

Diplomarbeit

Moderne Möglichkeiten der Dosisreduktion in der Computertomographie

Eingereicht von:

Sami Alabajci

05. Feb. 1980

Zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der gesamten Heilkunde

(Dr. med. univ.)

an der

Medizinischen Universität Graz

Ausgeführt an der

Klinischen Abteilung für Allgemeine Radiologische Diagnostik

Unter der Anleitung von

A.o. Univ. –Prof. Dr. Helmut Schöllnast

Dr. med. univ. Emina Talakić

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz am: 08.April 2014

Sami Alabajci

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt an dieser Stelle Herrn Prof. Dr. Helmut Schöllnast und Frau Dr. med. univ. Emina Talakić, die sich als Diplomarbeitbetreuer zur Verfügung gestellt haben und mir bei der Umsetzung dieser Arbeit immer zur Seite standen.

Des Weiteren möchte ich mich herzlich bei meiner Familie und bei meiner Verlobten bedanken die mich durch viele Jahren gestützt und motiviert haben.

Sprachliche Gleichstellung

Wegen der besseren Lesbarkeit wird im weiteren Text zum Teil auf die gleichzeitige Verwendung weiblicher und männlicher Personenbegriffe verzichtet. Gemeint und angesprochen sind – sofern zutreffend – immer beide Geschlechter.

Übersicht

Abbildungsverzeichnis	7
Tabellenverzeichnis	8
Zusammenfassung, Methodik, Resultate	10
Kapitel 1	
Einleitung	12
Geschichtliches, Geräteentwicklung und Gerätetypen	13
Der Aufbau und Funktionsweise der CT	15
Entwicklung der Rekonstruktionstechniken und Bildrekonstruktion	18
Anwendung der Computertomographie in der Medizin	20
Strahlenexposition in der Computertomographie	21
Kapitel 2	
Dosisbegriffe in der Computertomographie	27
Messung der Strahlenexposition der Patienten	34
Möglichkeiten zur Reduktion der Strahlenexposition	35
Das Prinzip der Iterativen Rekonstruktionstechnik	43
Geräte und Hersteller	45
Kapitel 3	
Gefilterte Rückprojektion vs. Iterative Rekonstruktion (IR)	46
Studie 1 Singh S. et al. 2010	47
Studie 2 Singh S. et al. 2011	49
Studie 3 Varut Vardhanabhuti et al.	52
Studie 4 Hara et al.	53

Studie 5 Geyer et al.	55
Studie 6 Winkelhner et al.	56

Kapitel 4

Diskussion.....	58
-----------------	----

Kapitel 5

Anhang – Literaturverzeichnis	60
-------------------------------------	----

Abbildungsverzeichnis:

Kapitel 1

Abbildung 1 – Folkerts K. –H.; Strahlenschutz bei der Computertomographie; Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes FB GIS Labor für Kernstrahlungsmesstechnik und Strahlenschutz

Abbildung 2 - Folkerts K. –H.; Strahlenschutz bei der Computertomographie; Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes FB GIS Labor für Kernstrahlungsmesstechnik und Strahlenschutz

Abbildung 3 - Folkerts K. –H.; Strahlenschutz bei der Computertomographie; Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes FB GIS Labor für Kernstrahlungsmesstechnik und Strahlenschutz

Abbildung 4 - Folkerts K. –H.; Strahlenschutz bei der Computertomographie; Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes FB GIS Labor für Kernstrahlungsmesstechnik und Strahlenschutz

Abbildung 5 – Statista 2013; Anzahl der Computertomographien in ausgewählten Ländern Europas im Jahr 2010 (je Million Einwohner)

Abbildung 6 – Folkerts K. –H.; Strahlenschutz bei der Computertomographie; Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes FB GIS Labor für Kernstrahlungsmesstechnik und Strahlenschutz

Abbildung 7 – Medical Siemens 2010; Der einfachste Weg zur niedrigen Dosis

Kapitel 2

Abbildung 8 - Folkerts K. –H.; Strahlenschutz bei der Computertomographie; Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes FB GIS Labor für Kernstrahlungsmesstechnik und Strahlenschutz

Abbildung 9 – Folkerts K. –H.; Strahlenschutz bei der Computertomographie; Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes FB GIS Labor für Kernstrahlungsmesstechnik und Strahlenschutz

Abbildung 10 – Folkerts K. –H.; Strahlenschutz bei der Computertomographie; Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes FB GIS Labor für Kernstrahlungsmesstechnik und Strahlenschutz

Abbildung 11 - A. Lange, M.P. Hentschel, J. Schors, 2005, Bundesanstalt für Materialforschung und –prüfung (BAM), Berlin

Kapitel 3

Abbildung 12 - Singh S, Kalra MK, Hsieh J, Licato PE, Do S, Pien HH, Blake MA; 2010, Abdominal CT: comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques;

Abbildung 13 - Singh S, Kalra MK, Gilman MD, Hsieh J, Pien HH, Digumathy SR, Shepard JA; 2011 , Adaptive statistical iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: a pilot Study;

Tabellenverzeichnis

Kapitel 1

Tabelle 1 - Privatklinik Linde; Clinique des Tilleuls; Strahlenbelastung bei Röntgen und Computertomographie (CT)

Tabelle 2 - Folkerts K. –H.; Strahlenschutz bei der Computertomographie; Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes FB GIS Labor für Kernstrahlungsmesstechnik und Strahlenschutz

Tabelle 3 – Folkerts K. –H.; Strahlenschutz bei der Computertomographie; Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes FB GIS Labor für Kernstrahlungsmesstechnik und Strahlenschutz

Tabelle 4 - R. Smith-Bindman 2009, Radiation Dose Associated With Common Computed Tomography Examinations and the Associated Lifetime Attributable Risk of Cancer, 169(22):2078-2086; http://www.neuro24.de/show_glossar.php?id=358


Kapitel 2

Tabelle 5 – Bfs Infoblatt 2003, Radioaktivität, Größen und Einheiten im Strahlenschutz – ; <http://www.gapinfo.de/gesundheitsamt/alle/umwelt/physik/strahl/ion/ra/eh.htm>

Tabelle 6 - Folkerts K. –H.; Strahlenschutz bei der Computertomographie; Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes FB GIS Labor für Kernstrahlungsmesstechnik und Strahlenschutz

Tabelle 7 - Folkerts K. –H.; Strahlenschutz bei der Computertomographie; Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes FB GIS Labor für Kernstrahlungsmesstechnik und Strahlenschutz

Tabelle 8 - H. D. Nagel und H. Vogel, Leitfaden zur Bewertung und Optimierung der Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen, 3 überarbeitete und aktualisierte Ausgabe;

Tabelle 9 - S.T. Schindera, C.Nauer, R.Treier, P.Trueb, G. von Allmen, P.Vock, Z.Scucs-Farkas 2010, Strategien zur Reduktion der CT-Strahlendosis;  Springer-Verlag

Kapitel 3

Tabelle 10 - Singh S, Kalra MK, Gilman MD, Hsieh J, Pien HH, Digumathy SR, Shepard JA; 2011 , Adaptive statistical iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: a pilot Study;

Tabelle 11 - Amy K.Hara, Robert G. Paden, Alvin C. Silva, Jennifer L. Kujak, Holly J. Lawder, Wiliam Pavlicek Iterative Reconstruction Technique for Reducing Body Radiation Dose at CT: Feasibility Study;

Tabelle 12 - Amy K.Hara, Robert G. Paden, Alvin C. Silva, Jennifer L. Kujak, Holly J. Lawder, Wiliam Pavlicek Iterative Reconstruction Technique for Reducing Body Radiation Dose at CT: Feasibility Study;

Tabelle 13 - LL Geyer, R Hempel, S Wirth, U Linsenmaier, M Reiser, M Körner; Klinikum der Universität München, Dosisreduktion bei der 64-Zeilen CT der Halswirbelsäule durch Anwendung von adaptiver statistischer iterativer Rekonstruktion (ASIR) auf klinische Routineprotokolle;

Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war es, die Möglichkeiten der Dosisreduktion in der Computertomographie darzulegen und dabei speziell auf neue Möglichkeiten, wie die iterative Rekonstruktion, einzugehen. Anhand der Studien, die in dieser Arbeit angeführt wurden, lässt sich schließen, dass es durch diese neue Methoden möglich ist, eine deutliche Dosisreduktion bis 60% zu erreichen.

Methodik

Es handelt sich bei dieser Arbeit um eine theoretisch wissenschaftliche Arbeit basierend auf Literaturrecherche, die die Ergebnisse verschiedener Studien vergleicht um die Forschungsfrage dieser Arbeit zu beantworten. Für die Literaturrecherche diente: Pubmed, Bibliothek der Medizinischen Universität Graz, Fachliteratur aus dem Internet.

Stichworte:

iterative Rekonstruktion, Dosisreduktion, Strahlenexposition, Computertomographie, Pixel, Voxel, Bildqualität

Resultate

Eine Dosisreduktion mittels iterativer Bildrekonstruktion ist bis zu 60% möglich. Eine einheitliche Dosisreduktion bezogen auf alle Körperabschnitte und für alle Patienten mit verschiedenem Körpergewicht ist allerdings nicht möglich.

Abstract

The aim of this study was to demonstrate the possibilities of dose reduction in computed tomography and specifically to enter into new opportunities like the iterative reconstruction. Based on the studies listed in this work, it can be concluded that it is possible by this new method to achieve a significant dose reduction to 60%.

Methods

This is a theoretical scientific work based on literature review, comparing the results of different studies in order to answer the research question of this work. Used for the literature search: Pubmed Library of the Medical University of Graz, literature from the Internet

Keywords:

Iterative reconstruction, dose reduction, radiation exposure, computed tomography, pixel, voxel, image quality

Results

A dose reduction using iterative image reconstruction is possible up to 60%. But, a uniform reduction of the dose related to all parts of the body and for all patients with different body weight is impossible.

I. Einleitung

Die Computertomographie (CT) geht im Vergleich zu anderen diagnostischen Röntgenverfahren mit einer höheren Strahlenexposition für den Patienten einher. Die Strahlenexposition durch die CT -Untersuchungen ist im Vergleich zum konventionellen Röntgen hoch. Deshalb ist es wichtig diese Strahlenexposition so gering wie möglich zu halten. Die Reduktion der Strahlendosis in der Computertomographie ist machbar, allerdings führt die übermäßige Senkung der Strahlendosis zu erhöhtem Bildrauschen und Abnahme der diagnostischen Sicherheit.

In dieser Arbeit wird auf die Möglichkeiten der Reduktion der Strahlenexposition unter Erhaltung der diagnostischen Bildqualität eingegangen. Der Fokus wird auf ein neues Verfahren der Bildrekonstruktion, der sog. iterativen Bildrekonstruktion gelegt. Im ersten Teil soll ein Überblick über die Funktionsweise der CT, deren Einsatz in der Medizin und der Strahlenexposition gegeben werden. Im zweiten Teil der Arbeit wird die iterative Rekonstruktionstechnik beschrieben. Des Weiteren werden verschiedene Möglichkeiten zur Reduktion der Strahlendosis erläutert und analysiert. Zum besseren Verständnis werden in dieser Arbeit auch die Dosisbegriffe und die Ermittlung der Strahlenexposition beschrieben. Der Vergleich verschiedener Rekonstruktionstechniken im Hinblick auf die Senkung der Strahlendosis soll im dritten Teil dokumentiert werden. In diesem Teil werden bisherige Studienerfolge zum Thema Reduktion der Strahlendosis mittels iterativer Rekonstruktionstechnik dokumentiert. Das Ziel dieser Arbeit besteht in der Evaluierung anhand publizierter Arbeiten, ob mittels iterativer Bildrekonstruktion eine Reduktion der Strahlendosis erzielt werden kann, ohne dabei die Bildqualität und die diagnostische Sicherheit zu beeinträchtigen.

Für die Beantwortung dieser Fragestellung wurden zahlreiche Studien, Bücher, Broschüren und Fachartikel eingearbeitet.

1.1 Geschichtliches, Geräteentwicklung und Gerätetypen

Die CT ist eine radiologische diagnostische Untersuchungsmethode. Die ersten CT-Geräte wurden in der Zeit von 1967 bis 1971 von Hounsfield entwickelt und wiesen eine Aufnahmezeit von 9 Tagen und eine Rekonstruktionszeit von 2,5 Stunden auf. Das erste kliniktaugliche CT – Gerät wurde 1971 im Morley Hospital in Atkinson installiert und diente ausschließlich zur Untersuchung des Schädels.

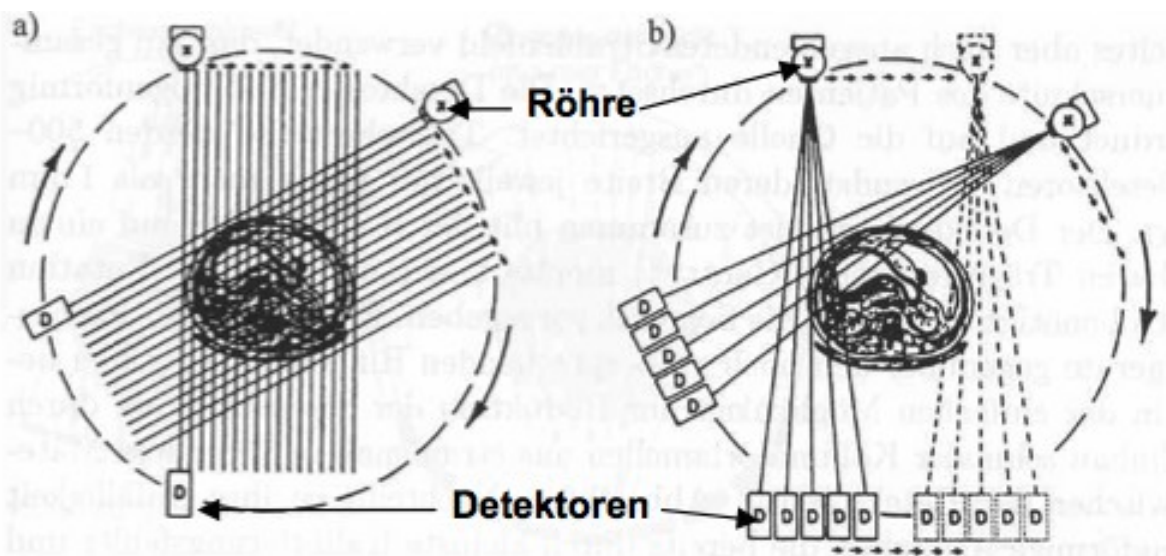


Abbildung 1: Aufnahmeprinzip der Translation-Rotations-Geräte der ersten a und der zweiten b Generation [7]

Die Aufnahmezeit der ersten Generation betrug damals 5 min pro Schicht und die Rekonstruktionszeit 20 min. Durch die Weiterentwicklung kam 1973 die 2. Generation auf den Markt mit einer Aufnahmezeit von 20 Sekunden pro Schicht.

Die Verwendung von CT-Geräten im klinischen Bereich begann seitdem ständig zu wachsen, so dass heute die CT eine der wichtigsten Untersuchungsmethoden in der radiologischen Diagnostik darstellt. Im Jahr 1979 wurden G.N.Hounsfield und A.M.Cormack, als Väter der CT, mit dem Nobelpreis für Medizin geehrt.

Bei den neueren Geräten bzw. bei den Geräten der 3. und der 4. Generation handelt es sich entweder um Fächerstrahl- oder Ringdetektorgeräte. Charakteristisch für beide ist eine Rotationsbewegung ohne Translation der Röntgenröhre. [2]

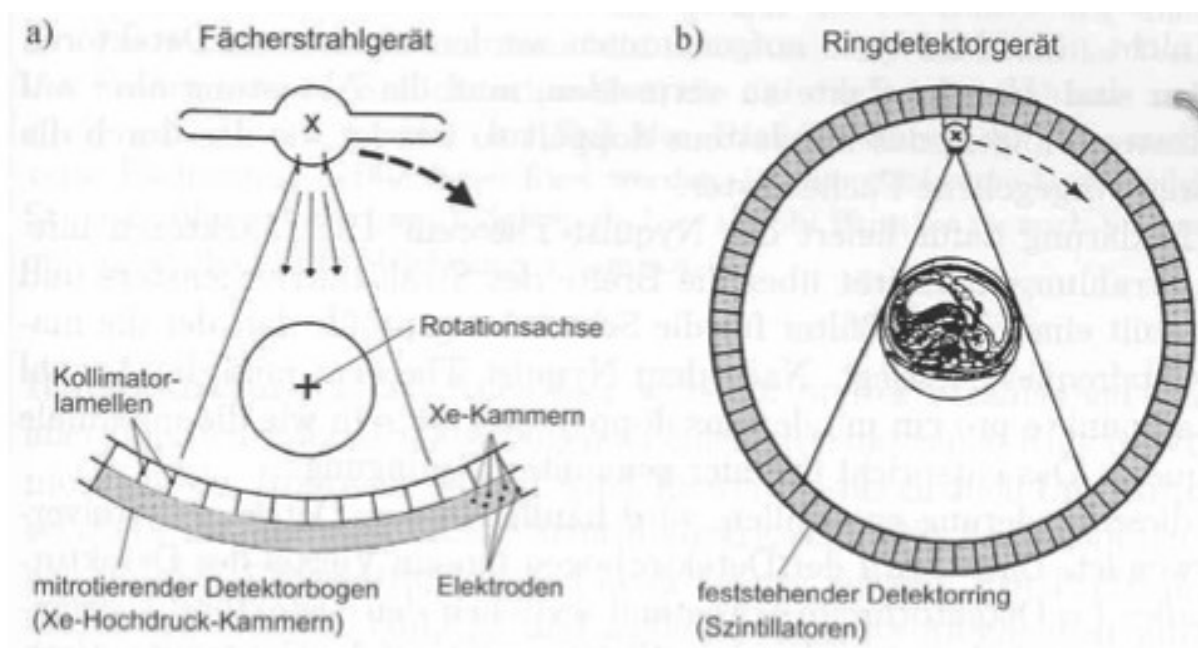


Abbildung 2: Funktionsprinzip von CT-Scanner der neueren Generationen [7]

Bei den Fächerstrahlgeräten und Ringdetektorgeräten wird ein breites Strahlenfeld benutzt. Bei den Ringdetektorgeräten sind die Detektoren, auf einem Ring, der nicht mit der Röhre mitbewegt wird, angebracht. Der Nachteil dieser Geräte liegt in der Tatsache, dass es keine Möglichkeiten gibt die dem Patienten zugefügte Streustrahlung zu unterdrücken. [2, 3]

Um einen 3D-Volumendatensatz zu erhalten, müssen mehrere Schichten an verschiedenen Z-Positionen aufgenommen werden. Hierfür kann entweder die Patientenliege zwischen den Aufnahmen der einzelnen Schichten verschoben werden (sog. Konventionelles CT) oder die Patientenliege kontinuierlich während der Aufnahme mitbewegt werden (Spiral-CT, Abb.3).

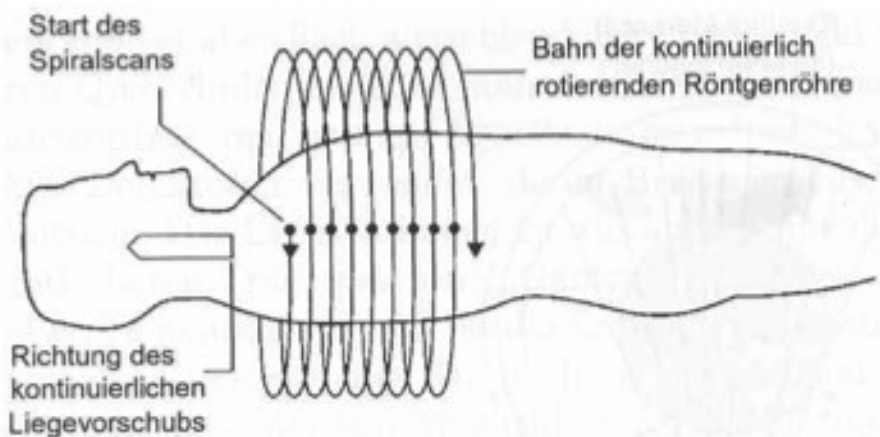


Abbildung 3: Aufnahmeprinzip bei einem Spiral CT [7]

1.2 Der Aufbau und Funktionsweise der CT

Ein CT-Gerät besteht aus mehreren Bestandteilen. Im Wesentlichen sind das:

- Rotierende Gantry auf der sich Röntgenröhre, Blendensystem (Kollimatoren) und Detektoren befinden
- Patiententisch
- Konsole
- Bildrechner zur Bildrekonstruktion

Zusätzlich gehören zu stationären und rotierenden Teil der Gantry auch Elektronenkomponenten und Systeme zur Übertragung von Mess- und Kontrollsignalen. [3]

Gantry (Untersuchungseinheit)-Röntgenröhre, Blendensystem und Detektorsystem

In der Gantry eines CT-Gerätes befindet sich die Röntgenröhre, das Blendensystem (Kollimatoren) und die Detektoren. Die Röntgeneinheit enthält variable Fokusgrößen abhängig davon ob es auf eine Niedrigkontrastauflösung oder auf eine hohe Auflösung mit dünnen Schichten ankommt.

Eine konventionelle Röntgenröhre besteht aus einer in einem Vakuumgefäß angeordneten Kathode. Sie ist hohl und mit einer Kühlflüssigkeit gefüllt. Bei solchen Röntgenröhren wird die Anode rotiert und die Kathode steht fest (Drehanodenstrahler). Die Kathode wird elektrisch geheizt und emittiert Elektronen die auf die Drehanode treffen. Von dieser Stelle (Brennfleck) gehen die Röntgenstrahlen aus. Die Emission der Elektronen von der Kathode zur Anode wird mittels Fokussierungseinrichtungen kontrolliert. Mehr als 90 % der umgesetzten elektrischen Leistung, die auf den Brennfleck trifft, wird in die Wärme umgewandelt. Der Rest wird als Röntgenstrahlungsenergie abgegeben. [2, 3]

Bei einem Drehgehäusestrahler rotiert das gesamte Röhrengehäuse (Anode plus Kathode). Hierbei bildet die Anode die Außenwand des Gehäuses. Die Elektronenemission von der Kathode zur Anode muss elektromagnetisch abgelenkt werden um einen stabilen Brennfleck an der Anode zu stabilisieren. Diese Ablenkung wird genutzt um Spannungsfokus zu erzeugen (z- Spannungsfokus)

CT-Generator

Durch die Generatoren werden die Röntgenröhren bei verschiedenen Röhrensparnungen mit der notwendigen elektrischen Leistung versorgt (40-120 kW). Die Röhrensparnungen werden von dem Benutzer gewählt (80, 100, 120 140 kV) und sind abhängig vom klinischen Einsatz. [3, 4]

Abschirmungen

Die von der Röntgenröhre gesendeten fächerförmigen Röntgenstrahlen werden von einem Blendensystem moduliert, die auch zur Abschirmung von Streustrahlung dienen, wodurch die Patienten und das Arbeitspersonal geschützt werden. [3, 4]

Detektorsystem

Die Röntgenstrahlen, die das Gewebe durchdringen, haben eine veränderte Intensität. Ein Detektorsystem in einem CT-Gerät dient zur Erfassung der Röntgenstrahlen und wandelt sie in ein elektrisches Signal um. Daraus werden die Bilder rekonstruiert.

Die ersten Detektoren waren Gasdetektoren. Sie bestanden aus einer Ionisationskammer, welche mit einem Gas (Xenon) bei hohem Druck (20-25 bar) gefüllt war. Diese Art von Detektoren werden heute nicht mehr genutzt, einerseits aufgrund der schlechten Quanteneffizienz (viele Röntgenquanten werden trotz der Durchdringung durch das Gewebe und Bestrahlung nicht registriert) andererseits weil es nicht möglich ist mehrzeilige Gasdetektoren zu bauen. Heute werden Festkörper-Szintillationsdetektoren in einem CT-Gerät eingesetzt, welche eine hohe Quanteneffizienz aufweisen. Die Röntgenstrahlen treffen auf keramisches oder kristallines Szintillatormaterial und werden absorbiert. Der Szintillator wandelt die Röntgenstrahlen in Lichtsignale (sichtbares Licht) um. Direkt darunter liegen die mit dem Szintillator verbundenen Siliziumphotodioden, die das Licht auffangen und in elektrischen Strom umwandeln. Dieser Strom wird verstärkt und in ein digitales Signal umgesetzt. [3, 4]

Ein Detektor eines modernen CT-Geräts kann in ca. 200 Mikrosekunden eine Projektion messen, beziehungsweise, bis zu 5000 Projektionen pro Sekunde aufzeichnen. Zwischen den Detektorteilen befinden sich dünne und 20-30 mm hohe Bleche aus Wolfram und Molybdän, welche ein Treffen der Streustrahlung auf den Detektor verhindern sollen. Es gibt inzwischen CT-Geräte mit gitterartigen Streustrahlklimatoren.

Wichtige Anforderung an einen CT-Detektor ist die Einstellung verschiedener Schichtdicken. Im Gegensatz zu den Einzelschichtdetektoren, bei welchen die Schichtdickeneinstellung

mittels röhrenseitiger Blende erfolgt, ist dieses Kollimatorprinzip bei den Mehrschichtdetektoren nicht möglich.

Um bei solchen Mehrschichtdetektoren verschieden dicke Schichten zu erhalten, wird einerseits mittels röhrenseitigen Blende die gewünschte Gesamtbreite des Strahler Profils eingestellt, andererseits werden die Signale mehrerer Detektorelemente in Patientenlängsrichtung elektrisch kombiniert. [3]

1.3. Entwicklung der Rekonstruktionstechniken und Bildrekonstruktion

Die in den Detektoren gemessenen Schwächungsprofile der Röntgenstrahlung werden im Computer logarithmiert und nach einer Hoch- und Tiefpassfilterung (die sich mathematisch als Faltung mit einem Faltungskern darstellen lässt) mit Hilfe eines Linienintegrals rückprojiziert und im rekonstruierten Bild in Grauwerten dargestellt. [4, 5]

Durch die Verwendung scharfen Faltungskerne bekommt man hohe Bildschärfe aber auch starkes Bildrauschen. Diese Faltungskerne werden für die Darstellung von Knochen oder Lunge genutzt. Die weichen Faltungskerne produzieren geringere Bildschärfe aber auch geringeres Bildrauschen.

Wichtig für die digitale Bildgebung ist das Voxel. Das sogenannte Voxel entspricht einem dreidimensionalen Pixel. Der Begriff ist zusammengesetzt aus zwei Wörtern, *Volumetric* und *Pixel*, und er bezeichnet einen Datenpunkt beziehungsweise ein Datenelement. Bei dem Schnittbildverfahren, wird aus vielen einzelnen Datenelementen ein graustufiges Schnittbild oder ein 3D-Bild erstellt. Ein Pixel ist ein Bildpunkt (Bildelement) einer digitalen Rastergrafik. Das Pixel ist ein Flächenelement zur Darstellung eines Farbwerts bzw. Grauwertes bei einem Bildschirm mit Rasteransteuerung. [4, 5]

Als Maß für die Röntgenschwächung wird jedem Voxel ein Zahlenwert, ein CT-Wert, die sog. Hounsfield Einheit (HE) zugeordnet. HE ergeben sich aus dem linearen Schwächungskoeffizienten gemäß:

$$H = \mu - \mu_w / \mu_w \cdot 1000 \quad [4]$$

Der Schwächungskoeffizient μ_w steht hier für Wasser und der Schwächungskoeffizient μ entspricht dem Koeffizienten im betreffenden Gewebe. Bezugsgröße ist das Wasser mit 0 HE. Dieser Wert wurde in der HE-Skala willkürlich definiert. Die HE-Skala beginnt in etwa mit dem Wert -1000 für Luft. Sie ist nach oben unbegrenzt aber der Wellenbereich hängt von dem Gerät ab (meistens -1024 bis +3071).

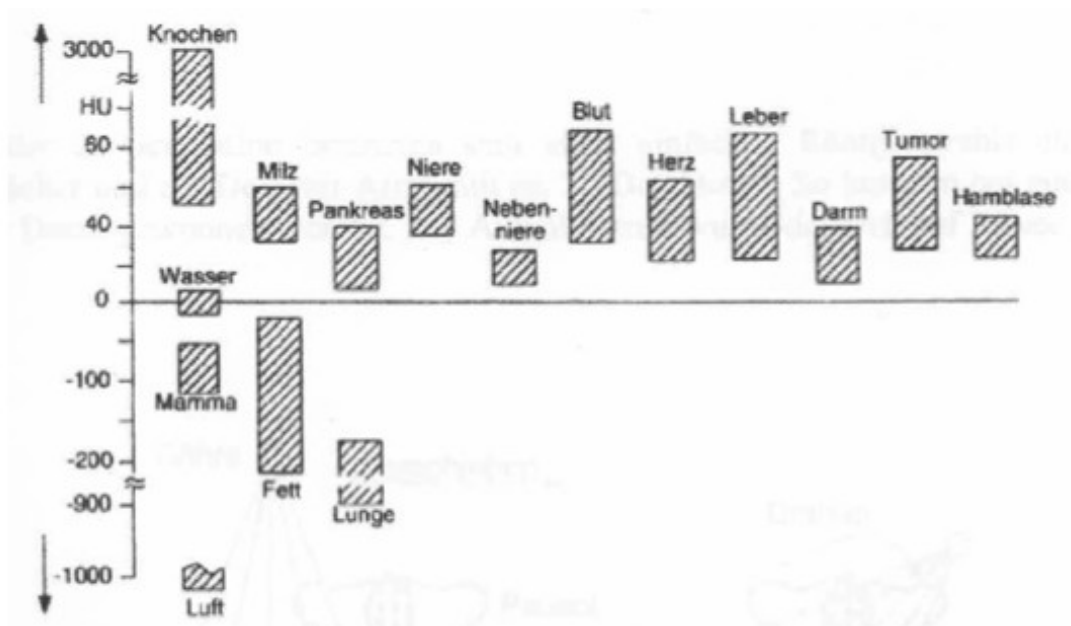


Abbildung 4: Hounsfield-Werte für unterschiedliche Körpersubstanzen und Organe [7]

Diese Einheiten sind im CT-Bild als Graustufen dargestellt. Das menschliche Auge kann aber nicht viele Graustufen unterscheiden (ca. 20-50). Ein CT-Bild ist daher eine Darstellung eines Bereiches (Fenster) an Hounsfieldeinheiten HE (x, y) und wird üblicherweise in Bildmatrizen von 512 x 512 Pixeln (bis zu 1024 x 1024) dargestellt. Die Fensterung wird so gewählt dass lediglich die zu beurteilenden Strukturen als Graustufen zur Unterscheidung dargestellt werden. Die Hounsfield Einheiten außerhalb des angegebenen Bereiches bzw. Fenster werden nur limitiert in Grauwerten codiert. [1, 4]

1.4 Anwendung der Computertomographie in der Medizin

Die Diagnostik in der modernen Medizin ist heutzutage ohne Einsatz der CT undenkbar, diese zählt zu den wichtigsten Untersuchungsmethoden in der Praxis. Die CT ist besonders geeignet für die Abklärung von entzündlichen Erkrankungen, Tumorerkrankungen, Verletzungen und Missbildungen.

Vorteil dieser Technik ist eine Millimeter-genaue Darstellung von Größe, Lage und Ausmaß der krankhaften Veränderungen. Auch sehr geringe Dichteunterschiede in den Organen selbst, oder zwischen den einzelnen Organen, werden in der Computertomographie erkennbar.

Laut Angaben von Eurostat, OECD aus dem Jahr 2009/2010 kommen in Österreich auf 1 Million Einwohner 30 CT-Geräte. Damit liegt Österreich an der siebten Stelle auf der Liste von ausgewählten Ländern Europas (Abb. 6). Insgesamt waren in Österreich im Jahr 2009 ca. 242 CT-Geräte in Betrieb. Davon waren 170 Geräte in Spitälern und 70 im niedergelassenen Bereich. (Quelle: ÖKZ 2009,01-02/32-32)

Im Jahr 2007 wurden in den Fondspitälern 921.559 CT- und MRT- Untersuchungen durchgeführt. An erster Stelle in der CT- und MRT-Diagnostik liegt Oberösterreich mit mehr als 210.000 Untersuchungen, Wien folgt mit 149.500 und Steiermark mit 145.500 Untersuchungen. [5]

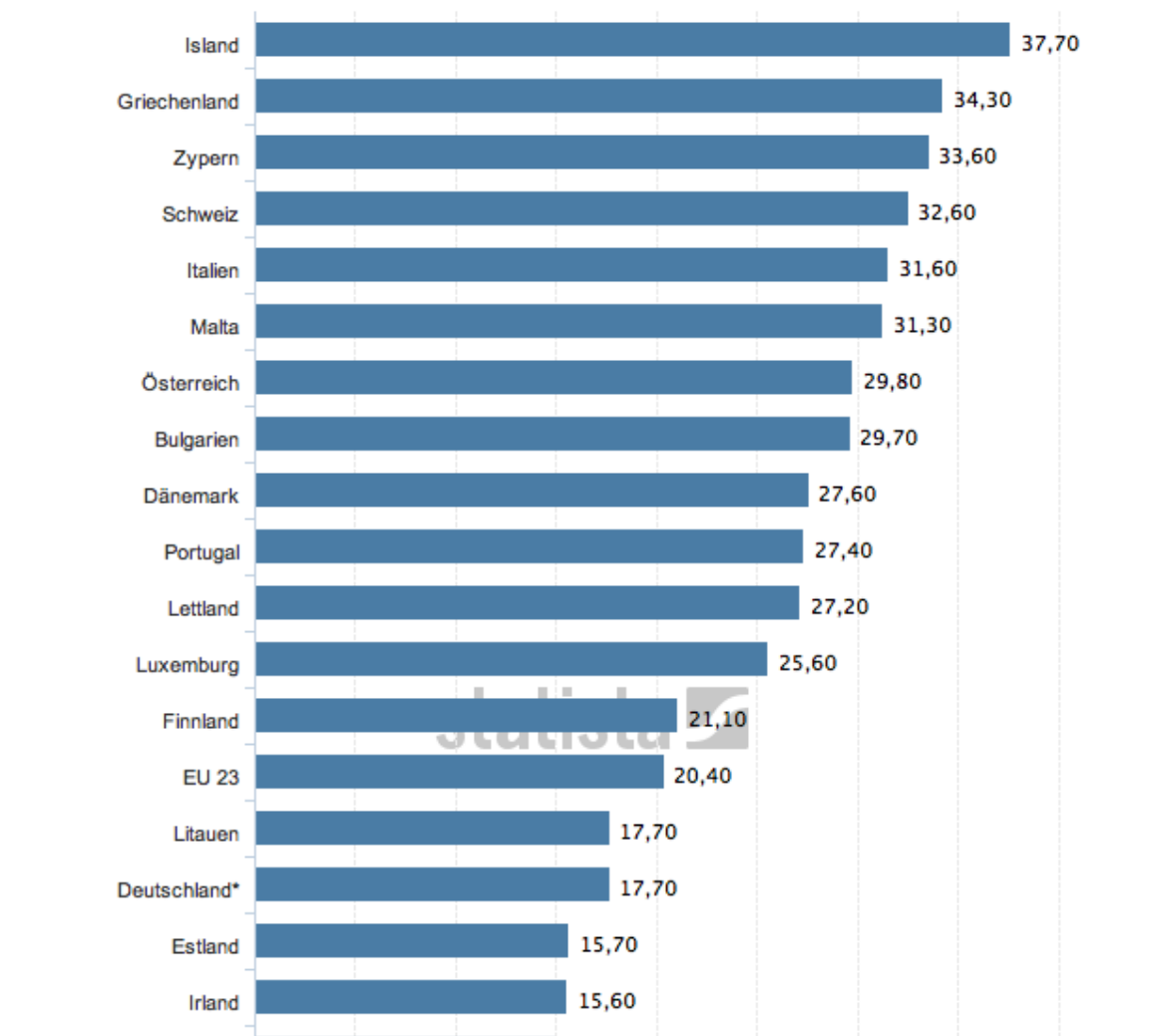


Abbildung 5: Anzahl von Computertomographien in ausgewählten Ländern Europas im Jahr 2010 [5]

1.5 Strahlenexposition in der Computertomographie

Da die Strahlenexposition durch die Computertomographie eine große Rolle in der Medizin spielt, ist es wichtig sich mit dem Thema Strahlenexposition auseinander zu setzen. Die Computertomographie hat in der letzten Zeit rasante Fortschritte erzielt, sowohl in der Breite der Anwendung in der Medizin als auch in der Technologie. Doch daraus resultiert eine deutlich zunehmende Strahlenexposition für den Patienten (s. Abb.6). Obwohl die CT-Diagnostik große Vorteile bietet, ist ihr Einsatz mit einem Risiko an Neoplasien zu erkranken verbunden. Die Röntgenstrahlen sind die größte, von Menschenhand geschaffene

Strahlenquelle die zu einer deutlichen Erhöhung der Strahlenexposition in der Bevölkerung führt.

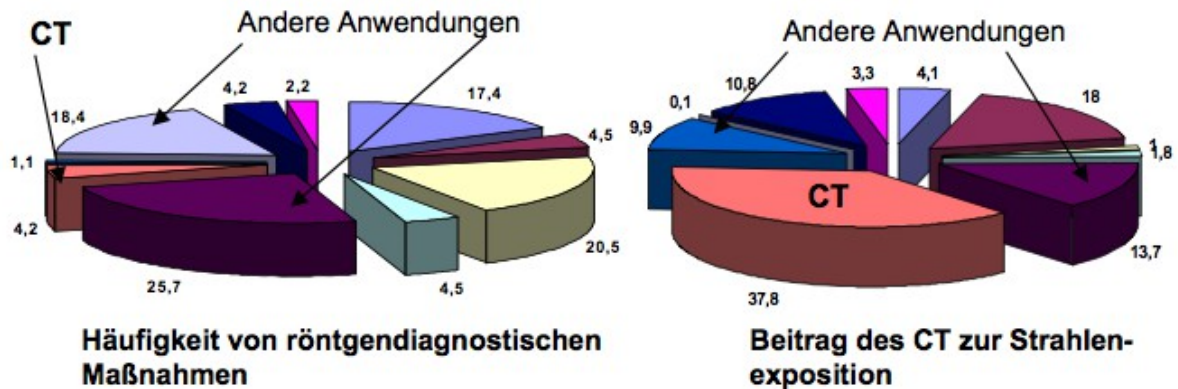


Abbildung 6: Häufigkeit von CT-Untersuchungen und deren Beitrag zur Strahlenexposition [7]

Die Maßeinheit für die effektive Strahlendosis ist das Millisievert (mSv). Die verschiedenen Gewebearten des Körpers sind unterschiedlich strahlenempfindlich, daher ist auch die Schädigung verschiedener Gewebearten durch Strahlung unterschiedlich. Zum Beispiel ist das rote Knochenmark viel strahlenempfindlicher als die Leber. Um diese Unterschiede zu berücksichtigen und um einen Vergleich zwischen verschiedenen Röntgenuntersuchungen und der natürlichen, sogenannten Hintergrundstrahlung, zu ermöglichen, benutzt man die effektive Dosis. Die effektive Dosis berücksichtigt die verschiedene Strahlenempfindlichkeit der verschiedenen Organe:

$$E = \sum W_i H_{orgi} \quad [8]$$

Die Wichtungsfaktoren w_i werden von der Internationalen Strahlenschutzkommission geschätzt und veröffentlicht. W_i ist ein Koeffizient, der die Empfindlichkeit des spezifischen organischen Gewebes gegenüber der angewandten Strahlung bezeichnet. H_{orgi} ist die organbezogene Äquivalentdosis (Kapitel 2.1 „Dosis Begriffe in der CT“)

Während eines CT-Scans wird die angewandte Röntgendosis nicht nur auf festgelegte Schichten begrenzt, sondern überschreitet diesen Bereich auf Grund der Streustrahlung. Abb.7

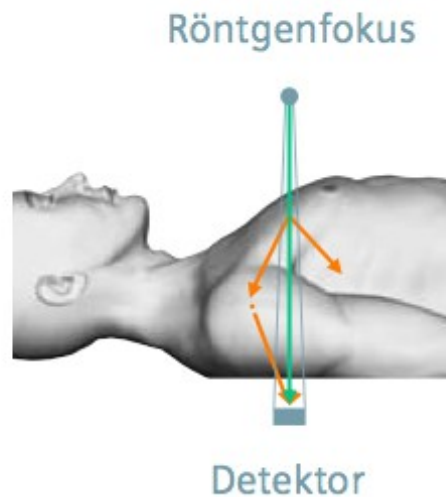


Abbildung 7: Direkte Strahlung und die Streustrahlung während eines CT-Scans

Die effektive Dosis berücksichtigt die direkte Strahlung und die Streustrahlung in ganzem Aufnahmevolumen. [8]

Der Mensch ist neben der medizinischen auch den natürlichen Strahlungsquellen ausgesetzt (z.B. kosmische Strahlung, terrestrische Strahlung, Radon). Diese Strahlung beträgt zirka 3 mSv pro Jahr. Wenn man die Exposition medizinischer Strahlung mit der natürlichen, sogenannten Hintergrundstrahlung vergleicht, dann hat man für eine Thoraxröntgen-Aufnahme eine Strahlenexposition, die einer natürlichen Hintergrundstrahlung von 10 Tagen entspricht. [6, 8]

Untersuchung	Effektive Strahlendosis	Vergleich mit natürlicher Strahlung
Abdomen		
CT-Abdomen	10 mSv	3 Jahre
Intravenöse Urographie	1.6 mSv	6 Monate
Oberer Magendarmtrakt	2 mSv	8 Monate
Unterer Magendarmtrakt	4 mSv	16 Monate
Zentrales Nervensystem		
CT-Schädel	2 mSv	8 Monate
Thorax		
Thorax Röntgenaufnahme	0.2 mSv	10 Tage
CT-Thorax	8 mSv	3 Jahre
Untersuchung Kinder		
Zystourethrographie	0.8 mSv	3 Monate
Untersuchung Frauen		
Mammographie	0.7 mSv	3 Monate

Tabelle 1 zeigt die Strahlenexposition verschiedener radiologischer Untersuchungen [6]

Eine übliche Thorax-CT hat eine Strahlendosis von ca. 8 mSv, was ungefähr 400 Thoraxröntgen-Aufnahmen entspricht. (Thorax-CT =8 mSv; Thorax-Rö =0,2 mSv). Die CT der Brustwirbelsäule, des Mediastinums, des Bauches, der Leber, der Bauchspeicheldüse, der Niere, der Lendenwirbelsäule und des Beckens entspricht einer effektiven Dosis von > 5 mSv. [6, 8, 9]

Computertomographie	Effektive Dosis mSv	Röntgenaufnahme	Effektive Dosis mSv
Kopf	2	Schädel	0.07
Thorax	8	Thorax pa	0.2
Abdomen	10-20	Abdomen	1.0
Becken	10-20	Becken	0.7
		Barium Kontrast	1.5
		Barium-Einlauf	7

Tabelle 2 zeigt die effektive Dosis bei Computertomographie und konventionellen radiologischen Untersuchungen [7]

Untersuchung	Auge	Schilddrüse	Brust	Uterus	Ovarien	Hoden
Kopf	50	1.9	0.03	-	-	-
Halswirbelsäule	0.62	44	0.09	-	-	-
Brustwirbelsäule	0.04	0.46	28	0.02	0.02	-
Thorax	0.14	2.3	21	0.06	0.08	-
Abdomen	-	0.05	0.72	8.0	8.0	0.7
Lendenwirbelsäule	-	0.01	0.13	2.4	2.7	0.06
Becken	-	-	0.03	26	23	1.7

Tabelle 3 zeigt die Organdosis bei CT-Untersuchungen bei Erwachsenen - Angaben in mGy(, -, die Dosis kleiner als 0.005 mGy) [7]

Aus diesen Zahlen ist anzunehmen, dass bei einigen Untersuchungen eine sehr hohe Organodosis auch in den Geweben auftritt, welche kein eigentliches Untersuchungsziel darstellen. Aufgrund dieser Fakten, muss ein Einsatz der Computertomographie absolut sachgerecht sein. Es existieren zahlreiche Strategien, die ohne großen Aufwand zu einer Dosisreduktion führen sollen. [7, 8, 9]

Das Risiko durch die Strahlenexposition der CT-Untersuchungen an einem Malignom zu erkranken

Laut Lancet (2004 363: 345-51) werden in Deutschland 1,5 % Krebserkrankungen durch Röntgenuntersuchungen verursacht.

Es wird davon ausgegangen, dass pro Million CT-Untersuchungen ca. 60 Krebserkrankungen ausgelöst werden. Eine Gruppe britischer Wissenschaftler um den Radiologen Mark Pearce vom Newcastle University & Royal Victoria Infirmary in Newcastle upon Tyne, zeigten in einer retrospektiven Kohorten Studie, dass bei Kindern das Risiko an Leukämie zu erkranken erhöht ist, wenn ihr Knochenmark einer kumulativen Dosis von mehr als 30 mGy ausgesetzt war. Bei einer kumulativen Dosis von mindestens 50 mGy war der Anstieg des Risikos an einem Hirntumor zu erkranken signifikant. [10, 11]

Untersuchung	♀20J	♂20 J	♀40 J	♂40 J	♀60 J	♂60 J
Routine Kopf CT	4360	7350	8100	11080	12250	14680
Routine HWS	2390	4020	4430	6058	6700	8030
V.a. Schlaganfall	660	1120	1230	1682	1860	2230
Routine Thorax KM	380	880	620	1333	930	1770
Koronoarangiogram	150	390	270	595	420	790
Routine Bauch u. Becken KM	470	620	870	942	1320	1250

Tabelle 4 zeigt eine geschätzte Zahl von CT-Untersuchungen, die erforderlich sind um eine Krebserkrankung auszulösen [12].

II. Hauptteil

In diesem Kapitel wird das Augenmerk auf die iterative Rekonstruktionstechnik, sowie auf die Möglichkeiten der Reduktion der Strahlenexposition in der Computertomographie gelegt. Zuerst soll ein Überblick über die Dosisbegriffe in der Computertomographie und über die Messung bzw. Ermittlung der Strahlenexposition gegeben werden.

2.1 Dosisbegriffe in der Computertomographie

Energiedosis bei Absorption ionisierender Strahlung

Die Dosis ist die durch die Strahlung auf die Materie übertragene Energie. Veraltete Einheit dafür war 1 Rad (1 Rad = 0,01 Gy). Seit 1985 wird ein Maß für die vom Absorber aufgenommene Energie in Gray (Gy) angegeben. (1 Gy = 1 J/kg).

Dosisleistung

Die Dosisleistung ist die Dosis bezogen auf die Bestrahlungszeit. Sie wird in der Regel auf eine Stunde bezogen und in Gray pro Stunde (Gy/h) angegeben. [13]

Äquivalentdosis

Die Äquivalentdosis berücksichtigt die Strahlungsart, da unterschiedliche Strahlungen unterschiedliche biologische Wirkungen haben. Die Äquivalentdosis berechnet sich aus der vom Körper absorbierten Energiedosis multipliziert mit einem Qualitätsfaktor Q (für die Strahlungsarten unterschiedlich). Die Äquivalentdosis wird in der Einheit Sievert (Sv) angegeben ($1 \text{ Sievert} = 1 \text{ Gray} \cdot Q$).

Die Äquivalentdosis wurde früher in REM (Rentgen equivalent for men) angegeben. ($1 \text{ Rem} = 1 \text{ Gy} \cdot Q$). 1 Sv ist gleich 100 Rem [13, 14]

Qualitätsfaktor

Die biologische Wirkung der Strahlung im menschlichen Körper wird allein durch die Energiedosis nicht ausreichend beschrieben, weil bei gleicher Energiedosis unterschiedliche Strahlungsarten im Körpergewebe unterschiedlich starke biologische Wirkung verursachen. Die Energiedosis wird deshalb mit Hilfe von Qualitätsfaktoren präzisiert. Tabelle 5 zeigt den nach der Strahlenschutzverordnung angegebenen Qualitätsfaktoren für Deutschland [13]

Strahlenart	Strahlenart	Qualitätsfaktor
Elektromagnetische Strahlung	Röntgenstrahlung	1
	Gammastrahlung	1
Teilchenstrahlung	Betastrahlung	1
	Alphastrahlung	20
	Schnelle Neutronen	10
	Langsame Neutronen	5

Tabelle 5 Qualitätsfaktoren

Äquivalentdosisleistung

Die Äquivalentdosisleistung ist die auf die Bestrahlungszeit bezogene Äquivalentdosis (1 Sievert/s) [14].

Effektive Dosis

Die effektive Dosis stellt ein Maß für die Strahlenexposition des Menschen dar. Unterschiedliche Arten von ionisierender Strahlung wirken sich unterschiedlich auf den menschlichen Körper aus. Unterschiedliche Organe reagieren unterschiedlich auf ionisierende Strahlen. Die effektive Dosis dient daher zum Vergleich unterschiedlicher Untersuchungen unter Berücksichtigung der Strahlensensibilität unterschiedlicher Gewebe. Wichtig für die Ermittlung der effektiven Dosis ist das Wissen über die Art der Strahlung. Es gibt eine externe Exposition (Strahlung wirkt von außen auf den Körper, z.B. Röntgenaufnahme oder Flugreise) und eine interne Exposition durch die Absorption radioaktiver Stoffe in den menschlichen Körper (z.B. Atemwege, Nahrung Injektionen). Die Maßeinheit für die effektive Dosis ist das Sievert (Sv)

Die Strahlenexposition bei einer CT-Untersuchung unterscheidet sich von der Strahlenexposition bei einer konventionellen Röntgenaufnahme. Der Unterschied besteht darin, dass bei einer CT-Untersuchung die Dosisverteilung in Körper des Patienten anders ist als bei einer konventionellen Röntgenaufnahme. Eine CT-Untersuchung umfasst mehrere Schichten daher kommt es zu einem Summationseffekt, durch den sich die Strahlenexposition erhöht.

Da die für das konventionelle Röntgen eingeführten Dosisbegriffe nicht für die Ermittlung der Strahlenexposition bei der CT angewendet werden können, hat man dafür spezielle Dosisbegriffe eingeführt. [7, 15]

Computertomographie spezifische Dosisgrößen

CTDI-Computed Tomography Dose Index

Der CTDI wurde von der FDA (Food and Drug Administration) 1981 erstmals definiert. :

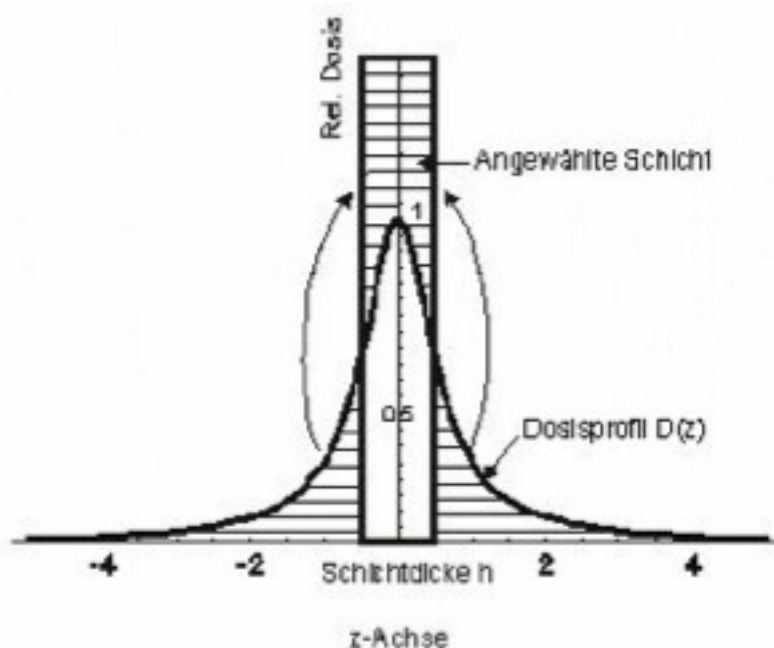


Abbildung 8: Veranschaulichung des Begriffes CTDI [7]

Der CTDI ist der Äquivalentwert der Dosis in einer nominellen Schicht, der sich ergeben würde, wenn die gesamte absorbierte Strahlung in einem rechteckigen Profil mit der aktuellen Schichtdicke deponiert wäre. Man könnte den CTDI als die Energiedosis pro Schicht betrachten.

Die außerhalb der Schicht liegende Dosisbeiträge bzw. die Flächen der Flanken des Dosisprofils, müssen dem innerhalb der Schicht liegenden Beitrag zugeschlagen werden. [7]

Die mathematische Definition des CTDI beschreibt die Summe aller Dosisbeiträge $D(z)$ längs einer Linie, die parallel zur Rotationsachse des Scanners liegt und entspricht dem Integral aus der Fläche des Dosisprofils dividiert durch die Schichtdicke:

$$\text{CTDI} = 1/h \int_{-7h}^{7h} D(z) \cdot d(z) = \text{Gy} [7]$$

Das $D(z)$ ist der Wert der Dosis an der Stelle z auf der Rotationsachse und h ist dabei die Schichtdicke. Es werden dabei 14 Schichtdicken summiert (+/-7 Schichtdicken vor und hinter der eigentlichen Schicht). Die FDA misst die Dosis an einem speziellen Plexiglasphantom.

Es gibt verschiedene CTDI-Werte in Abhängigkeit von der Länge des Volumens über dem integriert wird. Eine modifizierte Form des CTDI ist der CTDI_{100} . Die Definition setzt die Messung der Dosis nur in der Luft über konstant 100 mm Untersuchungslänge voraus.

Wenn die CTDI-Werte in einem Strom-Zeit-Produkt angegeben werden (100 mAs bzw. 1mAs) dann handelt es sich hierbei um einen normierten CTDI-Wert [CTDI-Wert dividiert durch Röhrenstrom-Zeit Produkt (Q)]

$$\text{nCTDI} = \text{CTDI} / Q = \text{mGy} / 100 \text{ mAs} [7]$$

Scan Parameter	Kopf	Rumpf
Röhrenspannung	120 kV	120 kV
Schichtdicke	10 mm	10 mm
Phantom	Ø 16 cm CDRH	Ø 32 cm CDRH
nCTDI in mGy/100 mAs	Kopf	Rumpf
Zentrum	15.4	5.2
Peripherie	16.1	10.2

Tabelle 6: Beispiele für nCDTI-Werte bezogen auf 100 mAs [7]

Diese Werte werden in einem Phantom sowohl auf der Peripherie als auch auf dem Zentrum gemessen. Durch die Gewichtung der Messwerte aus Phantomperipherie und Phantomzentrum lässt sich ein “gewichteter“ CTDI bestimmen ($CTDI_w$)

$$CTDI_w = 1 / 3 CTDI_{c, 100} + 2 / 3 CTDI_{p, 100} \quad [CTDI] = mGy$$

Dabei sind der $CTDI_{p, 100}$ bzw. $CTDI_{c, 100}$ zentral (*c*) und peripher (*p*) gemessene $CTDI_{100}$ Werte.

Bei einer CT-Aufnahme mit mehr als einer Schicht überlagern sich die Dosisprofile der einzelnen Schichten je nach dem Pitch, welcher das Verhältnis von Tischvorschub pro 360 Rotationen zur Schichtdicke darstellt (Abb.9).

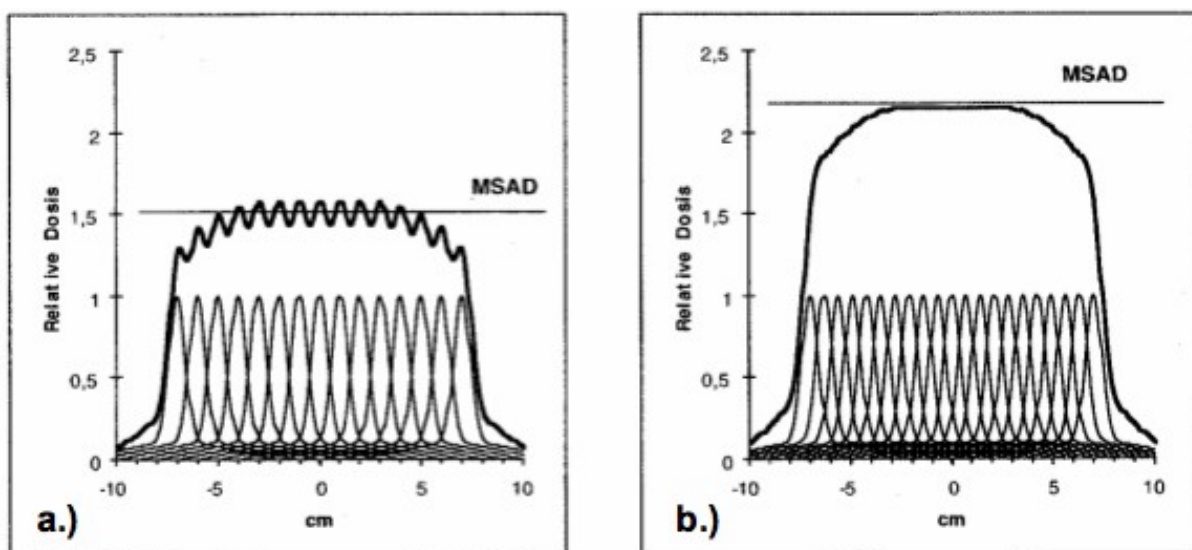


Abbildung 9: Dosisprofile von Scanserien mit mehreren Schichten bei unterschiedlichem Pitch a.) Pitch = 1 ; b.) Pitch = 0.7 [7]

Je kleiner der Pitch ist, umso stärker überlappen sich die Dosisprofile und dadurch kommt es zu Erhöhung der Dosis in der gemessenen Schicht. [7]

Volumen-CTDI

Nach der aktuellen ICE-Norm ist die Anzeige des Volumen-CTDI ($CTDI_{vol}$) an der Benutzerkonsole Pflicht. $CTDI_{vol}$ ist die mittlere Dosis im untersuchten Volumen.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / Pitch$$

Es muss darauf geachtet werden dass bei älteren Geräten an der Benutzerkonsole noch die $CTDI_w$ angezeigt wird.

DLP – Dosislängenprodukt

Das DLP ist eine Maßeinheit in der Dosimetrie und beschreibt die gesamte Strahlenexposition durch eine CT-Untersuchung. Das Dosislängenprodukt ergibt sich aus dem CTDI der Einzelschicht multipliziert mit dem Produkt aus Anzahl der Schichten n und Schichtendicke h gemäß folgender Gleichung:

$$DLP = CTDI \cdot n \cdot h \quad [DLP] = Gy \cdot m \text{ oder } mGy \cdot cm \quad [7]$$

Bei der Spiral-CT ist für n die Anzahl der Rotationen zu verwenden.

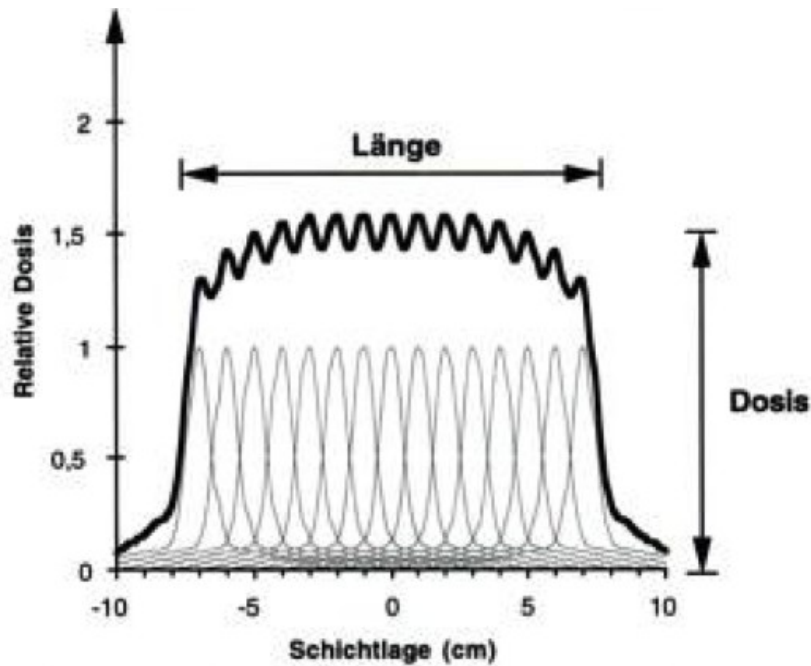


Abbildung 10: Dosislängenprodukt DLP einer Scanserie (n= 15 , h= 10 mm) [7]

Die Abbildung 10 veranschaulicht die Bedeutung des DLP. Das DLP entspricht der Fläche des Gesamt-Dosisprofils einer Scanserie mit n-Schichten [9]

Die Abschätzung der effektiven Dosis des Patienten bei einer CT- Aufnahme erfolgt aus der Angabe des DLP. Bei Untersuchungen bei denen mehrere Scanserie bestehen, werden die DLP's aus Einzelaufnahmen summiert:

$$DLP_{\text{Untersuchung}} = \sum_i DLP_i \text{ [7]}$$

Ab 01.07.2003 müssen alle CT-Geräte die nach diesem Datum erstmalig in Betrieb genommen werden, eine Dosisanzeige (zumindest die Angabe des $CTDI_{vol}$) besitzen. Bei mehreren Geräten wird zusätzlich das Dosislängenprodukt angezeigt. Bei Fehlen der DLP-Anzeige lässt sich das DLP durch das Produkt aus $CTDI_{vol}$ und Scanlänge bestimmen. [16]

2.2 Messungen der Strahlenexposition der Patienten

Für die Ermittlung der Strahlenexposition bei einer CT-Untersuchung wird eine der zugänglichen Größen (CTDI und DLP) benötigt um mit Hilfe von Konversionsfaktoren die effektive Dosis zu berechnen.

Eine genauere Abschätzung der effektiven Dosis erfolgt bei Kenntnis des Dosislängenprodukt DLP. Es gilt:

$$E = \text{DLP}_{\text{Luft}} \times f_{\text{mittel}} \quad [7]$$

Das f_{mittel} steht für Konversionsfaktor für bestimmte Körperabschnitte und Patientengruppen.

Körperabschnitt	Erwachsene	Erwachsene	Kinder	Kinder	Säuglinge	Säuglinge
	weiblich	männlich	weiblich	männlich	weiblich	männlich
Schädel	0.0022	0.0020	0.0028	0.0028	0.0075	0.0074
Hals	0.0051	0.0047	0.0056	0.0055	0.018	0.017
Thorax	0.0090	0.0068	0.018	0.015	0.032	0.027
Oberbauch	0.010	0.0091	0.020	0.016	0.036	0.034
Becken	0.011	0.0062	0.018	0.011	0.045	0.025
Abdomen ges.	0.010	0.0072	0.019	0.014	0.041	0.031

Die Tabelle 7 zeigt mittlere Konversionsfaktoren im mSv/mGycm [7]

Bei der Abschätzung der effektiven Dosis können bis zu 50 % Fehler auftreten. Die Korrektur erfolgt dann durch die gerätespezifischen Korrekturfaktoren.

$$E = \text{DLP}_{\text{Luft}} \times f_{\text{mittel}} \times k_{\text{CT}} \quad [7]$$

Die Gerätekorrekturfaktoren ergeben sich aus den Eigenschaften der verwendeten Computertomographen und sind für die Bestimmung der effektiven Dosis erforderlich. [7, 16]

2.3 Möglichkeiten zur Reduktion der Strahlenexposition

Obwohl die CT in der Diagnostik viele Vorteile bietet, ist ihr Nutzen mit einem gewissen Risiko für Krebserkrankungen bei Erwachsenen und besonderes bei Kindern verbunden. Durch die zunehmende Zahl der radiologisch diagnostischen Untersuchungen ist es wünschenswert die Strahlenexposition zu reduzieren. Auch wenn die Risiken für eine einzelne Person gering sind, kann die zunehmende Strahlenexposition in der Bevölkerung ein Problem der öffentlichen Gesundheit in der Zukunft sein. Durch die zunehmende Strahlenexposition wächst das Risiko für die Entwicklung einer malignen Erkrankung. [19]

Der Strahlenschutz ist eine der wichtigsten Aufgaben der Radiologen weshalb ein sachgerechter Einsatz der CT und das Arbeiten nach dem ALARA-Prinzip (As Low As Reasonably Achievable) von sehr großer Bedeutung ist. Das ALARA-Prinzip fordert, bei der Anwendung mit ionisierenden Strahlen die dabei entstandene Strahlenbelastung so gering, wie vernünftigerweise erreichbar, zu halten. [17]

Wenn von Patientensicherheit in der CT gesprochen wird, denkt man vor allem an die Reduktion der Strahlendosis. Es gibt zahlreiche Strategien zur Reduktion der Strahlendosis. Zunächst wäre immer zu überlegen, ob man die benötigte Information auch mittels MRT oder Ultraschall erhalten kann. Die österreichische Röntgengesellschaft (ÖRG) bietet auf Ihrer Homepage eine Orientierungshilfe zur Auswahl des bestgeeigneten bildgebenden Verfahrens für die jeweiligen Fragestellungen an. Diese soll dabei helfen die Patienten bestmöglich zu versorgen und dabei die Strahlenexposition zu verringern. [18]

Unnötige Untersuchungen vermeiden

Eine Vermeidung von unnötigen Untersuchungen kann die Strahlenexposition in der Bevölkerung verringern. Die Strahlenschutzkommission rät den zuständigen Ärzten sich vor der geplanten Untersuchung zu vergewissern ob diese Untersuchung bereits gemacht wurde (in einem anderen Krankenhaus oder ambulant). Der Arzt ist verantwortlich den Nutzen gegen das Risiko der Untersuchung abzuwägen. Kontrolluntersuchungen sollten nicht in zu kurzen Intervallen erfolgen, wenn durch den bekannten Verlauf einer Erkrankung signifikante Änderungen nicht zu erwarten sind. Die CT-Untersuchungen sollten ohne klinische

Rechtfertigung nicht wiederholt werden und sollten strikt auf das interessierende Gebiet beschränkt bleiben. [16, 18, 19]

Limitierung der Scanlänge

Die Eingrenzung der Scanlänge ist wesentliche Strategie zur Reduktion der Strahlendosis. Es ist wichtig die Scanregion nur auf den jeweiligen Bereich zu beschränken, welcher für die Beantwortung der klinischen Fragestellung unbedingt notwendig ist. [19]

Abschirmung

Besonderes in der Pädiatrie ist es wichtig die strahlensensitiven Organe wie Brustdrüsengewebe, Schilddrüse, Augenlinsen und Gonaden bestmöglich zu schützen, weil diese Strukturen häufig im Strahlenweg liegen. Beaconsfield et al. (Would thyroid and breast shielding be beneficial in CT of the Head Eur Radiol 8: 664-667) untersuchten die Wirkung der Abschirmung der Körperabschnitte, die nicht direkt strahlenexponiert waren. Sie berichteten, dass mit Wismutschutz die Strahlendosis der Schilddrüse und der Brustdrüse um 45% bis 76% reduziert wurde. Daher können externe Abschirmungen bei der Reduktion der Strahlenbelastung hilfreich sein. Hidajat et al. (The efficacy of lead shielding in patient dosage reduction in computed tomography. Rofo1996 165:462-465) zeigten dass bei der CT-Untersuchung des Abdomens die Verwendung von Hodenkapseln zu einer um 95%igen Reduktion der Strahlendosis der Hoden führt. [19]

Auch die Anwendung einer Abschirmung zum Schutz der Augenlinsen ist eine der wirksamen Strategien zur Verringerung der Strahlenexposition um 40%. Bei einer CT des Schädels kann die Schilddrüsendosis durch den Einsatz der Schilddrüsenabdeckung deutlich verringert werden. [16,19]

Positionierung der Arme

Monique Brink et al. zeigten in Ihrer Studie den Effekt der Positionierung der Arme während der CT auf die Bildqualität und auf die Strahlendosis bei polytraumatisierten Patienten. Die Studie bestand aus einer Gruppe, welche beide Arme über den Kopf positioniert hatten, aus einer Gruppe, die einen Arm über Kopf hatten und Gruppe die beide Arme seitlich an dem Körper positioniert hatten. Verglichen mit der Bildqualität der Gruppe mit beiden Armen über

den Kopf, war die Bildqualität in der Gruppe mit einem Arm über den Kopf und in der Gruppe mit beiden Armen positioniert seitlich am Körper verringert aber innerhalb akzeptabler diagnostischen Grenzen. Es wurde weiter gezeigt, dass die Strahlendosis der Gruppe, welche die Arme seitlich am Körper positioniert hatten, um 45% höher ist im Vergleich zu der Gruppe, in der beide Arme über den Kopf positioniert waren. [16, 19]

Patientenzentrierung

Die Patientenzentrierung in der CT-Gantry kann auch zur Dosisreduktion beitragen. Jianhai Li et al. zeigten in Ihrer Studie, dass 95% (60/63) der Patienten die entweder eine CT des Thorax oder des Abdomens erhielten, in den vertikalen Ebenen nicht genau im Isozentrum in der Gantry positioniert wurden. Diese Abweichung betrug im Durchschnitt 26 mm und resultierte in einer Zunahme der Strahlendosis und des Bildrauschens. [19]

Iterative Bildrekonstruktionsverfahren

Seit 2010 bieten viele CT-Hersteller neuartige Bildrekonstruktionsverfahren an. Es handelt sich dabei um das iterative Bildrekonstruktionsverfahren, durch das die Strahlendosis bei erhaltener Bildqualität um bis zu 65% verringert wird. Diese neue Methode der Bildrekonstruktion soll die herkömmliche Standardmethode „gefilterte Rückprojektion“ ablösen. Im Kapitel 2.4 wird über diese Art der Rekonstruktionstechnik näher berichtet.

Automatische Modulation des Röhrenstroms

Die Modulation des Röhrenstroms ist eine technische Innovation, welche die Strahlendosis reduzieren kann. Mit dieser Strategie kann eine annähernd vergleichbare Bildqualität unabhängig vom Körpertyp des Patienten erzielt werden. Bei dieser Innovation wird anhand des Topogramms der notwendige Röhrenstrom für jede Rotation in der z-Achse und xy-Ebene berechnet. Mit der automatischen Modulation des Röhrenstroms kann bei schlanken Patienten die Strahlendosis deutlich reduziert werden. Allerdings besteht die Gefahr, dass es bei übergewichtigen Patienten zu sehr hohen Strahlendosen kommen kann, was durch die Festsetzung einer oberen Röhrenstromgrenze verhindert werden soll. Daher ist es wichtig, dass das Personal nicht nur über den Nutzen und über potenziellen Gefahren der

automatischen Röhrenstrommodulation geschult ist. Nur eine sachgerechte Anwendung dieser Technik kann eine maximale Dosisreduktion erreichen. [16, 19]

Die Wahl des Pitchfaktors

Der Pitchfaktor hat Einfluss sowohl auf die Strahlenexposition als auch auf die Bildqualität. Die sachgerechte Wahl des Pitchfaktors kann die Strahlenexposition verringern. Der Pitchfaktor sollte immer grösser als 1 aber kleiner als 2 sein, da es sonst zu überlappenden Schichten bzw. zu lückenhafter Akquisition kommt. Am besten ist der Wert 1,5. Einige Herstellerfirmen wie Siemens und Philips arbeiten mit dem pitchadaptierten Röhrenstromzeitprodukt, deshalb hat die Wahl des Pitchfaktors fast keinen Einfluss auf die Strahlendosis. Andere Firmen arbeiten mit der konventionellen Definition des Röhrenstromzeitproduktes und die Einstellung des Pitchfaktors hat großen Einfluss auf die Strahlendosis. [19]

Diagnostische Referenzwerte

Das System der diagnostischen Referenzwerte wurde durch das Bundesamt für Strahlenschutz schon im Juli 2002 eingeführt. Bei diesem System handelt es sich um die Referenzdosiswerte für Untersuchungen mit Röntgenstrahlung bezogen auf Patienten oder Phantome mit Standardmaßen. Die Referenzwerte sollen dazu beitragen die Exposition von Patienten so niedrig wie möglich zu halten. Wie bei konventionellen Röntgenaufnahmen hat man zur Optimierung des Strahlenschutzes und der Qualitätssicherung auch bei CT-Untersuchungen Dosisreferenzwerte eingeführt.

Grundlage für die Referenzwerte waren anfangs die Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage zur CT-Expositionspraxis im Jahre 1999. Im Jahr 2010 wurden diese Referenzwerte nochmals überarbeitet und festgelegt. [16]

CT-Untersuchungsregion	$CDTI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy cm)
Hirnschädel	65	950
Gesichtsschädel (Tumordiagnostik)	22	250
Gesichtsschädel (Sinusitis)	9	100
	12	400

Thorax		
Lendenwirbelsäule (Bandscheibe axial)	42	250
Lendenwirbelsäule (Knochen-Spirale)	16	500
Oberbauch	20	450
Abdomen	20	900
Becken	20	450

In der Tabelle 8 sind die vom Bundesamt für Strahlenschutz festgelegten, überarbeiteten diagnostischen Referenzwerte für CT-Untersuchungen aufgelistet.

Pädiatrische CT-Referenzwerte

Die Grundlage für die pädiatrischen Referenzwerte stammt aus der bundesweiten Umfrage zur Expositionspraxis in der pädiatrischen CT 2005/06. Neben diesen Referenzwerten sollten im Hinblick auf eine dosisoptimierte Untersuchung auch weitere Aspekte beachtet werden.

- Geräteauswahl: es sollen die Mehrschicht (MSCT)-Geräte den Einzelschicht (ESCT)-Geräten vorgezogen werden, weil die Scanzeit und die Dosis mit MSCT-Geräten geringer ist als bei ESCT-Geräten.
- Spannungswahl: Es sollen die üblicherweise verwendeten Spannungsstufen von 100 kV bis 130 kV benutzt werden. Spannungen unter 110 kV sollen nur dann eingestellt werden, wenn sich mit den mAs-Einstellungen niedrige Dosiswerte nicht realisieren lassen.
- Kollimation bei MSCT-Geräten: Für pädiatrische Anwendung ist eine Detektorbreite zwischen 10 und 24 mm optimal.
- Pitchfaktor: Bei Einzelschichtgeräten erzielt man eine Dosisreduktion mit einem erhöhten Pitch von 1.5. Bei pitchadaptierten Mehrschichtgeräten hat die Pitchwahl keinen Einfluss auf die Höhe der Dosis. Dagegen wirkt sich bei MSCT-Geräten von GE und Toshiba eine Erhöhung des Pitch zwar dosissparend aus, geht aber auf Kosten eines erhöhten Bildrauschens.

Bei den Referenzwerten handelt es sich um Richtwerte, die im Mittel nicht beständig oder ungerechtfertigt überschritten werden dürfen. Entscheidend ist, dass die Mittelwerte für eine Untersuchungsart kleiner als der diagnostische Referenzwert für diese Untersuchungsart sind. Diagnostische Referenzwerte sind keine Grenzwerte. [7, 16]

Dosisanpassung an die technische Geräteausstattung, die Untersuchungsart und die Patientenstruktur

Im Falle des $CTDI_w$ erfolgt die Dosisanpassung in der Regel über das mAs Produkt.

Im Falle des DLP erfolgt die Dosisanpassung über den Pitchfaktor und die Scanlänge ggf. auch über die Zahl der Scanserien. Übergewichtige Patienten brauchen höhere Doseinstellung, während bei leichtgewichtigen Personen weniger Dosis notwendig ist. Deutlich verringerte mAs-Werte sind bei schlanken Patienten und speziell bei Kindern angezeigt. Um unnötige hohe Strahlenexposition zu vermeiden, muss diese Maßnahme vom Anwender bewusst getroffen werden. Bei pädiatrischen Patienten reichen wegen des kleineren Körperdurchmessers für Kinder ca. 2/3 und für Neugeborene ca. 1/3 des für die Erwachsene benötigten mAs-Produktes für eine gute Bildqualität aus [16]

Die Beachtung der im Folgenden aufgeführten Punkte kann zu einer deutlichen Reduzierung der Strahlenexposition beitragen.

Strenge Indikation

Die Radiologietechnologen sollten vor jeder CT-Untersuchung folgende Punkte berücksichtigen:	<ul style="list-style-type: none">▪ Kontrolle der Scanlänge hinsichtlich möglicher Einschränkungen▪ Optimale Patientenzentrierung▪ Senken der Röhrenspannung und/oder des Röhrenstroms für die Planungsaufnahme▪ Positionieren der Oberarme bei einer CT-Untersuchung des Thorax und Oberbauchs, wenn immer möglich, oberhalb der Oberkörper▪ Einsatz von Schutzmitteln zur Abschirmung von CT-Röntgenstrahlen
Die Radiologen sollten bei der Festlegung der CT-Protokolle folgende Punkte beachten:	<ul style="list-style-type: none">▪ Prüfen der rechtfertigenden Indikation▪ Mögliche Reduktion der Untersuchungsphasen (Protokolloptimierung)▪ Senken der Röhrenspannung und/oder des Röhrenstroms für native

	<p>CT-Untersuchungen</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Senken der Röhrenspannung auf 100 oder 80 kV für die CT Angiographie ▪ Vermeiden einer sehr dünnen Schichtdicke ▪ Vermeiden des Pitchfaktor <1
--	--

Tabelle 9 Checkliste für MTRA und Radiologen mit den wichtigsten Methoden zur Reduktion der CT-Strahlendosis [19]

2.4 Das Prinzip der iterativen Rekonstruktionstechnik

Im Jahr 2010 wurde das iterative Rekonstruktionsverfahren für die Datenrekonstruktion vorgestellt, welches eine Reduktion der Strahlendosis bei erhaltener Bildqualität verspricht. Diese Methode stellt einen neuen Ansatz gegenüber dem konventionellen Fourier gefilterter Rückprojektion dar. Dr. Stefan Alexander Wirth, Diplominformatiker und Radiologe am Uniklinikum München, erklärt das iterative Rekonstruktionsprinzip als Verfahren zur Reduktion der vermeidbaren Komponente des Bildrauschens. CT Bilder beinhalten echte Informationen und Bildrauschen. Das Bildrauschen wiederum setzt sich aus einem unvermeidbaren Anteil, wie z.B. Gewebeinhomogenitäten und Quantenstreuung, sowie aus einem vermeidbaren Anteil, der durch nicht exakte Berechnungen entsteht, zusammen. Die iterative Rekonstruktionstechnik setzt an der vermeidbaren Komponente des Bildrauschens an.. Durch den Einsatz der iterativen Rekonstruktionstechnik kommt es entweder zu einer Verbesserung der Bildqualität oder zu einer Reduktion der Strahlendosis. [20]

Bei der iterativen Rekonstruktion werden solange schrittweise Bilddaten in einen Teil Bildinformation und einen Teil Bildrauschen getrennt und letzteres minimiert, bis eine

Toleranzschwelle unterschritten wird. Dabei werden mit Daten entweder ausschließlich aus dem Bilddatenraum oder zusätzlich aus dem Rohdatenraum verwendet. Die iterative Rekonstruktion läuft demnach in zyklushaften Schritten ab (Abbildung 11).

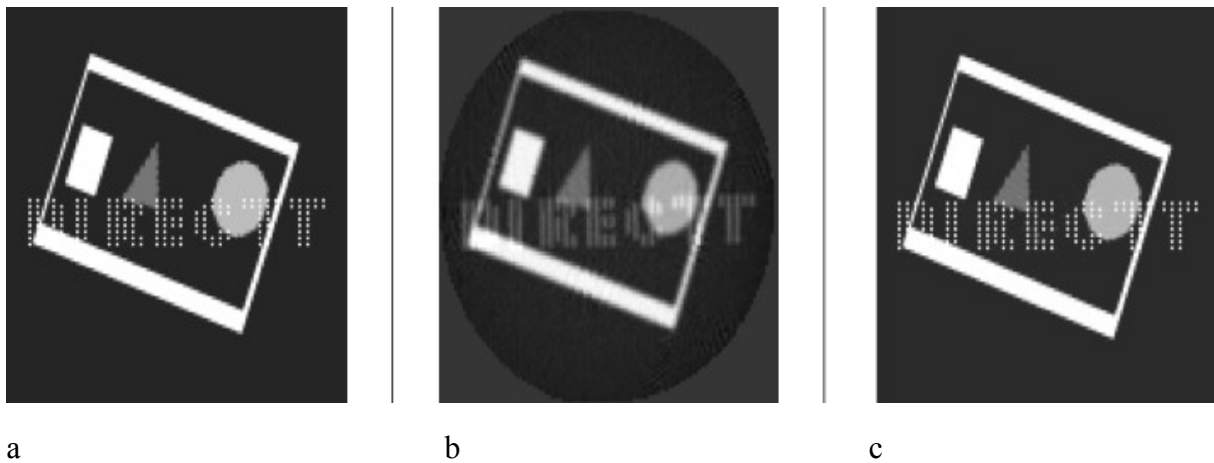


Abbildung 11 [21]:

(a): Modell-Struktur auf einem Standard-PC, welche mit verschiedenen Dichten (2,0; 1,3; 0,7) und Mustern rekonstruiert wurden (Matrix 128 x 128 Pixel;)

(b): Referenz-Bild der Modell-Struktur, welches mit konventioneller Fourier-gefilterter Rückprojektion erzeugt wurde. Die Rechenzeit betrug ca. 3 Sekunden.

(c): Bild nach 200 Iterationen. Es ist deutlich zu sehen, dass das Originalmodell und die Rekonstruktion nach 200 Iterationen visuell identisch sind. Die Qualität der Rekonstruktionen steigt mit der Zahl der Iterationen. Die Rechenzeit für diese 200 Iterationen betrug allerdings ca. 3 Minuten was im Gegensatz zu Furier-gefilterte Rückprojektion wesentlich länger war.

2.6 Gerätehersteller und Software

In diesem Unterkapitel werden verschiedene herstellerspezifische Angaben der iterativen Rekonstruktion angeführt.

2.6.1 General Electrics (ASIRTM)

Laut GE Healthcare soll mit der ASIR (Adaptive statistische iterative Rekonstruktion) im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion bei gleichbleibender Bildqualität eine Dosisreduktion von ca. 40% erreicht werden. Bereits über 1,2 Mio. Patienten wurden mit ASIR untersucht und die Ergebnisse wurden in über 20 klinischen Studien belegt. Laut Hersteller setzt ASIR an den Bilddaten und an den Rohdaten an und ist seit 2009 verfügbar.

2.6.2 Philips (iDose^{4TM})

Philips bewirbt dass mittels iDOSE^{4TM} eine Dosisreduktion um bis zu 80% gegenüber der gefilterten Rückprojektion möglich ist, wobei die Bildqualität gewahrt bleibt. iDOSE^{4TM} setzt ebenfalls an den Bilddaten und an den Rohdaten an. [23]

2.6.3 Toshiba (AIDR 3DTM)

Auch hier soll das Rauschen signifikant reduziert und somit die Bildqualität erhöht werden. AIDR 3D ist ein iterativer Rekonstruktionsalgorithmus, welcher bei gleichbleibend hoher Bildqualität die Dosis um bis zu 75% reduzieren kann. AIDR 3D setzt ausschließlich an den Bilddaten an. [24]

2.6.4 Siemens (IRISTM)

Mit IRIS (iterative Reconstruction in Space) gibt Siemens eine Dosisreduktion von 60% an. IRIS setzt ebenfalls ausschließlich an den Bilddaten an.. [22]

III. Gefilterte Rückprojektion vs. iterative Rekonstruktion (IR)

Die Bildrekonstruktionsalgorithmen spielen eine entscheidende Rolle für die Qualität der CT-Bilder. Im Laufe des letzten Jahrzehntes brachten das Trachten nach höherer Auflösung, größerem Scanvolumen und schnelleren Scanzeiten und dazu gleichzeitig die Notwendigkeit einer geringeren Strahlendosis die Leistung der FBP-Rekonstruktion an ihre Grenzen. Die Reduktion der Strahlendosis mit erhaltener diagnostischer Sicherheit ist möglich, aber übermäßige Dosisreduktion kann zu verstärkten Bildrauschen und Beeinträchtigung der diagnostischen Sicherheit und Läsionserkennung führen. Das Verfahren der gefilterten Rückprojektion wird häufiger verwendet, obwohl die iterativen Bilderrekonstruktionsalgorithmen zur Bilderrekonstruktion schon viel früher eingesetzt wurden. Der Grund dafür ist, dass bis vor wenigen Jahren die Wirtschaftlichkeit der iterativen Rekonstruktion durch ungenügende Rechenleistungen der Computer limitiert war. Alternative Techniken der Bilderrekonstruktion mit iterativen Rekonstruktionsalgorithmen sind seit kurzem für den klinischen Einsatz erhältlich. Im Gegensatz zur gefilterten Rückprojektion verwendet die iterative Rekonstruktion eine vorwärts gerichtete Rekonstruktion und eine genauere Modellierung der Scannergeometrie.

Die Ergebnisse von Studien haben gezeigt, dass die iterative Rekonstruktion eine höhere Auflösung der Bilder mit größerer Robustheit gegenüber verschiedener Bildartefakte erzeugen kann, allerdings mit einer längeren Berechnungsverarbeitung als bei der FBP-Rekonstruktion. Die lange Rekonstruktionszeit und die Notwendigkeit teurer Rechenhardware machte die iterative Rekonstruktionstechnik früher inakzeptabel für den klinischen Einsatz.

Um mit dem Problem mit der langen Rechenzeit und mit der Notwendigkeit für höhere Rechenleistungen umzugehen, wurde die iterative adaptive statistische Rekonstruktion-Algorithmus (ASIR) entwickelt. Um die Rekonstruktionszeit zu verringern nutzt diese

Technik die Informationen aus dem mit der FBP rekonstruiertem Bild als Basis für den Wiederaufbau. Diese Technik wurde von der FDA für den klinischen Einsatz zugelassen.

Studie 1

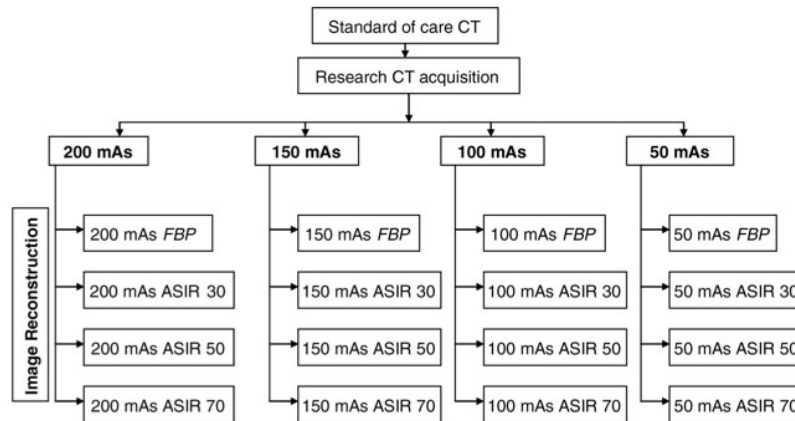
Singh S, Kalra MK, Hsieh J, Licato PE, Do S, Pien HH, Blake MA. Abdominal CT: comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques. Radiology 2010; 257(2):373-83.

In dieser aus dem Jahr 2010 stammenden Studie wurden zwei Rekonstruktionstechniken verglichen: die gefilterte Rückprojektion und die adaptive statistische iterative Rekonstruktion (ASIR).

Der Zweck dieser Studie war die Bildqualität und die Läsionssichtbarkeit im Abdomen-CT bei unterschiedlicher Röhrenspannung und unterschiedlichem Stromzeitprodukt (50-200 mAs) sowie mit unterschiedlichen Rekonstruktionstechniken (ASIR und FBP) miteinander zu vergleichen. Es wurden 22 Patienten (12 Männer und 10 Frauen) mit in einem Durchschnittsalter von 60,1 (SD 7,3) Jahren und mittlerem Gewicht von 78,9 kg (SD 18,3 kg) einem Abdomen-CT unterzogen. Die Bilder wurden mit unterschiedlichen Strom-Zeit-Produkten (200, 150, 100 und 50 mAs) durchgeführt. Die Scanlänge für die, zu untersuchende, Bauchregion war über 10 cm. Die Bilder wurden separat mit FBP und mit einer Mischung aus ASIR und FBP rekonstruiert. Zwei Radiologen haben die Daten blind und randomisiert ausgewertet.

Zu Beginn wurde eine klinisch indizierte standardmäßige abdominelle CT-Untersuchung (Discovery CT750 HD, GE Healthcare) durchgeführt. Für die Untersuchung wurde 80-100 ml eines intravenösen Kontrastmittels verabreicht. Anschließend wurden vier zusätzliche Sätze von Bildern bei jedem Patienten zu Studienzwecken erfasst. Alle Patienten wurden auf der Ebene der Leber (oberhalb oder unterhalb der Leberpforte) oder der Nieren untersucht. Die Bilder nach FBP und ASIR Rekonstruktion unter Verwendung der unterschiedlichen Strom-Zeit-Produkte wurden miteinander verglichen. Nachfolgende Abbildung zeigt die CT-

Bildrekonstruktion – nach Akquisition mit unterschiedlichen mAs und nach unterschiedlichem Grad der Kombination zwischen FBP und ASIR (ASIR30, ASIR50 und ASIR70)



Singh S et al. Radiology 2010

Abbildung 12: CT-Bilderrekonstruktion nach Akquisition mit unterschiedlichen Strom-Zeit-Produkt und mit unterschiedlichen Grad der Kombination zwischen FBP und ASIR

Alle Bilderdatensätze wurden blind und randomisiert durch zwei erfahrene Radiologen ausgewertet, um eine unabhängige Beurteilung der Bildqualität zu erreichen. Die subjektive Bildqualität wurde in Hinblick auf das subjektive Bildrauschen unter Verwendung einer fünfstufigen Skala beurteilt (1 minimales Bildrauschen; 2 weniger als das Durchschnittsrauschen; 3 durchschnittliches Bildrauschen; 4 überdurchschnittliches Rauschen; 5 inakzeptables Bildrauschen). Jeder Artefakt wurde mit einem vierstufigen Skala bewertet (1 keine Artefakte; 2 geringe Artefakte ohne Beeinträchtigung der diagnostischen Entscheidungsfindung; 3 deutliche Artefakte mit Beeinflussen der Visualisierung von großen Strukturen, eine Diagnose noch möglich; 4 die Artefakte beeinflussen die diagnostische Informationen)

Die Ergebnisse

Die $CTDI_{vol}$ Werte waren 16.8, 12.6, 8.4 und 4.2 mGy für 200, 150, 100 und 50 mAs, ($p < .001$). Das subjektive Rauschen war unterdurchschnittlich bei 150 mAs und durchschnittlich bei 100 und 50 mAs für ASIR Bilder verglichen mit FBP-Bildern, bei welchen das Rauschen als durchschnittlich bei 150 mAs, überdurchschnittlich bei 100 mAs und inakzeptabel bei 50

mAs bewertet wurde. Wesentlich verschwommenes Aussehen der Bilder wurde bei 4 von 22 Bildern in der Bilderserie bei 50 mAs und mit ASIR70% festgestellt. Die Erkennbarkeit der Läsionen war bei 50 mAs bei ASIR-Bildern deutlich besser als auf FBP-Bildern. Die allgemeine diagnostische Sicherheit, welche als inakzeptabel auf FBP-Bildern bewertet wurde, war auf ASIR-Bildern als akzeptabel bewertet.

Studie 2

Singh S, Kalra MK, Gilman MD, Hsieh J, Pien HH, Digumathy SR, Shepard JA; Adaptive statistical iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: a pilot Study; (2011)

Singh S et al. untersuchten in einer weiteren Studie den Einfluss der adaptiven statistischen iterativen Rekonstruktion (ASIR) im Vergleich zur herkömmlichen gefilterten Rückprojektion (filtered back projection, FBP) auf eine Thorax-CT. Der Zweck dieser Studie war der Vergleich der Läsionserkennung und der Bildqualität im Thorax-CT bei verschiedenen Strom-Zeit-Produkten (40-150 mAs).

An dieser Studie haben 23 Patienten (10 männlich und 13 weiblich, mittleres Alter 63 \pm 7.3 Jahre) teilgenommen. Die CT-Daten wurden bei unterschiedlichen Strom-Zeit-Produkten (40, 75, 110 und 150 mAs) akquiriert. Die Untersuchungen wurden auf einem 64-Zeilen-CT-Scanner mit einer 10 cm Scanlänge durchgeführt und bei 30%, 50% und 70% ASIR-FBP Kombination rekonstruiert.

Zwei Thoraxradiologen beurteilten das Bildrauschen, die Sichtbarkeit von kleinen Strukturen, die Läsionen sowie die diagnostische Sicherheit. Die subjektive Beurteilung der Bildqualität wurde im Hinblick auf subjektives Bildrauschen und Artefakte wie in der Studie 1 bewertet (fünfstufige Skala für das Bildrauschen und vierstufige Skala für die Artefakte).

Die Bildqualität und die Ergebnisse der Läsionserkennung

In dieser Studie wurden 63 Läsionen bei 23 Patienten entdeckt. Es wurden dabei Läsionen unter 1 cm und auch Läsionen zwischen 1-5 cm entdeckt. Zu den Läsionen zählten Lungenläsionen, subsegmentale Narbenbildung, Pleuraverdickungen, bronchiale Wandverdickungen, vollständig einseitige kollabierte Lunge. Die Erkennbarkeit der Läsionen war als gut bewertet mit gut sichtbaren Rändern für alle Rekonstruktionsverfahren bei allen

vier Strom-Zeit-Produkten. Die diagnostische Sicherheit wurde als vollkommen überzeugt bewertet für beide Rekonstruktionsverfahren bei allen vier Strom-Zeit-Produkten. [31]

Die beiden Radiologen bewerteten das Bildrauschen als überdurchschnittlich oder inakzeptabel für die FBP bei 75 mAs und 40 mAs. Die Bilder, die mit ASIR30 mit 40 mAs, 50 mAs oder 70 mAs akquiriert wurden, bewerteten die Radiologen als durchschnittlich oder akzeptabel. In der Tabelle 1 wurde zusammengefasst, dass das Bildrauschen in 3 Patienten bei 110 mAs, in 5 Patienten bei 75 mAs und in 17 Patienten bei 40 mAs inakzeptabel war.

Bildrauschen	110 mAs			75 mAs			40 mAs		
	No. der Patienten	Gewicht kg	Max. Durchmesser (cm)	No. der Patienten	Gewicht kg	Max. Durchmesser (cm)	No. der Patienten	Gewicht kg	Max. Durchmesser (cm)
FBP									
Akzeptabel	20	73+/-11	41+/-2	18	72+/-11	41+/-2	6	64+/-11	39+/-3
Inakzeptabel	3	99+/-8	45+/-1	5	91+/-12	44+/-1	17	80+/-12	42+/-2
ASIR30									
Akzeptabel	23	76+/-14	41+/-2	23	76+/-14	41+/-2	19	72+/-10	41+/-2
Inakzeptabel	0	0	4	97+/-8	45+/-2
ASIR50									
Akzeptabel	23	76+/-14	41+/-2	23	76+/-14	41+/-2	23	76+/-4	41+/-2
Inakzeptabel	0	0	0
ASIR70									
Akzeptabel	23	76+/-14	41+/-2	23	76+/-14	41+/-2	23	76+/-4	41+/-2
Inakzeptabel	0	0	0

Tabelle 10 Zum leichteren Verständniss der Ergebnisse in der Studie Singh S et al. wurde diese Tabelle angeführt

Die Patienten, bei denen ein höheres Rauschen auf den mittels FBP und ASIR30% rekonstruierten Bildern festgestellt wurde, wogen wesentlich mehr als die Patienten mit akzeptablem Rauschen ($p < 0.01$). Vier von 17 Patienten mit inakzeptablem Rauschen auf mit FBP rekonstruierten Bildern hatten auch inakzeptables Rauschen auf mit ASIR30% rekonstruierten Bildern. Diese 4 Patienten hatten ein höheres Körpergewicht (72.0 kg vs. 97.9 kg, $P = .0001$) als jene mit akzeptablem Rauschen mit ASIR30%. Keiner der Patienten hatte

inakzeptables Rauschen bei ASIR50% oder ASIR70% unabhängig vom Röhrenstrom-Zeit-Produkt oder Patientengewicht s.Abb.1

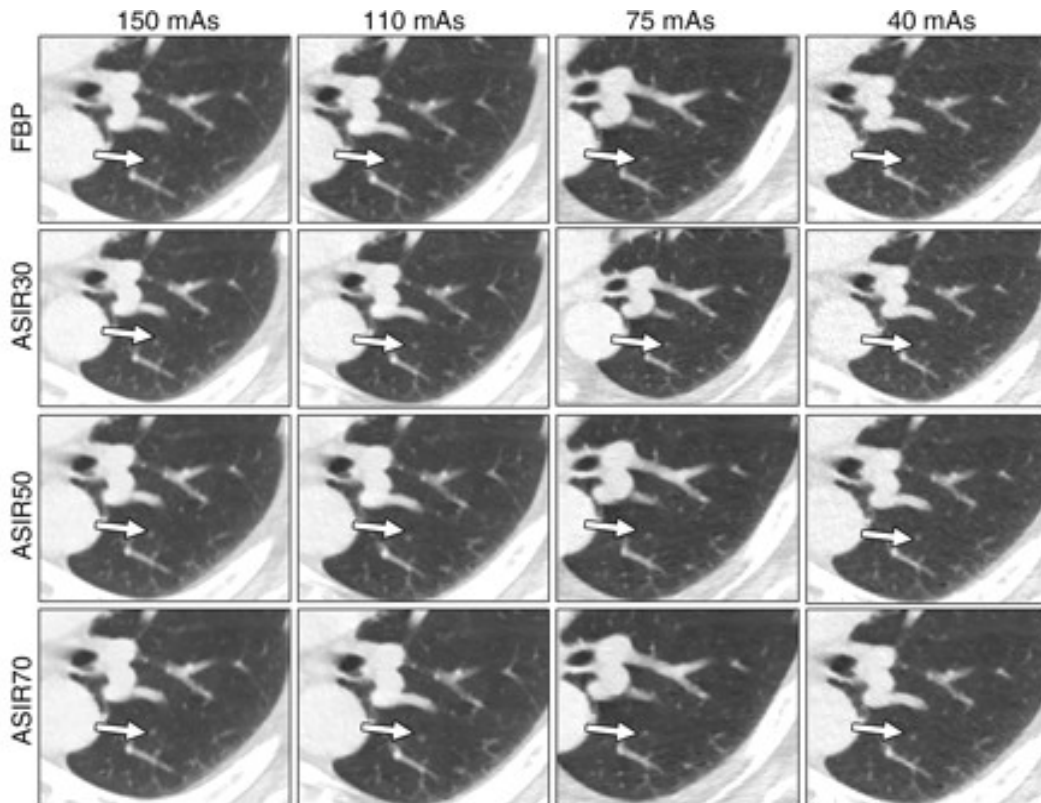


Abbildung 2 Thorax-CT einer 61 jähriger Frau mit einem Körpergewicht von 118 kg, der Pfeil zeigt auf einen Lungenrundherd im linken Unterlappen. Die Bilder wurden mit FBP oder ASIR mit 4 Röhrenstrom-Zeit-Produkten rekonstruiert. Bei 40 mAs ist die Läsionsauffälligkeit größer und die diagnostische Sicherheit höher mit ASIR Bilder als mit FBP.

Zusammengefasst war die Strahlendosisreduktion auf 3,5 mGy für ASIR rekonstruierten Thorax-CT Bildern unter Beibehaltung der diagnostischen Sicherheit und akzeptablem Bildrauschen erzielbar. Für Patienten, die leichter als 90 kg waren, war die ASIR30% optimal. Für die Patienten mit höherem Körpergewicht war die ASIR50% besser geeignet um eine zufriedenstellende Bildqualität und diagnostische Sicherheit zu ermöglichen. [31]

Studie 3

Varut V., Robert J. Loader, Grant R. M., Richard D. Riordan and Carl A., Roobottom Image Quality Assessment of Standard- and Low-Dose Chest CT Using Filtered Back Projection, Adaptive Statistical Iterative Reconstruction, and Novel Model-Based Iterative Reconstruction Algorithms, (2013) 545-552

In dieser Studie wurde, wie in den Studien 1 und 2, die gefilterten Rückprojektion (FBP) und die iterative Rekonstruktionstechnik (ASIR) miteinander verglichen. Der Zweck dieser Studie war es, die Bildqualität zwischen FBP, ASIR und model-based iterative reconstruction (MBIR) bei Standarddosis und bei zwei vorgewählten Niedrig Dosis CT Protokollen zu vergleichen. 30 Patienten (16 männlich und 14 weiblich, mittleres Alter 67 Jahre) nahmen an dieser Studie teil und wurden prospektiv rekrutiert. Die Patienten wurden insgesamt den drei Untersuchungen (ein Standarddosis CT und zwei Niedrigdosis CT) unterzogen. Dabei wurden die subjektive und objektive Bildqualität verglichen. Die effektive Dosis und das Dosislängenprodukt wurden für jede Aufnahme aufgezeichnet. Zwei erfahrene Radiologen waren für die Beurteilung der Bildqualität und der Läsionen zuständig.

Die objektive Bildanalyse ergab eine signifikante Rauschreduzierung bei Niedrigdosis CT mit der MBIR-Technik ($p < .05$). Die subjektive Bildanalyse zeigte keinen signifikanten Unterschied im Hinblick auf die Bildqualität und die diagnostische Sicherheit zwischen Niedrigdosis CT mit MBIR verglichen mit der Standarddosis CT mit ASIR ($p > 0.05$). Die MBIR zeigte eine Rauschreduzierung und eine verbesserte Bildqualität. Eine erhebliche Reduktion der Dosis konnte durch die Erhöhung des Rauschindex ohne Beeinträchtigung der Bildqualität und der diagnostischen Sicherheit erreicht werden.

Studie 4

Amy K.Hara, Robert G. Paden, Alvin C. Silva, Jennifer L. Kujak, Holly J. Lawder, Wiliam Pavlicek, Iterative Reconstruction Technique for Reducing Body Radiation Dose at CT: Feasibility Study (2009) 764-770

Der Zweck dieser Studie war das Bildrauschen, die Niedrigkontrastauflösung, die Bildqualität und die räumliche Auflösung unter Verwendung der adaptiven statistischen iterativen Rekonstruktion (ASIR) zu bewerten. An der Studie nahmen 12 Personen (7 Männer und 5 Frauen mit einem Durchschnittsalter von 67,5 Jahren) teil. Diese Personen wurden nach Ermittlung des Body Mass Index (BMI) in drei Gruppen geteilt (<25; 20-24,9; >20) und einer CT des Abdomens beziehungsweise CT des Beckens unterzogen. Das Bildrauschen, die Niedrigkontrastauflösung, die Bildqualität und die Ortsauflösung wurden auf einer Skala von 1 (sehr gut) bis 4 (sehr schlecht) bewertet. Alle Untersuchungen wurden auf einem 64-MDCT-Scanner (CT750 HD, GE Healthcare) durchgeführt.

CTDI_{vol} und DLP wurden für Niedrigdosis-CT und CT mit regulärer Dosis verglichen. Die Strahlendosis variierte mit dem BMI. Das heißt, dass die Patienten mit höherem BMI einen höheren Röhrenstrom benötigten als Patienten mit niedrigerem BMI. Alle 12 Niedrigdosis-CT-Untersuchungen wurden zweimal rekonstruiert, einmal mit der gefilterten Rückprojektion und einmal mit ASIR 40. Mit ASIR 40 sollte man ein diagnostisch akzeptables Bild mit weniger Rauschen als bei der FBP erhalten können.

Niedrigdosis-CT mit ASIR wurde mit den folgenden Parametern durchgeführt: Rauschindex 30,9; Kollimation 0.625 mm; Rekonstruktionsschichtdicke 3,75 mm, Röhrenspannung 120 kV; Gantry-Rotationszeit, 0,5 Sekunden. Mit der Dosismodulation Software des Scanners wurde der Röhrenstrom automatisch auf den entsprechenden Rauschindex reduziert.

Der Dosisvergleich zeigte, dass sich unter Verwendung des Niedrigdosis-CT mit iterativer Rekonstruktion der CTDI_{vol} um 47% und das DLP um 44% reduzierte. (s. Tabelle 1)

Patient	Untersuchung	KM	BMI	DLP (mGy*cm)			CTDI		
				FBP	Iterative Rek.	PR %	FBP	Iterative Rek.	PR %
1	Abd.	✓	34	707	441	38	27	17	37
2	Abd.	✗	30	1008	773	23	31	20	37
3	Abd./Be.	✓	28	1209	886	27	26	18	32
4	Abd.	✓	25	376	305	19	14	9	35
5	Abd.	✓	25	848	502	41	26	15	44
6	Abd./Be.	✗	22	921	549	40	20	11	43
7	Abd./Be.	✓	22	860	548	36	18	11	39
8	Abd.	✓	20	396	197	50	13	6	52
9	Abd./Be.	✓	20	1128	451	60	21	8	62
10	Abd.	✓	19	353	114	68	14	5	65
11	Abd./Be.	✓	19	1198	442	63	26	9	65
12	Abd./Be.	✓	18	1073	430	60	22	8	62
DS			24	840	470	44	22	11	48

Tabelle 11 Vergleich von Niedrigdosis-CT mit Iterative Rekonstruktion und Normaldosis-CT mit FBP an selben Patienten

Aus der Tabelle 11 kann eine deutliche Strahlendosisreduktion mittels iterativer Rekonstruktion von durchschnittlich 44% beziehungsweise sogar bis zu 68 % abgeleitet werden.

Das durchschnittliche $CTDI_{vol}$ für das Niedrigdosis-CT war 12 verglichen mit einem CTDI von 22 für das Normaldosis-CT. Das durchschnittliche DLP für Niedrigdosis-CT betrug 470 mGy*cm verglichen mit DLP 894 mGy*cm für das Normaldosis-CT. Die prozentuelle Reduktion des CTDI und DLP war bei niedrigem BMI größer als bei höherem BMI (Tabelle 12).

BMI	Zahl d. Patienten	Mittleres DLP (mGy .cm)			Mittleres CDTI		
		Routine Dosis	Low-Dosis	PR %	Routine Dosis	Low-Dosis	PR %
> 25	3	975	700	29	28	18	35
20-24.9	6	755	425	41	19	10	46
< 20	3	875	328	64	21	7	64

Tabelle 12: Vergleich der prozentuellen Reduktion (PR) des DLP und des CTDI bezogen auf den BMI

Studie 5:

LL Geyer, R Hempel, S Wirth, U Linsenmaier, M Reiser, M Körner, Dosisreduktion bei der 64-Zeilen CT der Halswirbelsäule durch Anwendung von adaptiver statistischer iterativer Rekonstruktion (ASIR) auf klinische Routineprotokolle (2011)

In dieser Studie untersuchten Geyer et al., welchen Einfluss auf die Dosisreduktion die Verwendung von ASIR zur Bildrekonstruktion bei einer CT-Untersuchung der HWS an einem 64-Zeiler im Vergleich zur herkömmlichen FBP hat.

Im Rahmen dieser Studie wurden 67 CT-Untersuchungen der HWS (LightSpeed VCT XT, GE™ Healthcare) mit FBP, durchgeführt. An der Studie nahmen 67 Personen (30 männlich und 37 weiblich mittleres Alter von 55 Jahren \pm 20 Jahren) teil. Diese 67 CT-Untersuchungen mit FBP wurden dann retrospektiv mit 80 CT-Untersuchungen (Discovery 750 HD™, GE™ Healthcare) der HWS (49 männlich und 31 weiblich mit einem mittlerem Alter von 50 Jahre \pm 20 Jahren) mit ASIR, Gerät:) verglichen und analysiert.

Die beiden Geräte arbeiteten mit identen Scanparametern (Röhrenspannung 120 kV; Kollimation 0.625 mm; Pitch 0.531:1). Eine subjektive Bildanalyse wurde mit einer dreistufigen Skala bewertet (diagnostisch, eingeschränkt, nicht ausreichend). Die Scanlänge, CDTI_{vol} und DLP wurden mittels Mann-Whitney-U-Test die statistische Signifikanz getestet.

Aus den in der Tabelle 3 angeführten Ergebnissen lässt sich erkennen, dass die CDTI_{vol}-Werte und DLP-Werte bei der ASIR-Gruppe im Vergleich zur FBP-Gruppe um mehr als die Hälfte gesunken sind. Anhand der Ergebnisse aus der mittleren Gesamtdosis erkennt man eine mittlere Dosisreduktion von 54%. Alle CT-Aufnahmen der HWS hatten eine diagnostische Bildqualität.:

	Mittlerer CDTI (mGy)	Mittleres DLP (mGy . cm)	Mittlere Scanlänge (mm)	Mittlere Gesamtdosis
FBP Untersuchungen n	21.43 +/-1.43	442.15 +/- 51.73	186.30 +/- 23.60	2.38
ASIRTM Untersuchungen n	9.57 +/- 3.36	204.23 +/- 68.01	195.21 +/- 26.82	1.10

Tabelle 13: Vergleich FBP zu ASIR bezüglich CTDI und DLP

Studie 6

Winklehner A, Karlo C, Puipe G, Schmidt B, Flohr T, Goetti R, Pfammatter T, Frauenfelder T, Alkadhi H, Raw data-based iterative reconstruction in body CTA: evaluation of radiation dose saving potential, (2011)

Diese Studie hatte sich zum Ziel genommen, prospektiv das Dosisreduktionspotenzial von auf Rohdaten basierter iterativer Rekonstruktion beim Thorax/Abdomen CT mit der gefilterten Rückprojektion zu vergleichen.

Die Studie bestand aus 25 Probanden, die einer Thorako-abdominellen CT-Untersuchung unterzogen wurden. Die Untersuchungen wurden auf einem Dual Score 128-Zeilen CT (SOMATOM Definition Flash, Siemens Healthcare, Germany) durchgeführt. Die bei der Untersuchung verwendeten Scanparameter waren folgende: effektiver Röhrenstrom 164-401 mAs unter Einsatz der schwächungsbasierten Röhrenmodulation (CAREDOSE 4D™), Gantry Rotationszeit 0.5 s, Pitch 1, Röhrenspannung 120 kV, Schichtdicke 2 mm.

Die Volldosis-Bilder (Full Dose FD) wurden mittels gefilterter Rückprojektion (FBP) rekonstruiert und wurden mit Halbdosis-Bilder (Half Dose HD) und Sinogramm-verstärkter iterativer Rekonstruktion (SAFIRE), wobei nur eine Röhre benutzt wurde, verglichen. Drei Datensätze wurden von jedem Patient rekonstruiert und zwar wie folgt:

- Gefilterte Rückprojektion (FBP) wurde angewandt bei Volldosis (Full Dose, FD), wobei beide Röhren zum Einsatz kamen (FD-FBP)
- Halbdosis (Half Dose HD) Datensätze wurden mit FBP (HD-FBP) rekonstruiert, wobei nur eine Röhre benutzt wurde (HD-FBP)
- HD Datensätze wurde unter Verwendung von nur einer Röhre mit Sinogramm-verstärkter iterativer Rekonstruktion (SAFIRE) rekonstruiert (HD-SAFIRE).

Bei allen Patienten wurden die Bildqualität und die Schärfe der Aortenkontur beurteilt. Die Schärfe der Aortenkontur war höher bei der FD-FBP und HD-SAFIRE als bei der HD-FBP ($p < 0.001$). Geringstes Rauschen war gegeben bei HD-SAFIRE (7.23 HU). Das Rauschen war um 9.4% geringer als bei der FD-FBP (7.98 HU, $p < 0.05$) und um 30.8% geringer als bei der HD-FBP (10.44 HU, $p < 0.001$). Das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis war niedriger bei der HD-FBP ($p < 0.001$) und höher bei der HD-SAFIRE ($p < 0.001$) verglichen mit FD-FBP.

V. Diskussion

In den letzten Jahren wurde immer öfter über die Thematik der Strahlendosis und ihre Folgen in der Radiologie diskutiert. Da es sich bei Computertomographie um eine Untersuchungsmethode die sich ionisierender Strahlung bedient handelt, stellt sich immer wieder die Frage ob es möglich ist mittels neuer Rekonstruktionstechniken die Einsparung ionisierender Strahlung zu erreichen.

Die iterative Bildrekonstruktion kam vorrangig im PET und SPECT zum Einsatz. Mittels diesem Verfahren zur Rekonstruktion von Rohdaten lässt sich heute auch in der Computertomographie eine Reduktion der Strahlendosis bis zu 60% gegenüber der gefilterten Rückprojektion erzielen.

Das Ziel dieser Arbeit war es die Möglichkeiten zu prüfen, ob es möglich ist mittels iterativer Rekonstruktion die Strahlendosis zu reduzieren. Anhand von Studien die in dieser Arbeit angeführt sind lässt sich daraus schließen dass es sehr wohl möglich ist eine Dosisreduktion zu erreichen.

Hierbei ist es wichtig zu erwähnen, dass nicht nur die iterative Bildrekonstruktion einen großen Beitrag zur Reduktion der Strahlendosis beitragen kann. Limitierungen der Scanlänge, Abschirmungen der strahlensensitiven Organe, die Wahl des Pitchfaktors, Dosismodulation, optimierte Untersuchungsprotokolle können einen großen Beitrag zur Reduktion der Strahlendosis bei einer CT-Untersuchung leisten.

Durch Anwendung von ASIR liess sich eine Reduktion der Strahlendosis nachweisen. Eine Reduktion der Strahlendosis auf 8,4 mGy bei der CT-Untersuchung des Abdomens wurde mit ASIR 30% Kombination erreicht. Weitere Reduktion der Strahlendosis auf 4,2 mGy ist möglich durch Verwendung einer ASIR 50% oder ASIR 70% Kombination bei schlanken

Patienten. Bei einer Thorax-CT wurde eine Reduktion der Strahlendosis auf 40 mAs oder 3,5 mGy mittels ASIR-technik erreicht.


Ein weiterer Aspekt bei der Bewertung der neuen iterativen Rekonstruktionstechnik betrifft die Bildqualität. Es stellt sich die Frage inwieweit sich die Reduktion der Strahlendosis auf die diagnostische Qualität der Bilder auswirkt. Das subjektive Bildrauschen war bei der Verwendung von ASIR besser als mit gefilterten Rückprojektion unabhängig von Dosierung. Obwohl quantitatives Bildrauschen sowohl bei gefilterten Rückprojektion als auch mit der Zunahme der Patientengröße oder Strahlendosis zunimmt, blieb quantitatives Rauschen bei Verwendung von ASIR niedriger als bei der Verwendung von gefilterten Rückprojektion für alle Dosisstufen und bei allen Patienten. Bei einer Reduktion der Strahlendosis auf 3,5 mGy wurden das Bildrauschen und die diagnostische Sicherheit als akzeptabel bewertet. Würde man auf Dosisreduktion verzichten so konnte man eine deutlich bessere Bildqualität gegenüber der gefilterten Rückprojektion erreichen.

Bei der Reduktion der Strahlendosis spielen der Körperfettgehalt und das Körpervolumen des Patienten eine wesentliche Rolle. Bei Patienten bis 90 kg Körpergewicht lässt sich mittels ASIR wesentliche Reduktion der Strahlendosis und Verbesserung der Bildqualität erzielen. Bei stärkeren Patienten (> 90 kg Körpergewicht) und bei einer CT-Untersuchung des Abdomens bei 110 mAs und mittels Kombination ASIR-gefilterte Rückprojektion, lässt sich ein akzeptables Bildrauschen und akzeptable diagnostische Sicherheit erreichen allerdings ohne wesentliche Änderung in der Bildqualität. Je größer der BMI desto größer die Strahlendosis und schlechter die Bildqualität.

Anhand von Studien die in dieser Arbeit aufgeführt sind lässt sich daraus schliessen dass es nicht möglich ist für jede Körperregion eine Reduktion der Strahlendosis von 60% zu erhalten. In Schädelregion, Halsregion und Rumpfregeion lassen sich bis zu 60% der Strahlendosis einsparen. In den Extremitäten kann eine Dosisreduktion von 60% nicht erreicht werden. Darüber werden kaum Studien durchgeführt, weil es sich bei Armen und Beinen nicht um strahlensensible Organe handelt.

VI Anhang – Literaturverzeichnis

- 1) **Folkerts K.-H** (2013), Strahlenschutz bei der Computertomographie, Zugriff am 24.04.2013 unter <http://www.htw-saarland.de/ingwi/labore/labore-der-mechatronik-sensortechnik/strahlenschutz/vorlesung-medizinphysikexperte/ctskriptneu.pdf>
- 2) **Dössel O.** (2000), Bildgebende Verfahren in der Medizin; Von der Technik zur medizinischen Anwendung, Springer-Verlag S. 118-126
- 3) **Alkadhi H., Leschka S., Stolzmann P., Scheffel H.** (2000); Wie funktioniert CT, S. 1-11
- 4) **Bonn M.** (2000); Computer-Tomographie; Robotik in der Medizin; Zugriff am 15.05.2013 unter http://www.matze-bonn.de/informatik/Seminar_CT.pdf
- 5) **Statista 2013**, Anzahl der Computertomographien in ausgewählten Ländern Europas (2010), Zugriff am 25.11.2013 unter <http://de.statista.com/statistik/daten/studie/182666/umfrage/computertomographen-anzahl-in-europa/>
- 6) **Privatklinik Linde**, Clinique des Tilleuls (2013), Strahlenbelastung bei Röntgen und Computertomographie (CT), Zugriff am 23.05.2013 unter http://www.kliniklinde.ch/download/prospectus/Radiologie_Strahlenbelastung_dt.pdf
- 7) Prof. Dr. rer. nat K.-H. Folkerts; Strahlenschutz bei der Computertomographie; Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes FB GIS Labor für Kernstrahlungsmesstechnik und Strahlenschutz
- 8) **Siemens** (2010), Der einfachste Weg zur niedrigen Dosis, Zugriff am 25.05.2013 unter www.medical.siemens.com;
- 9) **Nagel H.D.**, Leitfaden zur Bewertung und Optimierung der Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen, Zugriff am 01.06.2013 unter http://www.laekb.de/10arzt/50Qualitaetssicherung/60aesqr/05aesr/64fb_zaes_dl/05vt.pdf
- 10) **Ärzte Zeitung** (2012), Krebs auch durch niedrige Strahlendosis beim CT zugriff am 02.06.2013 unter <http://www.aerztezeitung.de/medizin/krankheiten/krebs/article/814901/krebs-durch-niedrige-strahlendosis-ct.html>

- 11) **Lancet** (2004), Risk of Cancer from diagnostic X-rays for the UK and 14 other countries, Zugriff am 08.06.2013 unter <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15070562>
- 12) **R. Smith-Bindman** (2009), Computertomographie (CT), Zugriff am 10.06.2013 unter http://www.neuro24.de/show_glossar.php?id=358
- 13) **Bfs Infoblatt** (2003), Größen und einheiten im Strahlenschutz – Ionisierende Strahlung, Zugriff am 15.06.2013 unter <http://www.gapinfo.de/gesundheitsamt/alle/umwelt/physik/strahl/ion/ra/eh.htm>
- 14) **Äquivalentdosis** (2013), Wikipedia, Zugriff am 23.06.2013 unter <http://de.wikipedia.org/wiki/Äquivalentdosis>
- 15) **Alkadhi H., Leschka S., Stolzmann P., Scheffel H.,** (2011) Wie funktioniert CT, S. 198-200
- 16) **Nagel H.D., Vogel H.** (2010) Leitfaden zur Bewertung und Optimierung der Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen, 3 überarbeitete und aktualisierte Ausgabe; S.1-16
- 17) **ALARA** (2013), Wikipedia, Zugriff am 03.07.2013 unter <http://de.wikipedia.org/wiki/ALARA>
- 18) **Österreichische Röntgengesellschaft** (2013), Gesellschaft für Medizinische Radiologie und Nuklearmedizin, Zugriff am 07.07.2013 unter <http://www.oerg.at/index.php/diagnostische-radiologie.html>
- 19) **Schindera S.T., Nauer C., Treier R., Trueb P., G. von Allmen, Vock P., Scucs-Farakas Z.** (2010), Strategien zur Reduktion der CT-Strahlendosis; Radiologie, Online publiziert: 17. September 2010  Springer-Verlag
- 20) **Wirth S.** (2012), European Hospital, Update: Iterative Rekonstruktion, Zugriff am 15.07.2013 unter http://www.european-hospital.com/de/article/9322-Update_Iterative_Rekonstruktion.html
- 21) **Lange A. Hentschel M.P., Schors J.** (2005), Bundesanstalt für Materialforschung und –prüfung (BAM), Zugriff am 23.07.2013 unter <http://www.ndt.net/article/dgzfp05/v17.pdf>
- 22) **Siemens** (2010), Iterative Reconstruction in Image Space IRIS, Zugriff am 24.07.2013 unter www.siemens.de/healthcare
- 23) **Philips** (2010), Hohe Erwartungen-niedrige Dosis; Iterative Rekonstruktionstechnik CT iDose von Philips, Zugriff am 02.08.2013 unter [http://www.healthcare.philips.com/pwc_hc/main/shared/Assets/Documents/Nuclear_medicine/ingenuity_tf_pet_ct/Philips-iDose-Iterative%20Rekonstruktion-\(DE\).pdf](http://www.healthcare.philips.com/pwc_hc/main/shared/Assets/Documents/Nuclear_medicine/ingenuity_tf_pet_ct/Philips-iDose-Iterative%20Rekonstruktion-(DE).pdf)
- 24) **Toshiba Medical Systems Europe** (2013); Zugriff am 05.08.2013 unter <http://www.toshiba-medical.ch/computertomographie/aidr-3d>