

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

Vorstand: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

---

**Strahlenbelastung und Bildqualität einer  
normalen CT des Schädels, akquiriert mit  
automatischer und organbasierter  
Röhrenstrommodulation, Multi-Band-Filter  
und iterativer Rekonstruktion**

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

vorgelegt von  
Dominik Alexander Augart  
aus  
München  
2012

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter und Betreuer: Prof. Dr. med Hans-Christoph Becker

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Werner Rühm  
Prof. Dr. Gunnar Brix

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 11.10.2012

## Inhaltsverzeichnis

Einleitung.....	1
Grundlagen .....	1
AEC: Automated exposure control.....	1
TCM: tube current modulation.....	1
MBF: Multi-Band-Filter .....	2
Iterative Rekonstruktion .....	2
Material und Methoden.....	6
Phantommessungen .....	6
Patientenstudie.....	9
Statistische Analyse .....	11
Ergebnisse.....	12
Strahlenbelastung .....	12
Demografische Daten der Patienten .....	13
Subjektive Bildqualität .....	13
Objektive Bildqualität.....	17
Strahlenexposition bei Patientenuntersuchungen .....	19
Diskussion .....	21
Limitationen der Studie.....	24
Schlussfolgerung.....	25
Danksagung .....	26
Quellenangaben .....	27

## **Zusammenfassung**

### ***Zielsetzung***

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war die Evaluation der potentiell möglichen Strahlendosisreduktion sowie die Verbesserung der Bildqualität von CT- Schädel- aufnahmen ohne offensichtliche Pathologie, die mit automatischer Expositions- kontrolle (AEC), organbasierter Röhrenstrommodulation (TCM), Multi-Band-Filter (MBF) und statt mit konventioneller gefilterten Rückprojektion (FBP) mit iterativer Rekonstruktion (IRIS) akquiriert wurden.

### ***Methoden***

Zur Messung der Strahlenexposition wurde ein Alderson-Phantom mit Thermo- lumineszenzdosimetern (TLD) im Bereich des Schädels und des Halses bestückt und mit verschiedenen CT Scanmodi exponiert.

Anhand von 150 Patientenbildern ermittelten wir sowohl Rauschwerte, das Signal- zu Rausch-Verhältnis als auch die subjektive Bildqualität anhand einer Bewertungsskala in definierten Bereichen des Gehirns. Ebenso erfassten wir die jeweilige Strahlen- exposition der Patienten, die mit den jeweiligen Scanprotokollen untersucht wurden.

### ***Ergebnisse***

Bei den Phantommessungen konnte mit AEC und TCM die Strahlenexposition der Linse, des Großhirns, des Kleinhirns und der Schilddrüse um 41,9%, 34,5%, 30,5% und 34,9% reduziert werden.

Bei den CT Schädelaufnahmen der Patienten, die mit AEC, TCM, MBF und IRIS erzeugt wurden, zeigte sich eine signifikante Änderung der Bildqualität im Vergleich

zu FBP. Jedoch waren der CT-Dosisindex (CTDI) und das Dosislängenprodukt (DLP) mit AEC, TCM, MBF und IRIS mit 24,1% und 20,2% signifikant geringer.

### ***Schlussfolgerung***

Die Kombination aus AEC, TCM, MBF und IRIS verbessert die Bildqualität, während gleichzeitig die Strahlenbelastung reduziert wird, was vor allem strahlensensitiven Organen wie den Linsen und der Schilddrüse zugutekommt.

## **Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1: Schematische Darstellung IRIS .....	4
Abbildung 2: Alderson-Phantom-Bestückung mit TLDs .....	6
Abbildung 3: Bestrahlung Alderson-Phantom .....	9
Abbildung 4: Bildbeispiele.....	14
Abbildung 5: Bildbeispiele.....	15

## **Tabellenverzeichins**

Tabelle 1: Organdosen Alderson-Rendo-Phantom.....	13
Tabelle 2: Reader-Auswertung .....	16
Tabelle 3: Rauschmessungen in verschiedenen Gebieten des Gehirns in HU.....	18
Tabelle 4: S/R Verhältnis gemessen in verschiedenen Gebieten des Gehirns.....	19
Tabelle 5: Dosiswerte, abgeleitet aus den Patientenprotokollen .....	20

## **Abkürzungen**

AEC	Automated Exposure Control
ASIR	Adaptive Statistical Iterative Reconstruction
CTDI	CT Dose Index
DLP	Dose Length Product
FBP	Filtered Back Projection
IR	Iterative Reconstruction
IRIS	Iterative Reconstruction In Image Space
MBF	Multi-Band-Filtering
MDCT	Multi-Detector-Row CT
TCM	Tube Current Modulation
TLD	Thermo Luminescent Dosimeter

## **Einleitung**

Aufgrund der breit gefächerten klinischen Einsatzmöglichkeiten leistet die Computertomographie heutzutage den größten Anteil an medizinischer Strahlenexposition in den Industriestaaten[1]. Moderne CT-Scanner sind mittlerweile mit einer Vielzahl an technischen Möglichkeiten ausgerüstet, mit deren Hilfe die Strahlenbelastung reduziert werden kann.

## **Grundlagen**

### ***AEC: Automated exposure control***

Eine der wohl wichtigsten technischen Möglichkeiten zur Dosisreduktion in der Computertomographie stellt die automatische Expositionskontrolle (AEC) dar, bei der der Röhrenstrom und daraus folgend die Strahlenexposition an das zu untersuchende Objekt auf Basis des Durchmessers und der damit verbundenen Strahlenabschwächung angepasst wird [2,3]. In der Literatur ist dieses Verfahren bereits eingehend beschrieben. Die Dosisreduktion liegt dabei – je nach Anwendung – bei 25% [3].

### ***TCM: tube current modulation***

*Organ based tube current modulation* (TCM) ist eine neue Methode, die erst vor kurzem bei Thorax-CT-Aufnahmen eingeführt wurde [4].

Die zugrundeliegende Technologie der organbasierten Röhrenstrommodulation schaltet die Röntgenröhre während einer bestimmten Phase, die jeweils anhand von unterschiedlichen Abschwächungen bestimmter Körperregionen ermittelt werden, wie z. B. der Schultern, aus, während die Gantry kontinuierlich im Spiral- oder Helicalmodus rotiert. Dies ist möglich, da für die Rekonstruktion der Bilder keine 360 Grad erforderlich sind [5].

Wird die Röntgenröhre zu einem Zeitpunkt abgeschaltet, an dem sie sich direkt über dem Patienten befindet, kann bei CT-Aufnahmen des Thorax die Röntgenexposition der Brust um 50% signifikant gesenkt werden[4].



In der vorliegenden Untersuchung gilt es bei Aufnahmen des Schädels festzustellen, inwieweit die strahlensensitiven Augenlinsen vor der direkten Strahlenexposition geschützt werden können.

Schädel-CT-Aufnahmen stellen aufgrund der niedrigen Kontrastunterschiede zwischen grauer und weißer Substanz die höchste Herausforderung in Bezug auf die Bildqualität dar. Zudem sind das Kleinhirn und der Hirnstamm von der knöchernen Schädelbasis umgeben, welche die Röntgenstrahlung inhomogen vermindert und dadurch die Bildqualität in der hinteren Schädelgrube sehr stark negativ beeinflusst [6]. Diese Effekte können nur bis zu einem bestimmten Grad über die Erhöhung der Strahlendosis kompensiert werden. Aus diesem Grund sind andere Optionen erforderlich, um einen geeigneten Ausgleich zwischen Bildqualität und Strahlenbelastung zu erreichen [7].

### ***MBF: Multi-Band-Filter***

Multi-Band-Filter (MBF) zerlegt CT-Rohdaten in hoch- und niedrigfrequente Datenanteile. Während zunächst die hochfrequenten Daten herausgefiltert werden, werden die niedrigfrequenten Daten modifiziert, indem auf sie eine nicht lineare Hounsfieldwerte-(HU)-Funktion angewendet werden.

Diese nicht lineare HU-Funktion ist auf den Durchschnittswert der einzelnen CT-Werte zwischen der grauen und weißen Substanz zentriert, was im Ergebnis ein minimales Auf- und Absteigen der HU-Einheiten über- und unterhalb eines zentralen Punktes bewirkt. Diese Verteilung der HU kann dann als verbesserter Kontrast zwischen grauer und weißer Substanz wahrgenommen werden.

### ***Iterative Rekonstruktion***

Bisher galt die gefilterte Rückprojektion (*filtered back projection* = FBP) als die Standardmethode für die CT-Bildrekonstruktion. Alternativ ist es möglich, die CT-Bilder unter Zuhilfenahme einer iterativen Rekonstruktionsschleife (IRIS) aus dem CT-Rohdatensatz zu generieren.

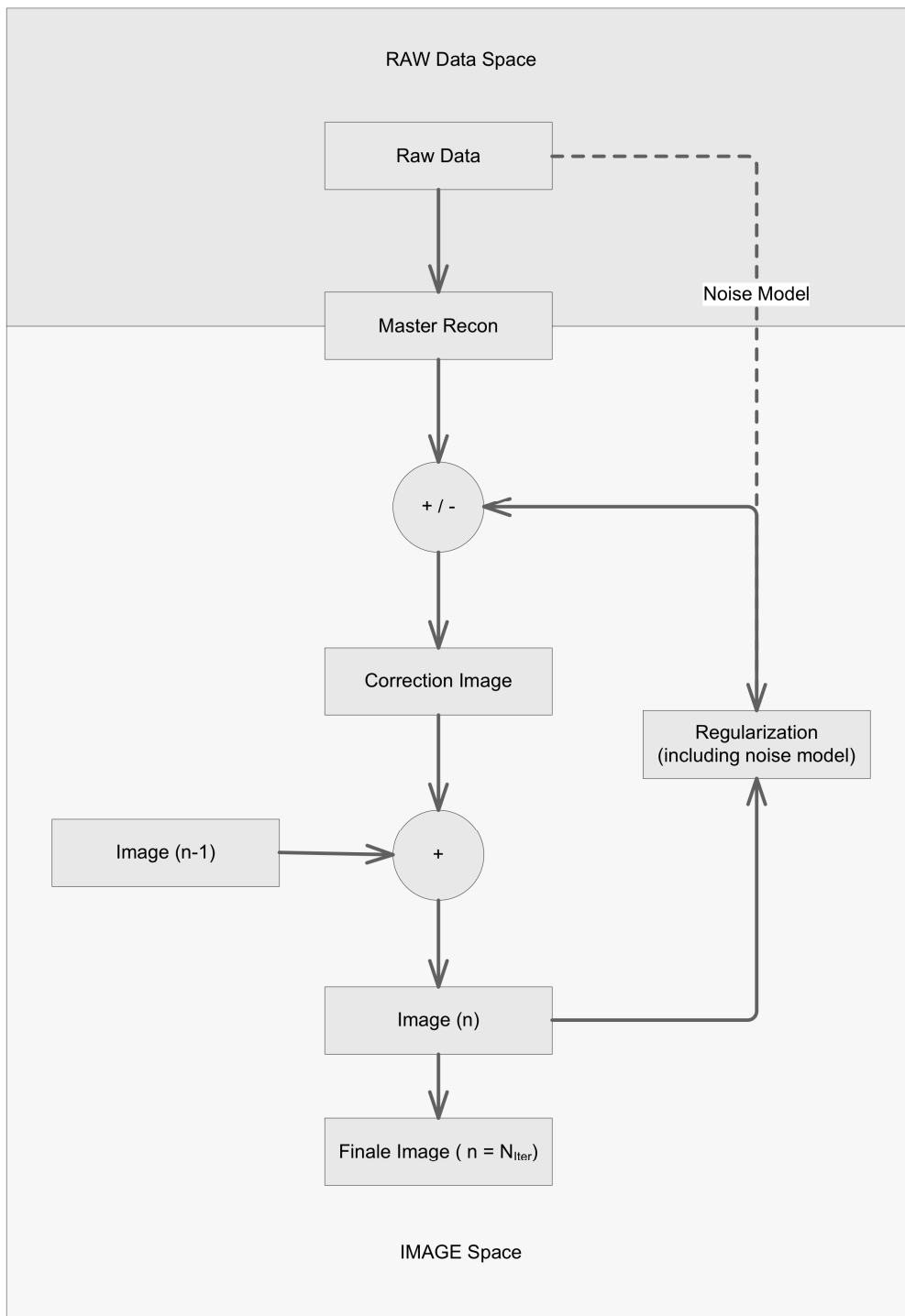
Der Ansatz von IRIS basiert auf einer initialen FBP-Rekonstruktion, welche im Kern noch alle Frequenzen und alle dazugehörigen Informationen des Rohdatenmaterials enthält, daher aber auch eine erhebliche Unschärfe aufweist.

Anschließend werden mehrere iterative Prozessschleifen auf die Daten angewendet, wodurch zunächst lediglich das Rauschen reduziert wird, die Bildschärfe aber erhalten bleibt. Sowohl die physikalischen Eigenschaften des Scannersystems als auch die Rekonstruktionsparameter werden dabei berücksichtigt.

Während jeder Iteration werden die allgemeinen Bildeigenschaften, wie z. B. die Kantenschärfe und das Kontrast- zu Rausch-Verhältnis, mit Hilfe eines Rauschmodells, welches anhand der Rohdaten erstellt wurde, analysiert und verglichen. Die iterativen Schleifen erlauben die signifikante Reduktion des Rauschens, während zugleich die Bildkanteninformation und die Niedrigkontrast-auflösung erhalten bleiben.

Auf diese Weise umgeht diese Form der iterativen Rekonstruktion die zeitaufwändige Verarbeitung der CT-Rohdaten, und man erhält rauschärmere Bilder im Vergleich zu FBP aus den Rohdaten. Dies wiederum lässt sich in der Folge in Form einer Dosisersparnis umsetzen.

Abbildung 1: Schematische Darstellung IRIS



Das endgültige Bild wird in mehreren iterativen Schritten aus einem FBP-Master-Image erzeugt. Für diese Form der Bildrekonstruktion ist der wiederholte Zugriff auf die Rohdaten nicht notwendig, was die Bildrekonstruktion erheblich beschleunigt.

Die Bildrekonstruktion mittels IRIS wurde bereits für eine Vielzahl von CT-Anwendungen erforscht. Dabei wurde sowohl ihr Potential zur Verbesserung der Bildqualität als auch die Reduktion der Strahlendosis erwiesen [5].

Unseres Wissens nach ist das hier der erste Bericht, in dem IRIS, AEC, MBF und organbasierte TCM gleichzeitig zur Erstellung von Schädel-CT-Aufnahmen angewendet wurden.

Mit Hilfe von Phantommessungen und Patientenuntersuchungen wird in der vorliegenden Arbeit der Versuch unternommen, das bisherige Standardprotokoll für Schädel-CT-Bilder mit den neuen alternativen Scanmethoden und der iterativen Rekonstruktion in Hinblick auf Bildqualität und Strahlenexposition zu vergleichen.

## Material und Methoden

### *Phantommessungen*

Um die Strahlenexposition in verschiedenen Teilen des Gehirns (Großhirn, Kleinhirn und Linse) sowie in der Schilddrüse zu messen, bestückten wir ein Alderson-Rando-Phantom mit einer Charge von Thermolumineszenzdosimetern (n=40) (LiF -TLD 100) in drei Schnittebenen auf Höhe des Großhirns, der Linsen, dem Kleinhirn und der Schilddrüse in den dafür vorgesehenen Bohrlöchern.

Abbildung 2: Alderson-Phantom-Bestückung mit TLDs







Das Phantom wurde mit einem Standard-CT-Schädel-Protokoll ohne jegliche Expositionskontrolle mit einem *dual source CT scanner* (SOMATOM Definition Flash, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) im *spiral single source mode* mit einer Kollimation von 64x0,6 mm, Pitch 0,55, einer Röhrenspannung von 120 kVp und einem effektiven Röhrenstrom von 320 mAs exponiert.

In der zweiten Exposition wurde AEC (CareDose4D, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) angewendet, wobei wieder eine Röhrenspannung von 120 kVp anlag und der Röhrenstrom auf Basis eines Referenzwertes von 390 mAs an den Schädel angepasst wurde.

Im dritten Expositionsdurchgang wurde zum AEC noch die organbasierte TCM (X-CARE, Siemens, Erlangen, Deutschland) mit zugeschaltet. Um aussagekräftige Dosiswerte zu erhalten, wurde jede Exposition zehn Mal wiederholt und anschließend die Dosiswerte durch den Faktor 10 geteilt. Anhand dieser Messungen ermittelten wir die Dosis für die Linse, das Großhirn, das Kleinhirn und die Schilddrüse.

**Abbildung 3: Bestrahlung Alderson-Phantom**



### ***Patientenstudie***

Für unser Patientenkollektiv wurden dieselben Bildparameter wie auch schon bei den Phantommessungen verwendet: iterative Rekonstruktion (IRIS, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland), Multi-Band-Filter (MBF, Neuro BestContrast, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) und organbasierte Röhrenstrommodulation (TCM, X-Care, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland), welche ab Januar 2010 durch ein Software Update erhältlich wurden.

Das Routineprotokoll wurde im Januar 2010 umgestellt. Vor diesem Zeitpunkt wurden alle Untersuchungen mit konventioneller Aufnahmetechnik durchgeführt, im Anschluss, sprich ab Januar 2010, wurden diese dann mit den neuen Verfahren aquiriert.



Es wurden 100 Schädelaufnahmen von Patienten ohne offensichtliche Pathologien nach dem Zufallsprinzip ausgewählt, die vor Januar und nach Januar 2010 aufgenommen worden waren.

Das Patientenkollektiv mit den CT-Schädelaufnahmen vor Januar 2010 (Gruppe 1, n=50) wurde demzufolge ohne jegliche Dosismodulation und mit gefilterter Rückprojektion (FBP) rekonstruiert.

Die Aufnahmen der Patienten nach Januar 2010 unterteilten sich in AEC, TCM, MBF und FBP (Gruppe 2, n=50) sowie AEC, TCM, MBF und IRIS (Gruppe 3, n=50). Alle Bilder wurden mit 5 mm Schichtdicke rekonstruiert. Die Rekonstruktionskerne für FBP und IRIS waren H37s beziehungsweise J37s.

In allen Bildern wurden die Hounsfieldeinheiten (HU) und das Bildrauschen (HU Standardabweichung) in den Regionen Hirnstamm, Frontal-, Temporal-, und Occipitallappen, Capsula interna, Zentrum semiovale, kortikale graue Substanz und Liquor mit einer möglichst großen Fläche von bis zu 2 cm<sup>2</sup> Durchmesser gemessen. Anhand dieser Daten wurden das Signal-/Rausch-Verhältnis (S/N) und die HU-Unterschiede zwischen Thalamus und Capsula interna, Zentrum semiovale und Kortikaler grauer Substanz und Nucleus lentiformis zur Capsula interna ermittelt.

Die Bildqualität wurde im Anschluss an die objektiven Rausch-Messungen subjektiv durch zwei Reader mit mehr als 15 beziehungsweise 8 Jahren Erfahrung in der Beurteilung von Ganzkörper-CT's und in der Neuroradiologie, verblindet zur Zeit der Akquisition, dem Scan- und Rekonstruktionsmodus, an Hand einer 5 Punkteskala beurteilt.

Bei der Bewertung entsprach die Punktezahl 5 einer „optimalen Bildqualität“ oder „keine Artefakte“, 4 ist mit einer minimalen Einschränkung der Bildqualität gleichzusetzen, 3 mit einer geringen Einschränkung der Bildqualität, 2 mit einer deutlichen Einschränkung der Bildqualität und 1 bedeutet eine nicht diagnostisch auswertbare Bildqualität oder „mit Artefakten“, die die Interpretation beeinträchtigen.

Beide Reader beurteilten unabhängig voneinander die Bildqualität im Allgemeinen (1), Artefakte in der hinteren Schädelgrube (2) und im Allgemeinen (3), Beurteilbarkeit von Mittelhirn (4), Pons (5), Medulla oblongata (6), Kleinhirn (7), Temporall-

appenstrukturen (8), Mark-Rinden-Differenzierung (9), Differenzierung der Basalganglien (10).

Die Kriterien 1, 2+3, 4-8, 9+10 wurden in den Gruppen „Bildqualität“, „Artefakte“, „Beurteilbarkeit“ und „Differenzierbarkeit“ zusammengefasst. Die Beurteilung der beiden Reader wurde im Anschluss für die statistische Analyse gemittelt.

Des Weiteren wurden bei jedem einzelnen Patientenbild anhand des Patientenprotokolls der CT-Dosisindex (CTDI) und das Dosislängenprodukt (DLP) dokumentiert.

### ***Statistische Analyse***

Das Patientenalter, das Geschlecht und die Dosiswerte sowie das Signal- zu Rausch-Verhältnis und die Unterschiede in den HU-Werten wurden allesamt mit Hilfe einer Two-Way-ANOVA analysiert.

Die Beurteilung der Reader bezüglich der subjektiven Bildqualität und die aus den Protokollen dokumentierten Dosiswerte wurden mit einer ANOVA-on-ranks gepaart/ungepaart und ungepaarten T-Testes analysiert (SigmaStat 3.5, Systat Software, San Jose, California, USA). Dabei wurde ein p-Wert von  $\leq 0.05$  als statistisch signifikant angesehen.

## **Ergebnisse**

### ***Strahlenbelastung***

Verglichen mit dem Standard-Scanprotokoll, hat AEC mit TCM die Strahlenexposition der Linse, des Großhirns, des Kleinhirns und der Schilddrüse um 41,9%, 34,5%, 30,4% und 34,9% reduzieren können.

AEC war vor allem effektiv bei der Reduktion der Strahlenexposition im Bereich des Kleinhirns mit 30,2%, aber auch bei der Schilddrüse mit 34,9%.

Organbasierte TCM war besonders bedeutsam in der Reduktion der Strahlenexposition der Linse mit 34,6%.

Sowohl AEC als auch TCM konnten eine Reduktion der Strahlenexposition für das Großhirn von 22% beziehungsweise 16,1% erwirken.

**Tabelle 1: Organdosen Alderson-Rendo-Phantom**

	<b>Standard</b>	<b>AEC</b>	<b>AEC &amp; TCM</b>	<b>Δ Standard zu AEC</b>	<b>Δ Standard zu AEC&amp;TCM</b>	<b>Δ AEC zu AEC &amp; TCM</b>
<b>Linse</b>	58,2 mGy	51,7 mGy	33,8 mGy	-11,2%	-41,9%	-34,6%
<b>Großhirn</b>	55,9 mGy	43,6 mGy	36,6 mGy	-22,0%	-34,5%	-16,1%
<b>Kleinhirn</b>	51,7 mGy	36,1 mGy	36,0 mGy	-30,2%	-30,4%	-0,2%
<b>Schild- drüse</b>	1,7 mGy	1,2 mGy	1,1 mGy	-30,9%	-34,9%	-5,8%

*Anhand der TLD-Messungen ermittelte Organdosen im Kopf und Nacken des Alderson-Rendo-Phantoms*

### ***Demografische Daten der Patienten***

Es konnte kein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich des Alters oder des Geschlechts hinsichtlich der Gruppen 1, 2 und 3 festgestellt werden ( $p \geq 0.05$ ).

### ***Subjektive Bildqualität***

Die Reader beurteilten die Bildqualität, die Beurteilbarkeit, Differenzierbarkeit und die Artefakte mit FBP (Gruppe 1) signifikant besser gegenüber AEC, TCM, MBF und FBP (Gruppe 2), welche mit weniger Dosis akquiriert wurden.

Dahingegen wurde beim Vergleich von AEC, TCM, MBF und FBP (Gruppe 2) zu AEC, TCM, MBF und IRIS (Gruppe 3) Letztere in den Punkten Bildqualität,

Beurteilbarkeit und Differenzierbarkeit signifikant besser beurteilt. Lediglich bei den Artefakten konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden.

Abbildung 4: Bildbeispiele

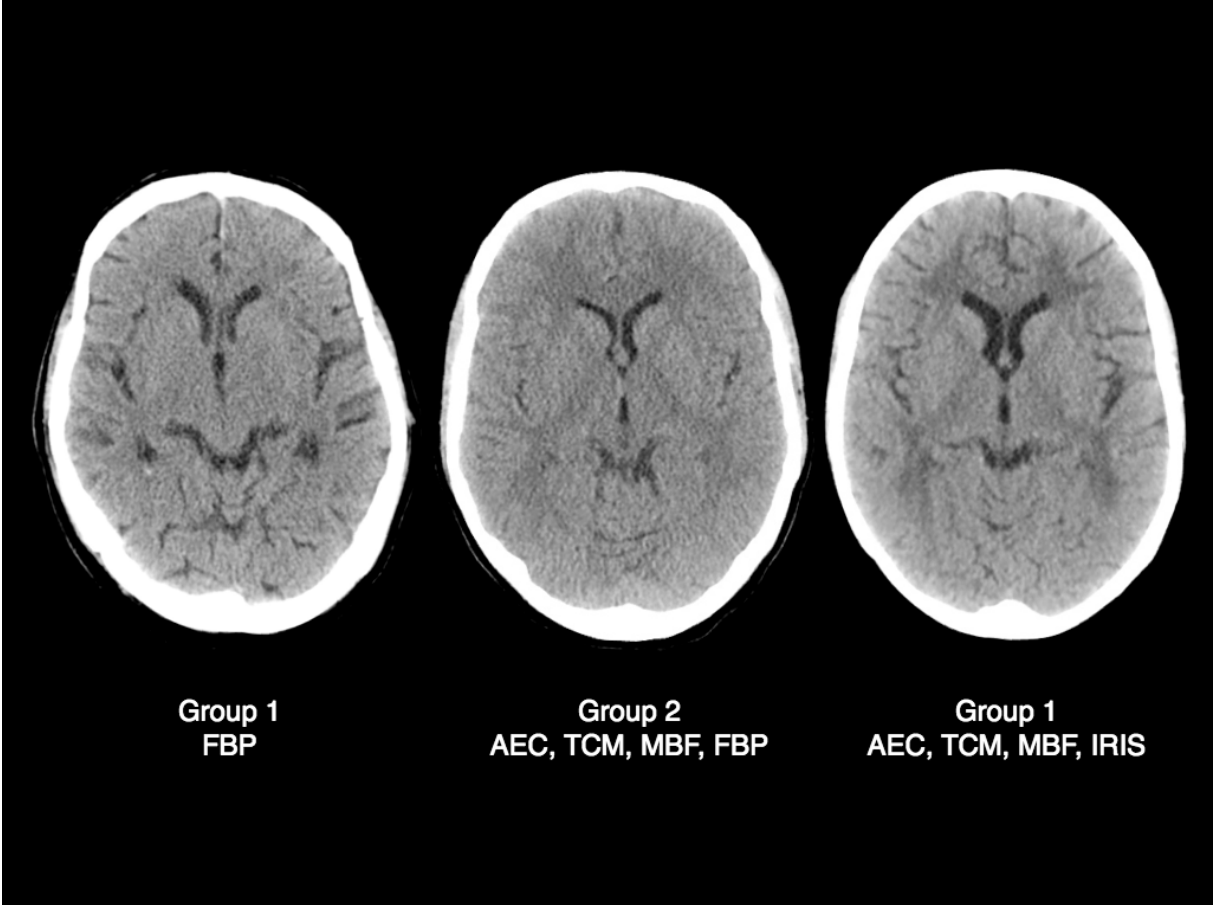
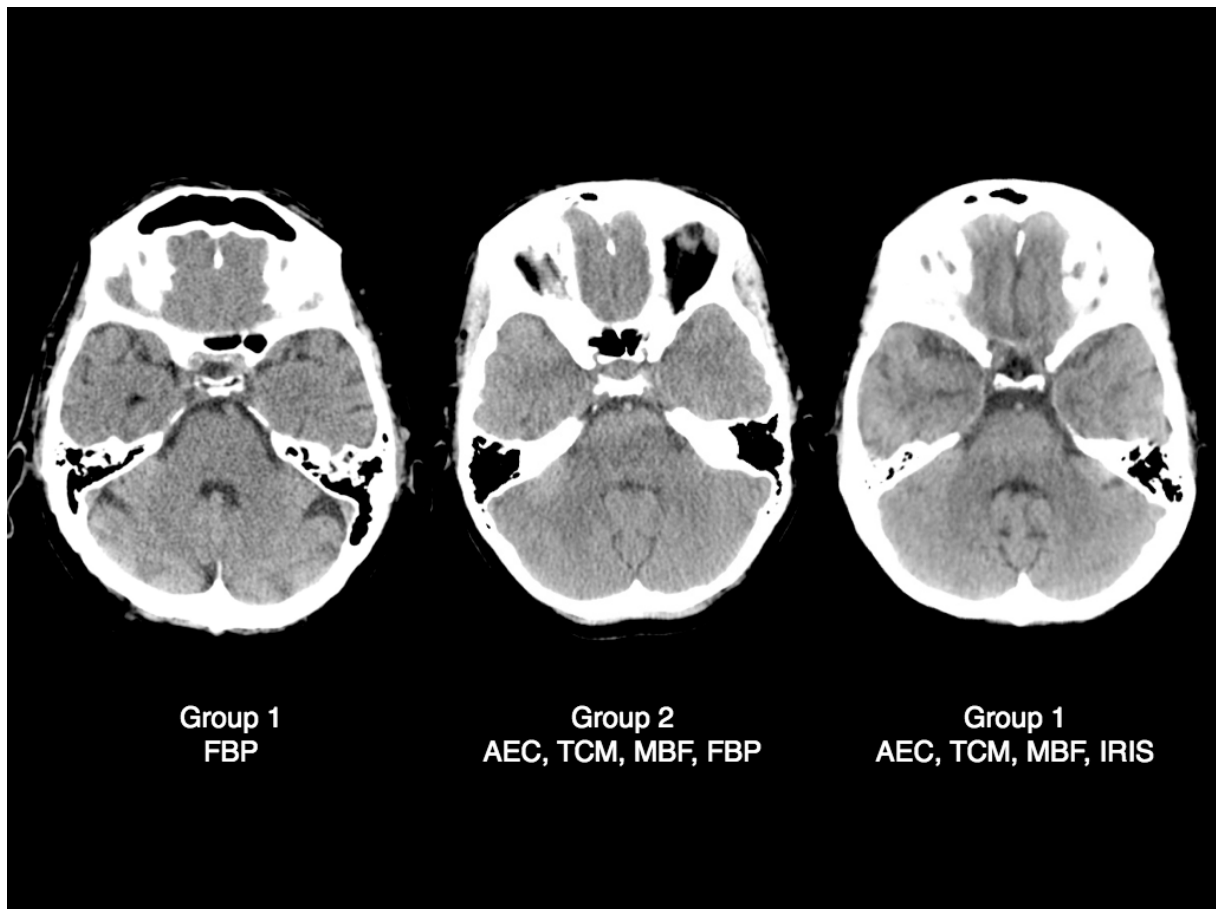


Abbildung 5: Bildbeispiele



*Beispiele von CT-Schädelaufnahmen, die mit FBP (Gruppe 1), AEC, TCM, MBF und FBP (Gruppe 2) und mit IRIS (Gruppe 3), die zum einem auf Höhe des Großhirns, zum anderen auf Schädelbasisebene akquiriert wurden.*

*Die Bilder der Gruppe 2 und 3 wurden mit 20% weniger Dosis akquiriert. Im Vergleich haben die Bilder mit IRIS sowohl die bessere Bildqualität, Differenzierbarkeit sowie Beurteilbarkeit als auch deutlich weniger Rauschen und ein besseres Signal-/Rausch-Verhältnis*

Tabelle 2: Reader-Auswertung

		<b>Gruppe 1</b>	<b>Gruppe 2</b>	<b>Gruppe 3</b>
		<b>FBP</b>	<b>AEC, TCM, MBF, FBP</b>	<b>AEC, TCM, MBF, IRIS</b>
		mean ± SD	mean ± SD	mean ± SD
<b>1</b>	<b>Allgemeine Bildqualität</b>	3,3 ± 0,5	3,0 ± 0,3 **	3,6 ± 0,3 ***
<b>2</b>	<b>Artefakte in der hinteren Schädelgrube</b>	3,4 ± 0,5	3,3 ± 0,6 n.s.	3,2 ± 0,4 n.s.
<b>3</b>	<b>Artefakte allgemein</b>	4,0 ± 0,4	3,8 ± 0,6 n.s.	3,8 ± 0,4 n.s.
<b>4</b>	<b>Mittelhirn</b>	3,7 ± 0,4	3,1 ± 0,5 ***	3,8 ± 0,4 ***
<b>5</b>	<b>Pons</b>	2,9 ± 0,5	3,1 ± 0,4 n.s.	3,0 ± 0,5 n.s.
<b>6</b>	<b>Medulla oblongata</b>	3,5 ± 0,4	3,1 ± 0,4 ***	3,6 ± 0,5 ***
<b>7</b>	<b>Kleinhirn</b>	3,5 ± 0,4	3,0 ± 0,2 ***	3,5 ± 0,5 ***
<b>8</b>	<b>Temporallappen</b>	3,3 ± 0,5	2,9 ± 0,3 ***	3,7 ± 0,4 ***
<b>9</b>	<b>Mark-Rinden-Differenzierung</b>	2,9 ± 0,6	2,7 ± 0,5*	3,8 ± 0,5 ***
<b>10</b>	<b>Stammganglien</b>	2,4 ± 0,4	2,3 ± 0,5 n.s.	3,3 ± 0,6 ***

<b>1</b>	<b>Bildqualität</b>	3,3 ± 0,5	3,0 ± 0,3 **	3,6 ± 0,3 ***
<b>2+3</b>	<b>Artefakte</b>	3,7 ± 0,5	3,5 ± 0,6 *	3,5 ± 0,5 n.s.
<b>4-8</b>	<b>Beurteilbarkeit</b>	3,4 ± 0,5	3,0 ± 0,4 ***	3,5 ± 0,5 ***
<b>9+10</b>	<b>Differenzierbarkeit</b>	2,7 ± 0,6	2,5 ± 0,5 *	3,5 ± 0,6 ***

\*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0,01$ ; \*\*\*  $p \leq 0,001$ ; mean ± SD getestet mit ANOVA-on-Ranks (ungepaart)

*Bildqualität, Beurteilbarkeit und Differenzierbarkeit waren besser mit FBP (Gruppe 1), verglichen mit AEC, TCM, MBF und FBP (Gruppe 2). Alle Bildqualitäten – bis auf die Artefakte – verbesserten sich von Gruppe 2 zu Gruppe 3 mit IRIS.*

### **Objektive Bildqualität**

Die Auswertung der Daten ergab, dass das Bildrauschen im Temporal- und Occipitallappen sowie im Liquor mit FBP alleine (Gruppe 1) weniger war im Vergleich zu AEC, TCM, MBF gepaart mit FBP (Gruppe 2).

Mit IRIS konnte auf annähernd allen Gebieten – bis auf in der Region des Nukleus lentiformis und der kortikalen grauen Substanz – eine signifikante Verbesserung des Bildrauschens nachgewiesen werden.



**Tabelle 3: Rauschmessungen in verschiedenen Gebieten des Gehirns in HU**

		<b>Gruppe 1</b>	<b>Gruppe 2</b>	<b>Gruppe 3</b>
		<b>FBP</b>	<b>AEC, TCM, MBF, FBP</b>	<b>AEC, TCM, MBF, IRIS</b>
		mean ± SD	mean ± SD	mean ± SD
<b>1</b>	<b>Hirnstamm</b>	7,6 ± 0,1	7,7 ± 0,1 n.s.	7,3 ± 0,1 *
<b>2</b>	<b>Frontallappen</b>	7,3 ± 0,1	7,6 ± 0,1 n.s.	7,1 ± 0,1 **
<b>3</b>	<b>Temporallappen</b>	7,2 ± 0,1	7,6 ± 0,1 **	7,2 ± 0,1 **
<b>4</b>	<b>Occipitallappen</b>	7,2 ± 0,1	7,6 ± 0,1*	7,1 ± 0,1 ***
<b>5</b>	<b>Thalamus</b>	7,2 ± 0,1	7,5 ± 0,1 n.s.	7,0 ± 0,1 **
<b>6</b>	<b>Nucleus lentiformis</b>	7,4 ± 0,1	7,5 ± 0,1 n.s.	7,2 ± 0,1 n.s.
<b>7</b>	<b>Capsula interna</b>	7,2 ± 0,1	7,5 ± 0,1 n.s.	6,8 ± 0,1 ***
<b>8</b>	<b>Centrum semiovale</b>	6,9 ± 0,1	7,1 ± 0,1 n.s.	6,7 ± 0,1 *
<b>9</b>	<b>graue Substanz</b>	7,1 ± 0,1	7,1 ± 0,1 n.s.	7,0 ± 0,1 n.s.
<b>10</b>	<b>Liquor</b>	6,8 ± 0,1	7,3 ± 0,1**	6,7 ± 0,1 ***

\*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0,01$ ; \*\*\*  $p \leq 0,001$ ; mean ± SD wurden mit Two-Way-ANOVA gepaart und ungepaart getestet.

Es zeigte sich weniger Rauschen im Temporal-, Occipitallappen und im Liquor mit FBP (Gruppe 1), im Vergleich zu AEC, TCM, MBF und FBP (Gruppe 2). Mit IRIS konnte in allen Regionen – bis auf Nucleus lentiformis und der grauen Substanz – das Rauschen gesenkt werden.

Die Auswertung der Signal-/Rausch-Werte zeigte, dass in den Gebieten Centrum semiovale / kortikaler grauer Substanz und Nucleus lentiformis / Capsula interna AEC, TCM, MBF, FBP (Gruppe 2) ein signifikant besseres Verhältnis im Vergleich zu FBP alleine (Gruppe 1) vorlag. Unter Verwendung von IRIS (Gruppe 3) konnte dieses Verhältnis sogar noch weiter signifikant verbessert werden.

**Tabelle 4: S-/R-Verhältnis, gemessen in verschiedenen Gebieten des Gehirns**

		<b>Gruppe 1</b>	<b>Gruppe 2</b>	<b>Gruppe 3</b>
		<b>FBP</b>	<b>AEC, TCM, MBF, FBP</b>	<b>AEC, TCM, MBF, IRIS</b>
		mean ± SD	mean ± SD	mean ± SD
<b>1</b>	<b>Nucleus lentiformis / Capsula interna</b>	0,7 ± 0,1	0,9 ± 0,1 *	1,0 ± 0.1 n.s.
<b>2</b>	<b>Thalamus / Capsula interna</b>	0,5 ± 0,1	0,7 ± 0,0 n.s.	0,7 ± 0.1 n.s.
<b>3</b>	<b>Centrum semiovale / graue Substanz</b>	2,3 ± 0,1	2,7 ± 0,1 ***	3,4 ± 0.1 ***

*\* p ≤ 0,05; \*\* p ≤ 0,01; \*\*\* p ≤ 0,001; mean ± SD wurden mit Two-Way-ANOVA, gepaart und ungepaart, getestet.*

*Das Signal-/Rausch-Verhältnis war signifikant besser in den Gebieten Centrum semiovale / graue Substanz und Nucleus lentiformis / Capsula interna mit AEC, TCM, MBF und FBP (Gruppe 2) im Vergleich zu FBP alleine (Gruppe 1). Mit IRIS (Gruppe 3) konnte das Verhältnis sogar noch mehr verbessert werden*

## ***Strahlenexposition bei Patientenuntersuchungen***

Die CTDI- und DLP-Werte waren im Durchschnitt 24,1% beziehungsweise 20,2% höher in Gruppe 1 als in den dosismodulierten Gruppen 2 und 3 mit AEC und TCM.

**Tabelle 5: Dosiswerte, abgeleitet aus den Patientenprotokollen**

	<b>Gruppe 1</b>	<b>Gruppe 2</b>	<b>Gruppe 3</b>
	<b>FBP</b>	<b>AEC, TCM, MBF, FBP</b>	<b>AEC, TCM, MBF, IRIS</b>
<b>CTDI</b>	60±0,1 mGy	46 ± 0,8 mGy ***	45.±0,6 mGy n.s.
<b>DLP</b>	887±7,8 mGy x cm	722±16,8 mGy x cm ***	708±14,1 mGy x cm n.s.

*Signifikant niedrigere Strahlenbelastung für Gruppe 2 und 3*

## Diskussion

Der Nutzen von iterativer Rekonstruktion wurde mittlerweile in einer Vielzahl von Publikationen für verschiedene CT-Anwendungen in Form von Phantom- und Patientenstudien beschrieben. Die meisten dieser Publikationen fokussieren dabei die Verwendung einer adaptiven statistischen iterativen Rekonstruktion (ASIR), welche stufenweise in Prozent ein Ausblenden von FBP zu iterativer Rekonstruktion erlaubt [8].

Yanagawa et al. waren die Ersten, die die Auswirkung der iterativen Rekonstruktion im Hochauflösungs-CT an Lungen von Leichen getestet haben. Sie beobachteten, dass bei den Bildern der Lunge, bei denen die Strahlendosis reduziert wurde, ein höher Grad an ASIR es zwar ermöglichte, die Bildqualität zu verbessern, dies aber im Gegenzug feine Befunde – wie intralobuläre oder retikuläre Verschattungen – verschleiern konnte [9].

Prakash et al. verglichen 98 CT-Scans des Thorax, welche mit ASIR rekonstruiert wurden, mit 54 Scans, welche konventionell mit FBP generiert wurden. Trotz einer Reduktion der Dosis um 27,6% wiesen die ASIR-Bilder weniger Rauschen gegenüber den FBP-Bildern auf [10]. Darüber hinaus berichteten Prakash et al., dass der neue High-Definition-ASIR-Algorithmus den ASIR- und FBP-Bildern in einer Studie mit 24 Patienten, bei der feine Lungengerüsterkrankungen beurteilt wurden, überlegen war [11].

Bei Abdomen-Low-Dose-CT-Untersuchungen mit ASIR von 53 Patienten ermittelten Sarage et al. eine Strahlenreduktion von 23-66%, verglichen mit der Dosis von Routine-CTs mit FBP. Das Low-Dose-CT lieferte trotz reduzierter Bildschärfe bei durchschnittlich großen und kleinen Patienten im Vergleich zum Routinedosis-CT mit FBP eine vergleichbar akzeptable diagnostische Bildqualität [12].

Prakash et al. verglichen in einer Studie 156 Patienten mit 40% ASIR und 66 Patienten mit FBP-Rekonstruktion und ermittelten eine Dosisreduktion von 25,1% sowie eine signifikante Reduktion des Bildrauschens [13].

Marin et al. berichteten, dass ASIR die Bildqualität verbessere und das Potential habe, die Strahlendosis ungefähr um die Hälfte für CT-Untersuchungen des Abdomens mit niedriger Röhrenspannung und hoher Röhrenspannung, die während der spät-arteriellen Phase akquiriert wurden, zu reduzieren [14].

Flicek et al. berichteten, dass mit 40% ASIR in virtuellen Koloskopien am Phantom und bei Patienten eine Strahlenreduktion von bis zu 50% möglich war, ohne die Bildqualität negativ zu beeinflussen [15].

Trotz der Tatsache, dass wir eine iterative Rekonstruktionssoftware (IRIS) von einem anderen Anbieter nutzten, waren unsere Ergebnisse gut in Einklang mit vorhergehenden Berichten über ASIR zu bringen: Wir ermittelten eine Gesamtdosisreduktion von 20,2% (DLP) und 24,1% (CTDI) bei der Verwendung von AEC, TCM und MBF.

Jedoch stellte sich heraus, dass die Bilder, die mit AEC, TCM und MBF akquiriert wurden, ein signifikant stärkeres Bildrauschen aufwiesen als bei denen, die mit FBP alleine rekonstruiert wurden. Unabhängig vom Anstieg des Bildrauschens, war der Anstieg des Signal- zu Rausch-Verhältnis in manchen Regionen nahezu unabhängig von MBF. Mit IRIS kehrte das Bildrauschen zu jenen Werten, die aktuell mit konstanter hoher Röntgendosis und FBP erreicht werden, zurück. Jedoch konnte mit IRIS kein signifikanter Einfluss auf die Verbesserung von Bildartefakten nachgewiesen werden.

Bei den meisten CT-Scannern hat sich die automatische Belichtungsautomatik als Methode etabliert, welche – abhängig vom Habitus des Patienten mit einer jeweils individuell angepassten Expositionsdosis – eine gleichbleibende Bildqualität garantiert [2]. Mit einer CT-Untersuchung können Patienten unterschiedliche Strahlenexpositionen – unter anderem des Gehirns und insbesondere der Linsen – in Abhängigkeit von dem Untersuchungsprotokoll ausgesetzt sein.

Jaffe et al. berichteten, dass bei Schädel-CT-Aufnahmen die Strahlenbelastung mit Single-Detector-Row-CT am geringsten ist, gefolgt von Mehrzeilen-CT-Geräten, deren Gantry gekippt werden kann.

Bei Scannern ohne geeignete Gantryabkippung – wie dem von uns verwendeten Dual-Source-CT – kann die Strahlenbelastung höher sein, und es sollte vorab eine sorgfältige Positionierung des Schädels erfolgen, um die Linsen nicht dem direkten Strahlengang auszusetzen [16].

Dennoch ist in vielen Fällen keine geeignete Patientenposition zu finden, bei der die Linsen nicht dem direkten Röntgenstrahlengang ausgesetzt sind. Hierfür wurden Strategien erforscht, wie zum Beispiel organbasierte Röhrenstrommodulation (TCM) und Abschirmungen, die Augen und besonders die Linsen vor der direkten Strahlenbelastung bewahren sollen.

Untersucht wurden unter anderem Bismuthabdeckungen, die mit TCM für den Strahlenschutz von Brustgewebe während einer CT-Thoraxaufnahme verglichen wurden.

In Anlehnung an Vollmar et al. konnte für die Bismuthabdeckung eine mit TCM vergleichbare Reduktion der Strahlenbelastung des Brustdrüsengewebes in einer Größenordnung von 50% angegeben werden. Jedoch zeigten die Bismuthabdeckungen eine Beeinträchtigung der Bildqualität, indem sie das Rauschniveau anhoben und für streifige Artefakte sorgten.

Im Gegensatz dazu konnte die Überprüfung von TCM ebenso die Strahlendosis reduzieren, ohne dabei die Bildqualität negativ zu beeinflussen [17].

Analog dazu präsentierten sich die Ergebnisse unserer Studie zu organbasierten TCM ohne Einschränkungen der Bildqualität in allen Regionen des Gehirns. Da bekannt ist, dass Bismuthabdeckungen bei der Akquirierung von Thorax-CT-Aufnahmen durch die dabei entstehenden streifigen Artefakte die diagnostische Genauigkeit negativ beeinflussen können, haben wir davon Abstand genommen, dieses bei unseren Patienten mit CT-Aufnahmen des Schädels zu untersuchen.

## ***Limitationen der Studie***

In unserer Studie nutzten wir einen Dual-Source-CT-Scanner, da es das einzige CT-Gerät im Institut war, das mit all den oben beschriebenen innovativen Techniken ausgerüstet war. Da die Gantry bei diesem Gerät nicht kippbar ist, war besonders die organbasierte TCM von Vorteil für dieses System, um die Strahlenexposition für die Augen zu reduzieren.

TCM könnte für Patienten beispielsweise mit „stiff neck“ von Vorteil sein, da bei diesen eine Positionierung der Linsen aus dem direkten Strahlengang nicht möglich ist.

Es ist durchaus möglich, dass die effektive Reduktion der Strahlenexposition mit TCM bei einem Single-Source-Gerät, bei dem die Schädel-CT-Aufnahmen mit kippbarer Gantry erzeugt werden, eine andere ist. Da jedoch unser verwendetes Dual-Source-Gerät für die Akquirierung von Schädel-CT-Aufnahmen im Single-Source-Mode läuft, können unsere Studienergebnisse problemlos auf alle Single-Source- und Multi-Detektor-Raw-CT-Geräte, die Bilder ohne kippbare Gantry erzeugen, übertragen werden.

Nur in CT-Systemen mit kippbarer Gantry müssen die Patienten nicht in eine adäquate Kopfposition gebracht werden, da diese immer einen kompletten Schutz vor Bestrahlung der Augen garantieren.

Zudem erfordert die korrekte Positionierung für einen effektiven Strahlenschutz zu jeder Zeit ein intensives Training der medizinisch-technischen Radiologie-Assistenten. Daher sind Strategien zum automatisierten Strahlenschutz stets leichter und effektiver in der klinischen Routine umzusetzen als manuelle und individuelle Maßnahmen für jede einzelne CT-Untersuchung.

Die iterative Rekonstruktion ist im Allgemeinen bekannt dafür, sowohl rechenaufwendig als auch zeitaufwendig zu sein. Da jedoch Schädel-CT-Aufnahmen typischerweise nur aus wenigen Bildern bestehen, liefert die zusätzlich benötigte Zeit zur Bildrekonstruktion gewöhnlich keinen größeren Beitrag zur Unterbrechung des täglichen Arbeitsablaufs.

Wie in unserer Studie ermittelt, konnte kein Detailverlust des zu untersuchenden Gehirnparenchyms unter Benutzung von IRIS bei Schädel-CT-Untersuchungen festgestellt werden.

Da jedoch all unsere Patienten ohne offensichtliche Pathologien waren, wäre es von großer Bedeutung, in einer weiteren Studie herauszufinden, welchen Bildeindruck IRIS bei Patienten mit Ischämiezeichen, Blutungen und Tumoren hinterlässt, und ob Pathologien damit besser erkannt werden.

### ***Schlussfolgerung***

Wir konnten nachweisen, dass organbasierte Röhrenstrommodulation (TCM) die Strahlenexposition der strahlensensitiven Organe signifikant reduzieren kann, das Multi-Band-Filter (MFB) das Signal- zu Rausch-Verhältnis zwischen grauer und weißer Substanz verbessert und iterative Bildrekonstruktion (IRIS) das Bildrauschen reduziert und damit die allgemeine Bildqualität verbessert.

Abschließend ist festzustellen, dass alle Modifikationen, die seit dem Software-Update zugänglich geworden sind, ein breit gefächertes, nutzbares Spektrum an neuen Möglichkeiten darstellt, mit deren Hilfe die Bildqualität von Schädel-CT-Aufnahmen verbessert werden konnte.



## **Danksagung**

Mein ganz besonderer und herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater und Betreuer Herrn Prof. Dr. med. Christoph Becker. Mit seinen zahlreichen Anregungen und seiner hervorragenden fachlichen Betreuung hat er mich stets unterstützt, sich immer Zeit für mich genommen und damit wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Herzlich bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Klement Neumaier, der in zahlreichen Stunden mit mir gemeinsam die Phantommessungen und die Auswertungen der TLD's vorgenommen hat.

Vielen Dank auch an alle MRTA's und vor allem an die Leitende MRTA Barbara Wieser, die mir den Zugang zum Scanner damit die Phantommessungen ermöglichte.

Ein besonderer Dank gilt auch Martina Karpitschka und Fabian Bamberg, die mich ebenfalls mit hohem Zeitaufwand bei der statistischen Auswertung unterstützt haben.

Ebenso möchte ich mich herzlich bei Prof. Becker, Dr. Anno Graser und Dr. Dominik Morhard für die Unterstützung bei der zeitaufwendigen Auswertung der subjektiven Daten bedanken.

Herzlich bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Prof. Dr. med. h.c. M. Reiser, in dessen Institut für Klinische Radiologie die Arbeit durchgeführt wurde.

Zum Schluss danke ich darüber hinaus meiner liebevollen und großzügigen Mutter für die Unterstützung während des gesamten Studiums und der der Durchführung dieser Arbeit.

## Quellenangaben

1. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography – an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007; 357: 2277-84.
2. Lee CH, Goo JM, Ye HJ, et al. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: from basics to practice. *Radiographics* 2008; 28: 1451-9.
3. Winklehner A, Goetti R, Baumueller S, et al. Automated Attenuation-Based Tube Potential Selection for Thoracoabdominal Computed Tomography Angiography: Improved Dose Effectiveness. *Investigative radiology* 2011.
4. Vollmar SV, Kalender WA. Reduction of dose to the female breast as a result of spectral optimisation for high-contrast thoracic CT imaging: a phantom study. *Br J Radiol* 2009; 82: 920-9.
5. Flohr TG, Klotz E, Allmendinger T, Raupach R, Bruder H, Schmidt B. Pushing the envelope: new computed tomography techniques for cardiothoracic imaging. *J Thorac Imaging* 2010; 25: 100-11.
6. Lee EJ, Lee SK, Agid R, Howard P, Bae JM, terBrugge K. Comparison of image quality and radiation dose between fixed tube current and combined automatic tube current modulation in craniocervical CT angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009; 30: 1754-9.
7. Brix G, Lechel U, Petersheim M, Krissak R, Fink C. Dynamic contrast-enhanced CT studies: balancing patient exposure and image noise. *Investigative radiology* 2011; 46: 64-70.

8. Silva AC, Lawder HJ, Hara A, Kujak J, Pavlicek W. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 194: 191-9.
9. Yanagawa M, Honda O, Yoshida S, et al. Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique for Pulmonary CT Image Quality of the Cadaveric Lung on Standard- and Reduced-dose CT. *Academic radiology* 2010.
10. Prakash P, Kalra MK, Digumarthy SR, et al. Radiation dose reduction with chest computed tomography using adaptive statistical iterative reconstruction technique: initial experience. *J Comput Assist Tomogr* 2010; 34: 40-5.
11. Prakash P, Kalra MK, Ackman JB, et al. Diffuse lung disease: CT of the chest with adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Radiology* 2010;256:261-9.
12. Sagara Y, Hara AK, Pavlicek W, Silva AC, Paden RG, Wu Q. Abdominal CT: comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 195: 713-9.
13. Prakash P, Kalra MK, Kambadakone AK, et al. Reducing abdominal CT radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Invest Radiol* 2010; 45: 202-10.
14. Marin D, Nelson RC, Schindera ST, et al. 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* 2010; 254: 145-53.

15. Flicek KT, Hara AK, Silva AC, Wu Q, Peter MB, Johnson CD. Reducing the radiation dose for CT colonography using adaptive statistical iterative reconstruction: A pilot study. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 195: 126-31.
  
16. Jaffe TA, Hoang JK, Yoshizumi TT, Toncheva G, Lowry C, Ravin C. Radiation Dose for Routine Clinical Adult Brain CT: Variability on Different Scanners at One Institution. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 195: 433-8.
  
17. Vollmar SV, Kalender WA. Reduction of dose to the female breast in thoracic CT: a comparison of standard-protocol, bismuth-shielded, partial and tube-current-modulated CT examinations. *Eur Radiol* 2008; 18: 1674-82.