werden: Miéville et al halten in ihrer Studie am Phantom eine Dosisreduktion mit MBIR von über 65 % für möglich<sup>81</sup>. In einer weiteren Studie zur Dosisreduktion an Phantommodellen zum Thema Lungenkrebs-Screening mittels CT aus dem Jahr 2014 zeigten sich ähnliche Ergebnisse<sup>82</sup>. Bei Kindern mit Kraniosynostose (vorzeitige Verknöcherung einer oder

mehrerer Schädelnähte) zeigten MBIR-Bilder bei einer Reduktion der Dosis um 90% keinen nennenswerten diagnostischen Qualitätsverlust der Bilder<sup>83</sup>, wengleich die diese primär knöcherne Fragestellung weniger Anforderungen an die Qualität der Bilder als die hier untersuchte native Schädel-CT stellt.

### **Limitationen und Stärken der Studie**

Die Studie beschränkt sich auf die Anwendung des im Institut für klinische Radiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München, Campus Innenstadt, vorhandenen CT-Gerätes der Marke General Electric (GE Healthcare, Waukesha, WI), in diesem Fall das Modell 750HD Discovery, und auf die von derselben Firma angebotenen Rekonstruktionsalgorithmen ASiR und MBIR (Veo). Somit sind die Ergebnisse nicht frei auf die CT-Geräte und iterativen Rekonstruktionsalgorithmen anderer Hersteller übertragbar. Iterative Rekonstruktionsalgorithmen werden beispielsweise auch von Philips (iDose4 und IMR (Iterative Model Reconstruction), Philips Healthcare, Best, Niederlande und Siemens (Siemens Healthcare, Forchheim, Deutschland) mit IRIS (Iterative Reconstruction in Image Space), SAFIRE (Sinogramm Affirmed Iterative Reconstruction) und ADMIRE (Advanced Modeled Iterative Reconstruction) sowie von Toshiba (Otawara-shi, Tochigi-ken, Japan) mit AIDR 3D (Adaptive Iterative Dose Reduction 3D) angeboten. Um den Einfluss der Rekonstruktionsverfahren anderer Hersteller auf die Qualität klinischer Bilder zu ermitteln, sind Studien mit Patientendaten an den Geräten der jeweiligen Hersteller notwendig.

Zweitens ist bei einer Bewertung durch das menschliche Auge grundsätzlich von gewissen Schwankungen bei der Interpretation auszugehen. Daher ist eine einwandfreie und allseits übertragbare qualitative Beurteilung nur bedingt möglich. Dem wurde in diesem Studiendesign Sorge getragen und durch Verblindung

bezüglich des Rekonstruktionsalgorithmus, einer definierten 5-Punkte-Skala zur Bewertung sowie durch das Vier-Augen-Prinzip (getrennte Bewertung durch zwei voneinander unabhängige Radiologen) die größtmögliche Objektivität gewährleistet. Den positiven Effekt der Wahl des Bewertungsdesigns unterstützt die bei der statistischen Prüfung wahrgenommene starke Übereinstimmung zwischen den Bewertungen der Radiologen (ICC = 0,973), was die Annahme der Objektivität stärkt, auch wenn diese schlussendlich nicht zu beweisen ist.

Drittens kann diese Studie aufgrund der Zielsetzung keine Aussage über die diagnostische Wertigkeit iterativ rekonstruierter CCT-Bilder bezüglich der Darstellung und Erkennbarkeit von Pathologien treffen. Im konkreten Fall dieses Vergleiches bei gleicher Dosis kann die Reduzierung der Artefakte möglicherweise dazu beitragen, dass der beurteilende Radiologe Läsionen, Erkrankungen und Geschehnisse in Bereichen beschreiben kann, die in mit ASiR rekonstruierten Bildern sonst vielleicht von Artefakten überlagert worden wären. Eine vergleichende Studie mit der Zielsetzung, die Diagnostische Genauigkeit zwischen iterativ rekonstruierter CCT-Bilder (ASiR und MBiR) und dem Goldstandard der Bildgebung des Schädels, der Magnet-Resonanz-Tomographie, als Referenz zu vergleichen, könnte diesen vermuteten Vorteil aufzeigen.

Viertens wurden bei der Beurteilung identische Fenster-Einstellungen (Gehirnfenster, Zentrum 40 HU, Breite 80 HU) für die Darstellung beider Rekonstruktionsergebnisse genutzt. Die MBiR-Rekonstruktionen wirken dabei im Vergleich zu den ASiR-Bildern insgesamt etwas dunkler (vgl. Abbildung 17). Da eine Anpassung der Fensterung zwar sinnvoll sein könnte, aber hier nicht erfolgte, kann auch keine Aussage über die Konsequenz dieser Maßnahme für die subjektive Bewertung der Bildqualität getroffen werden.

Fünftens wurde in dieser Studie die Strahlendosis der Untersuchung bewusst nicht reduziert, um eine diagnostischen Bildqualität und so die Patientensicherheit zu gewährleisten. Aufgrund dieser Tatsache kann diese Arbeit keine Aussage darüber treffen, wie viel Dosis bei der Schädel-CT eingespart werden kann und trotzdem bewertbare Bilder entstehen.

Diesen Limitationen im Studiendesign stehen aber andererseits auch einige Stärken gegenüber. So handelt es sich um eine klinische Studie, die an Patienten durchgeführt wurde. Die ausgewählte Patientenpopulation, die in einer Notfallambulanz rekrutiert wurde, stellt einen guten Querschnitt durch das für die klinische Anwendung von MBIR in Frage kommende Patientenkollektiv dar. Des Weiteren wurde jeweils derselbe Rohdatensatz als Ausgangspunkt für die Rekonstruktion benutzt, damit die bestmögliche Vergleichbarkeit der Ergebnisse gewährleistet ist. Dieser Vergleich wurde nicht nur quantitativ mittels objektiver Messdaten, sondern auch qualitativ von zwei voneinander unabhängigen, bezüglich des Rekonstruktionsalgorithmus verblindeten und erfahrenen Radiologen durchgeführt. So konnte nicht nur die Überlegenheit bezüglich der Messwerte von MBIR, sondern auch der Vorteil für die diagnostische Qualität aufgezeigt werden.

## 6. Schlussfolgerung

MBIR ist ASiR in der Artefaktreduktion sowie bezüglich der Abgrenzbarkeit anatomischer Strukturen in der Schädel-CT überlegen. Dieses große Potenzial der Verbesserung der Bildqualität macht es theoretisch möglich, die im Vergleich zur Angabe des Bundesamtes für Strahlenschutz sowieso schon niedrige Strahlendosis der Untersuchung bei - in Bezug auf ASiR - gleichbleibender Bildqualität weiter zu verringern. So können die Vorteile der Computertomographie bei der schnellen und exakten Diagnose von Akuterkrankungen weiterhin genutzt und die schon erwähnten und nicht abschließend geklärten Langzeitfolgen der Strahlenbelastung minimiert, im Idealfall sogar verhindert werden. Der Schutz des Patienten vor ionisierender Strahlung würde dadurch nochmals deutlich erhöht.

MBIR kann bei allen Vorteilen, die dieser Rekonstruktionsalgorithmus mit sich bringt, ASiR und FBP erst dann in der Notfallroutine vollständig ersetzen und somit niedrigere Strahlenbelastung ermöglichen, wenn die technischen Voraussetzungen eine in der klinischen Routine akzeptable Rechenzeit zulassen. Für die schon erwähnten nicht notfallmäßigen Indikationen ist eine Verwendung von MBIR zu Gunsten des Patienten auch jetzt schon möglich und empfehlenswert.

Zu MBIR ähnliche Algorithmen werden auch von anderen Herstellern angeboten, waren aber nicht Bestandteil dieser Studie. Es bleibt unklar, ob solche Alternativalgorithmen vergleichbare Ergebnisse erzielen. Falls ja, so könnte ein Einzug in den klinischen Alltag früher und umfassender erfolgen, da die Alternativalgorithmen teilweise erheblich schneller rechnen. Weitere Studien sollten dies bewerten.

# Abkürzungsverzeichnis

ALARA	as low as reasonably achievable, so niedrig wie vernünftigerweise erreichbar
ANOVA	analysis of variance, Varianzanalyse, statistisches Verfahren
a.p.	anterior posterior, Richtung des Strahlengangs
ART	algebraic reconstruction technique, algebraische Rekonstruktionstechnik
ASiR	adaptive statistical iterative reconstruction, Adaptive statistische iterative Rekonstruktion eingetragenes Warenzeichen GE Healthcare
BH	beam hardening, Strahlaufhärtung
BP	back projection, Rückprojektion
CNR	Contrast-to-noise ratio ( $CNR = (MAV_1 - MAV_2) / SD_{Luft}$ )
CT	Computertomographie
CCT	craniale Computertomographie, Computertomographie des Schädels
EMI	Electric and Musical Industries Ltd, Hersteller des Mark I, des ersten CT-Scanners
FBP	filtered back projection, gefilterte Rückprojektion
FOV	field of view, Sichtweite
ICC	Intra-Klassen-Korrelation
[HU]	Hounsfield - Units, Hounsfield - Einheiten Einheit für Dichtewerte in der CT-Bildgebung
MAV	mean attenuation value, mittlerer Dichtewert, angegeben in Hounsfield-Einheiten

MBIR	model-based iterative reconstruction, Modellbasierte iterative Rekonstruktion
MW	Dichte-Mittelwert, angegeben in Hounsfield-Einheiten
NSE	Neurospezifische Enolase
[kV]	Kilovolt, Einheit für die Röhrenspannung
[mAs]	Milliamperesekunde, Einheit für die Strahlungsenergie, Produkt aus Anodenstrom [mA] und Belichtungszeit [s]
[mSv]	Millisievert, Einheit für die Effektive Dosis
[s]	Sekunde, Zeiteinheit
SD	standard deviation, Standardabweichung
SNR	Signal-to-noise ratio (SNR = MAV / SD)
Veo	eingetragenes Warenzeichen GE Healthcare für den modellbasierten iterativen Rekonstruktionsalgorithmus (MBIR)
vgl.	vergleiche
VOI	volume of interest, Volumen von Interesse, Messvolumen für Dichtewerte im CT
vs.	versus, gegen
ZNS	Zentrales Nervensystem



# Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Prinzip der Spiral-CT Abbildung aus Kalender WA (2006) Computertomographie, 2. Auflage, Erlangen: Publicis Corporate Publishing.....	8
Abbildung 2 Beispiel für Artefakte aufgrund von Strahlaufhärtung Abbildung aus I. Villar Blanco et al (2011) Common CT and MRI errors in neuroradiology. European Congress of Radiology 2012 / C-1377 DOI-Link: <a href="http://dx.doi.org/10.1594/ecr2012/C-1377">http://dx.doi.org/10.1594/ecr2012/C-1377</a> ; abgerufen am 03. September 2015 10:23 Uhr .....	12
Abbildung 3 Koordinatensystem eines Computertomographen Abbildung aus Morin RL et al (2003) Radiation Dose in Computed Tomography of the Heart Circulation 107:917-922 doi: 10.1161/01.CIR.0000048965.56529.C2 .....	15
Abbildung 4 Prinzip der CT Abbildung modifiziert nach Kalender WA (2006) Computertomographie, 2. Auflage, Erlangen: Publicis Corporate Publishing.....	17
Abbildung 5 Bildrekonstruktion CT durch Faltung und Rückprojektion Abbildung modifiziert nach Kalender WA (2006) Computertomographie, 2. Auflage, Erlangen: Publicis Corporate Publishing.....	18
Abbildung 6 FBP: Faltung / Filterung Abbildung modifiziert nach Kalender WA (2006) Computertomographie, 2. Auflage, Erlangen: Publicis Corporate Publishing.....	19
Abbildung 7 FBP vs. ASiR .....	20
Abbildung 8 Iterationsschleife .....	21
Abbildung 9 Hounsfield-Skala mit charakteristischer Werteverteilung .....	24
Abbildung 10 Gehirnfenster .....	25
Abbildung 11 Demographische Patientendaten I .....	27
Abbildung 12 Demographische Patientendaten II .....	28
Abbildung 13 Messorte exemplarisch.....	33
Abbildung 14 Quantitative Auswertung: Signal-to-noise ratio.....	40
Abbildung 15 Quantitative Auswertung: Contrast-to-noise ratio .....	41
Abbildung 16 Qualitative Auswertung: Darstellungsqualität .....	43
Abbildung 17 Qualitative Auswertung: MBIR vs. ASiR coronar.....	44
Abbildung 18 Qualitative Auswertung: Bilddarstellung .....	45
Abbildung 19 Qualitative Auswertung: MBIR vs. ASiR sagittal und coronar .....	46
Abbildung 20 Deutschland 2012: Computertomographie .....	53

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Untersuchungsparameter .....	31
Tabelle 2 Gruppeneinteilung: Anatomische Regionen .....	36
Tabelle 3 Qualitative Auswertung: 5-Punkte-Skala .....	37
Tabelle 4 Quantitative Auswertung: Signal-to-noise ratio .....	40
Tabelle 5 Quantitative Auswertung: Contrast-to-noise ratio .....	41
Tabelle 6 Qualitative Auswertung: Darstellungsqualität .....	42
Tabelle 7 Qualitative Auswertung: allgemeine Bildqualität .....	45

## Veröffentlichungen

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 modelbased iterative reconstruction (MBIR) and adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR)“***

European Radiology 2015 (25):140-146, DOI 10.1007/s00330-014-3374-8

European Congress of Radiology, Wien (2014): B-0035,

The ECR 2014 Book of Abstracts in Insights Imaging 2014 (5) (Suppl 1):134-367,  
ISSN: 1869-4101, DOI 10.1007/s13244-014-0317-5

***„Improvement of Image Quality (IQ) with Model Based Iterative Reconstruction (MBIR) Algorithm in Cranial CT (CCT) in Trauma Patients“***

99th Scientific Assembly and Annual Meeting of the Radiological Society of North America, Chicago (2013): SSJ07-04, <http://rsna2013.rsna.org/program/>  
abgerufen am 5.12.2015 um 9:55 Uhr

# Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Menschen bedanken, die mir in jeglicher Hinsicht auf dem Weg zu dieser Arbeit geholfen haben:

Ich bedanke mich bei Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. Maximilian Reiser, dem Leiter des Instituts für Radiologie am Universitätsklinikum der LMU München, für die Möglichkeit der Promotion an seinem Institut.

Meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Dr. rer. biol. hum. Dipl. inform. MBA Stefan Wirth, danke ich sehr für die Überlassung des Themas, die Unterstützung bei selbigem und die wertvollen Anregungen seiner kritischen Durchsicht.

Außerdem bedanke ich mich ganz besonders bei Frau Dr. med. Susan Notohamiprodjo, Frau Dr. med. Zsuzsanna Deák und Herrn Friedrich März für die Antworten auf Fragen aller Art, die ständige Unterstützung bei meiner Arbeit und für die freundliche, unkomplizierte Zusammenarbeit.

Ebenso bin ich Herrn Dr. Christian Strobl und Herrn Nicolas Kunath zu großem Dank für die Hilfe bei der Korrektur dieser Arbeit verpflichtet.

Danke an meine Eltern, die es mir mit aller Großzügigkeit ermöglichen haben, diesen Weg zu gehen.

Mein innigster Dank geht an meine Frau Christine für ihre andauernde Motivation, Unterstützung und Hilfe sowie für ihre schier unendliche Geduld mit mir.

# Eidesstattliche Versicherung

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

*„Artefaktreduktion und Verbesserung der Bildqualität mittels iterativem Bildrekonstruktionsalgorithmus in der CT-Bildgebung des Neurocraniums“*

selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den

---

Felix Meurer

# Literaturverzeichnis

---

- <sup>1</sup> Maizlin ZV et al (2012) Do We Really Need to Thank the Beatles for the Financing of the Development of the Computed Tomography Scanner? *Journal of Computer Assisted Tomography* 36(2) 161-164
- <sup>2</sup> Kalender WA (2006) *Computertomographie*, 2. Auflage, Erlangen: Publicis Corporate Publishing
- <sup>3</sup> Kalender WA et al (1990) Spiral-CT: a new technique for volumetric scans. I. Basic principles and methodology. *Röntgenpraxis* 43(9):323-330
- <sup>4</sup> Rubin GD (2014) Computed Tomography: Revolutionizing Medicine for 40 Years. *Radiology* 273(2):45-74
- <sup>5</sup> Kalender WA et al (1990) Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and scanner rotation. *Radiology* 176:181-183
- <sup>6</sup> Crawford CR et al (1990) Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. *Medical Physics* 17(6):967-982
- <sup>7</sup> Tan et al (2015) The primary study of low-dose pancreas perfusion by 640- slice helical CT: a whole-organ perfusion. *SpringerPlus* 4:192
- <sup>8</sup> Hu H et al (2000) Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology*, 215(1):55-62.
- <sup>9</sup> Rydberg J et al (2000) Multisection CT: scanning techniques and clinical applications. *Radiographics*, 20(6):1787-1806.
- <sup>10</sup> Becker CR et al (2000) Erste Erfahrungen mit der Mehrzeilendetektorspiral-CT in der Diagnostik der Arteriosklerose der Koronargefäße. *Radiologe* 40:118-122
- <sup>11</sup> Bundesamt für Strahlenschutz (2015) Jahresbericht 2013 Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung, Seiten 106 und 107, abgerufen unter <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:0221-2015072112949> am 20. August 2015 um 18:00 Uhr
- <sup>12</sup> Gesundheitsberichterstattung des Bundes (2015) Tabelle Indikator 66 der ECHI shortlist: Anzahl an Computer-Tomographie-Geräten (CT) und Magnet-Resonanz-Geräten (MR) je 100.000 Einwohner abgerufen unter [www.gbe-bund.de](http://www.gbe-bund.de) am 20. August 2015 um 19:00 Uhr
- <sup>13</sup> Larson DB et al (2011) National trends in CT use in the emergency department: 1995-2007. *Radiology* 258:164-173
- <sup>14</sup> Wolf H et al (2013) Predictive value of neuromarkers supported by a set of clinical criteria in patients with mild traumatic brain injury: S100B protein and neuron-specific enolase on trial: clinical article. *Journal of Neurosurgery* 118(6):1298-1303
- <sup>15</sup> Bazarian JJ et al (2013) Classification of serum APO A-I and S100B for the diagnosis of mild traumatic brain injury and prediction of abnormal initial head computed tomography scan. *Journal Neurotrauma* 30(20):1747-1754
- <sup>16</sup> Asadollahi S et al (2016) Reducing head computed tomography after mild traumatic brain injury: Screening value of clinical findings and S100B protein levels. *Brain Injury* 30(2):172-178
- <sup>17</sup> European Guidelines on quality criteria for computed tomography EUR 16262 EN

- 
- <sup>18</sup> Barrett JF et al (2004) Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics* 24:1679-1691
- <sup>19</sup> Herman GT (1976) Iterative Reconstruction Algorithms. *Computers in Biology and Medicine* 6(4):273-294
- <sup>20</sup> Fleischmann D et al (2011) Computed tomography - old ideas and new technology. *21(3):510–517*
- <sup>21</sup> Gordon R (1970) Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography. *Journal of Theoretical Biology* 29(3):471-476
- <sup>22</sup> Marin D et al (2010) Low-tube- voltage, high-tube-current multidetector abdominal CT: improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm - initial clinical experience. *Radiology* 254(1):145-153
- <sup>23</sup> Wu TH et al (2013) How far can the radiation dose be lowered in head CT with iterative reconstruction? *European Radiology* 23(9): 2612-2621
- <sup>24</sup> Kilic K et al (2011) Lowering the Dose in Head CT Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction. *American Journal of Neuroradiology* 32:1578-1582
- <sup>25</sup> Katsura M et al (2012) Model-based iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: comparison with the adaptive statistical iterative reconstruction technique. *European Radiology* 22:1613-1623
- <sup>26</sup> Yadava G et al (2010): Dose Reduction and Image Quality Benefits Using Model Based Iterative Reconstruction (MBIR) Technique for Computed Tomography. *Medical Physics TU-A-201B-03* 37(6):3372
- <sup>27</sup> Hérin E et al (2015) Use of Model-Based Iterative Reconstruction (MBIR) in reduced-dose CT for routine follow-up of patients with malignant lymphoma: dose savings, image quality and phantom study. *European Radiology* 25(8):2362-2370
- <sup>28</sup> Bahner ML et al (1998) Spiral CT vs incremental CT: is spiral CT superior in imaging of the brain? *European Radiology* 8:416-420
- <sup>29</sup> Kuntz R et al (1998) Image quality of spiral CT versus conventional CT in routine brain imaging. *European Journal of Radiology* 26:235-240
- <sup>30</sup> Davis AJ et al (2015) Continuous Versus Sequential Acquisition Head Computed Tomography: A Phantom and Clinical Image Quality Comparative Study *Journal of Computed Assisted Tomography* 39(6):876-881
- <sup>31</sup> Desai GS et al (2013) Comparative assessment of three image reconstruction techniques for image quality and radiation dose in patients undergoing abdominopelvic multidetector CT examinations. *British Journal of Radiology* 86(1021):20120161
- <sup>32</sup> Thibault J et al (2007) A three-dimensional statistical approach to improved image quality for multislice helical CT. *Medical Physics* 34:4526-4544
- <sup>33</sup> Silva et al (2010) Innovations in CT Dose Reduction Strategy: Application of the Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Algorithm. *American Journal of Roentgenology*. 194:191-199

- 
- <sup>34</sup> Flicek KT et al (2010) Reducing the radiation dose for CT colonography using adaptive statistical iterative reconstruction: A pilot study. *American Journal of Roentgenology* 195(1):126–131
- <sup>35</sup> Leipsic J et al. (2010) A prospective evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction. *American Journal of Roentgenology* 195:1095–1099
- <sup>36</sup> Sagara Y et al (2010) Abdominal CT: Comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients. *American Journal of Roentgenology* 195(3):713–719
- <sup>37</sup> Prakash P et al (2010) Reducing abdominal CT radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Investigative Radiology* 45(4):202–210
- <sup>38</sup> Yanagawa M et al (2010) Adaptive statistical iterative reconstruction technique for pulmonary CT: image quality of the cadaveric lung on standard- and reduced-dose CT. *Academic Radiology* 17:1259-1266
- <sup>39</sup> Machida H et al (2013) Improved delineation of the anterior spinal artery with model-based iterative reconstruction in CT angiography: a clinical pilot study. *American Journal of Roentgenology* 200(2):442–446
- <sup>40</sup> Deak Z et al (2013) Filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and a model-based iterative reconstruction in abdominal CT: an experimental clinical study. *Radiology* 266(1):197–206
- <sup>41</sup> Volders D et al (2013) Model-based iterative reconstruction and adaptive statistical iterative reconstruction techniques in abdominal CT: comparison of image quality in the detection of colorectal liver metastases. *Radiology* 269(2):469-474
- <sup>42</sup> Yasaka K et al. (2013) Model-based iterative reconstruction for reduction of radiation dose in abdominopelvic CT: comparison to adaptive statistical iterative reconstruction. *SpringerPlus* 2:209
- <sup>43</sup> Vardhanabhuti V et al. (2014) Image Comparative Assessment Using Iterative Reconstructions: Clinical Comparison of Low-Dose Abdominal/Pelvic Computed Tomography Between Adaptive Statistical, Model-Based Iterative Reconstructions and Traditional Filtered Back Projection in 65 Patients. *Investigative Radiology* 49:209-216
- <sup>44</sup> Shuman WP et al. (2014) Standard and Reduced Radiation Dose Liver CT Images: Adaptive Statistical Iterative Reconstruction versus Model-based Iterative Reconstruction - Comparison of Findings and Image Quality. *Radiology* 273(3):793–800
- <sup>45</sup> Katsura M et al. (2013) Model-based iterative reconstruction technique for ultralow-dose chest CT: comparison of pulmonary nodule detectability with the adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Investigative Radiology* 48(4):206-212
- <sup>46</sup> Ichikawa et al. (2013) CT of the chest with model-based, fully iterative reconstruction: comparison with adaptive statistical iterative reconstruction. *BMC Medical Imaging* 13:27
- <sup>47</sup> Reiser M, Kuhn FP, Debus J (2011) *Duale Reihe Radiologie*, 3. Auflage, Stuttgart: Thieme Verlag



- 
- <sup>48</sup> Silverman PM et al (2001) Common Terminology for Single and Multislice Helical CT American Journal of Roentgenology 176:1135-1136
- <sup>49</sup> Kanal KM et al (2007) Impact of operator-selected image noise index and reconstruction slice thickness on patient radiation dose in 64-MDCT. American Journal of Roentgenology 219(1):2219-225
- <sup>50</sup> Kalra MK et al (2004) Techniques and applications of automatic tube-current modulation for CT. Radiology 233:649–657
- <sup>51</sup> Hara AK et al. (2009) Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. Am J Roentgenol 193:764-771
- <sup>52</sup> Jones TR et al (2001) Single- versus multi-detector row CT of the brain: quality assessment. Radiology 219(3):750–755
- <sup>53</sup> Grillenberger A, Fritsch E (2007) Computertomographie: Einführung in ein modernes bildgebendes Verfahren S116-117, Wien: Facultas Verlags- und Buchhandels AG
- <sup>54</sup> McCollough CH et al (2006) CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. RadioGraphics 26:503–512
- <sup>55</sup> Deak PD et al (2010) Multisection CT protocols: sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length-product. Radiology 257:158-166
- <sup>56</sup> ICRP (2007) The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4)
- <sup>57</sup> Rapalino et al (2012) Cranial CT with Adaptive Statistical Iterative Reconstruction: Improved Image Quality with Concomitant Radiation Dose Reduction. American Journal of Neuroradiology 2012 33: 609-615
- <sup>58</sup> Wirtz M, Caspar F (2002) Beurteilerübereinstimmung und Beurteilerreliabilität, 1. Auflage, Göttingen: Hogrefe Verlag GmbH & Co. KG
- <sup>59</sup> Li K et al (2014) Statistical model based iterative reconstruction (MBIR) in clinical CT systems: Experimental assessment of noise performance. Medical Physics 41: 041906
- <sup>60</sup> Vogl TJ, Reith W, Rummeny EJ (2011) Diagnostische und interventionelle Radiologie, 1. Auflage, Heidelberg: Springer Verlag
- <sup>61</sup> Löve A et al (2013) Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: A phantom study on image quality at different radiation dose levels. British Journal of Radiology 86(1031):20130388
- <sup>62</sup> Chang W et al (2013) Assessment of a model-based, iterative reconstruction algorithm (MBIR) regarding image quality and dose reduction in liver computed tomography. Investigative Radiology 48(8):598-606
- <sup>63</sup> Boudabbous S et al (2015) Model-Based Iterative Reconstruction (MBIR) for the Reduction of Metal Artifacts on CT. American Journal of Roentgenology 205(2):380-385
- <sup>64</sup> Thibault J (2011) The model-based paradigm: a new frontier in image reconstruction. GE Healthcare CT Publication

- 
- <sup>65</sup> Beister M (2012) Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Physica Medica* 28(2):94-108
- <sup>66</sup> Moore GE (1965) Cramming more components onto integrated circuits. *Electronics*. 38, Nr. 8, 1965, S. 114–117
- <sup>67</sup> Wedegartner U et al (2004) Image quality of thin- and thick-slice MSCT reconstructions in low-contrast objects (liver lesions) with equal doses. *RöFo* 176(11):1676-1682
- <sup>68</sup> Brooks RA et al (1976) Statistical limitations in x-ray reconstructive tomography. *Medical Physics* 3(4):237-240
- <sup>69</sup> Prokop M et al (2008) Radiation dose in computed tomography. Risks and challenges. *Radiologe*, 48(3):229-242
- <sup>70</sup> Mathews JD et al (2013) Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *British Medical Journal* 2013 346:f2360
- <sup>71</sup> Huang WY et al. (2014) Paediatric head CT scan and subsequent risk of malignancy and benign brain tumour: a nation-wide population-based cohort study. *British Journal of Cancer* 10:2354-2360
- <sup>72</sup> Miglioretti DL et al (2013) The Use of Computed Tomography in Pediatrics and the Associated Radiation Exposure and Estimated Cancer Risk. *JAMA Pediatrics* 167(8):700-707
- <sup>73</sup> Meulepas JM et al (2014) Leukemia and brain tumors among children after radiation exposure from CT scans: design and methodological opportunities of the Dutch Pediatric CT Study. *European Journal of Epidemiology* 29(4):293-301
- <sup>74</sup> Einstein AJ et al (2007) Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. *JAMA* 298(3):317-323
- <sup>75</sup> Berrington De Gonzalez A et al (2009) Projected cancer risks from computed tomography scans performed in the United States in 2007. *JAMA Internal Medicine* (formerly *Archives of Internal Medicine*) 169(22):2071-7.
- <sup>76</sup> Leuraud K et al (2015) Ionising radiation and risk of death from leukaemia and lymphoma in radiation-monitored workers (INWORKS): an international cohort study. *Lancet Haematology* 2:276–81
- <sup>77</sup> Heyer CM et al (2007) Awareness of radiation exposure of thoracic CT scans and conventional radiographs: what do non-radiologists know? *Rofo*, 179(3):261-267
- <sup>78</sup> Lee CI et al (2004) Diagnostic CT Scans: Assessment of Patient, Physician and Radiologist Awareness of Radiation Dose and Possible Risks. *Radiology* 231:393–398
- <sup>79</sup> IMV Medical Information Division (2008) 2007 CT Market Summary Report abgerufen unter [http://www.imvinfo.com/user/documents/content\\_documents/def\\_dis/2008\\_03\\_21\\_11\\_25\\_43\\_706.pdf](http://www.imvinfo.com/user/documents/content_documents/def_dis/2008_03_21_11_25_43_706.pdf) am 21.8.2015 um 14:00 Uhr
- <sup>80</sup> Tsushima Y et al (2010) Radiation exposure from CT examinations in Japan. *BMC Medical Imaging* 10:24

- 
- <sup>81</sup> Miéville FA et al (2013) Iterative reconstruction methods in two different MDCT scanners: Physical metrics and 4-alternative forced-choice detectability experiments - A phantom approach *Physica Medica* 29:99-110
- <sup>82</sup> Mathieu KB (2014) Radiation dose reduction for CT lung cancer screening using ASIR and MBIR: a phantom study. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 15(2):4515
- <sup>83</sup> Ernst CW et al (2015) Dedicated sub 0.1 mSv 3DCT using MBIR in children with suspected craniosynostosis: quality assessment. *European Radiology*, published online DOI 10.1007/s00330-015-3870-5