

# **Diplomarbeit**

## **OPTIMIERUNG DES VOLUMEN CT's FÜR DEN PÄDIATRISCHEN EINSATZ**

eingereicht von

**Mario Scala**

Matrikelnummer: 0211066

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der gesamten Heilkunde**

**(Dr. med. univ.)**

an der

**Medizinischen Universität Graz**

ausgeführt an der

**Klinischen Abteilung für Kinderradiologie**

**der Universitätsklinik für Radiologie**

unter der Anleitung von

**Univ. Prof. Dr. Erich Sorantin**

*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*

*Unterschrift*

# Vorwort

Computertomographische Untersuchungen haben einen hohen Stellenwert in der Kinderradiologie, was sich auch an der großen Untersuchungszahl zeigt, obwohl es alternative Untersuchungen ohne Strahlungsbelastung gibt wie Ultraschall oder Magnetresonanztomographie.

Bei Fragestellungen, bei denen diese Untersuchungsmethode eingesetzt wird, muss besonders auf die im Vergleich zu Erwachsenen strahlensensibleren Kinder geachtet werden. Äußerst wichtig dabei ist, die Untersuchungsparameter optimal auf die kindlichen Proportionen abzustimmen und nicht einfach von „kleinen Erwachsenen“ auszugehen.

Diese Arbeit beschäftigt sich nach der Erklärung einiger Grundlagen, Begriffe und Berechnungen mit den Möglichkeiten der Optimierung von Untersuchungsparametern bzw. Scanprotokollen. Dadurch soll Einblick in das Thema der Strahlenbelastung im pädiatrischen Einsatz gegeben werden.

In diesem Rahmen wurden Phantomuntersuchungen und anonymisierte Untersuchungen von Patienten der klinischen Abteilung für Kinderradiologie, die mit dem CT-Scanner Toshiba Aquilion One durchgeführt wurden, ausgewertet und interpretiert.

**Die Fragestellung dabei war, ob es möglich ist, die Dosis bei annähernd gleich bleibender Bildqualität zu reduzieren.**

**Zu diesem Zweck wurden die Phantomuntersuchungen mit den anonymisierten Untersuchungen der „echten“ Patienten in Zusammenhang gebracht.**

Bei den Phantomuntersuchungen wurde für die Beurteilung der Bildqualität die CNRD (Contrast to noise ratio normalized to dose) berechnet. Außerdem mussten dabei noch die Effektivdosen berechnet werden, um sie mit den Effektivdosen in der Realität vergleichen zu können.

Der Zusammenhang zwischen Bildqualität und Dosis wird in der Brook'schen Formel dargestellt und ermöglicht es durch den beschriebenen Vergleich von theoretischen und praktischen Untersuchungen, Rückschlüsse auf ein eventuell vorhandenes Dosisersparungspotential bei gleichzeitig ausreichender Bildqualität zu geben.

# Danksagungen

Ich möchte diese Arbeit ganz besonders jenen widmen, die mich seit jeher unterstützt haben, egal, was ich mir in den Kopf setzte:

Meinen Eltern, meinen beiden inzwischen leider schwer erkrankten Großmüttern, meinem Bruder und meiner Freundin Verena Hohegger.

Großer Dank gebührt Univ. Prof. Dr. Erich Sorantin für seine ausgesprochen gute und geduldige Betreuung, die den üblichen Rahmen deutlich übertraf und meine Ausbildungsplanung für die Zukunft maßgeblich beeinflusst hat.

Weitere Unterstützung bekam ich von Priv. Doz. Dr. Peter Brader, dem ich auch zu großem Dank verpflichtet bin und der meine Ambitionen in Richtung Radiologie noch verstärkt hat.

Zusätzlich begeistern konnten mich die netten und äußerst hilfsbereiten Mitarbeiter der klinischen Abteilung für Kinderradiologie, die mir jederzeit hilfreich zur Seite standen, sodass die Zusammenarbeit zum Vergnügen wurde.

Zuletzt möchte ich auch Dipl.-Ing. Stefan Odreitz danken, der mir bei einigen Fragestellungen weiterhelfen konnte.

## **Hinweis:**

*Um die Lesbarkeit dieser Arbeit zu erleichtern, wird im Folgenden das generische Maskulinum gebraucht. Dieses umfasst männliche und weibliche Personen gleichermaßen. Die Entscheidung zu dieser Schreibweise wurde allein aus praktischen Erwägungen gezogen und steht in keinem Zusammenhang mit dem Inhalt.*

# Zusammenfassung

Diese Arbeit widmet sich der Optimierung der Strahlendosis im Rahmen von Volumen-CT-Untersuchungen bei Kindern.

Zu diesem Zweck werden nach einer relativ allgemeinen Einführung in die Thematik der Strahlung und der speziellen Geräte die Einflussfaktoren besprochen, die sich auf die Dosis auswirken. Auf der einen Seite sind dies die gerätespezifischen Faktoren, auf der anderen Seite die anwendungsspezifischen Faktoren.

Dazu kommen die speziellen Gegebenheiten bei Kindern, auf welche hinsichtlich der Unterschiede zu Erwachsenen und hinsichtlich der speziellen Situation, die sich bei Untersuchungen ergibt, eingegangen wird. Dabei gibt es einige wichtige Punkte, die bei jeder Untersuchung zu beachten sind.

Im nächsten Teil der Arbeit wurden CT-Untersuchungen vom Phantom GP-06 durchgeführt, welches einem gesunden 16-Jährigen entspricht. Dabei wurden die Untersuchungsparameter mittels des Programms Roistats ausgelesen und im weiteren auch ausgewertet. Dazu kommen noch einige ergänzte und errechnete Parameter, unter anderem die Effektivdosis und die als Parameter für die Bildqualität fungierende Contrast to noise ratio normalized to dose (CNRD).

Zusätzlich wurden 451 anonymisierte CT-Untersuchungen von Patienten der Klinischen Abteilung für Kinderradiologie der Universitätsklinik für Radiologie in Graz ausgewertet.

Die Brook'sche Formel ermöglicht es, einen Zusammenhang zwischen der Dosis und der Bildqualität herzustellen, wodurch neben einem Vergleich der Daten aus den Phantomuntersuchungen und den anonymisierten Untersuchungen aus der Realität auch gezeigt werden kann, dass es ein mögliches Einsparpotential bei der Dosis gibt.

Die verglichenen Daten zeigen im internationalen Vergleich, zu dem eine englische und eine deutsche Umfrage hinzugezogen wurden, dass die in Graz verwendeten Dosen den internationalen Standards mehr als gerecht werden.

Als entscheidende Schlussfolgerung gilt, sich an neue Richtlinien zu halten und ständig an der Verbesserung der Dosiswerte zu arbeiten, da es vor allem bei Kindern ein besonders großes, von Untersuchung zu Untersuchung individuell anzupassendes Einsparpotential gibt.

## Abstract

This diploma thesis examines the optimization of the radiation dose in pediatric Volume-CT.

First, a general introduction to the topic radiation is given. This is followed by a description of the special hardware used and the factors that influence the radiation dose. On the one hand there are device-specific factors and on the other hand there are user-specific factors.

Specific pediatric conditions concern the differences between children and adults and refer to special situations in examinations. There are a number of important aspects described. They should be considered in every examination.

The next part of the diploma thesis shows scans of a phantom, which represents a 16 year old healthy patient. The examination parameters have been extracted using a program called Roistats and have been then analyzed. Several parameters have been added and others calculated, for example the effective dose and the contrast-to-noise-ratio normalized to dose (CNRD), which represents the picture quality.

In addition 451 anonymized CT-examinations have been analyzed from the Clinical Division of Pediatric Radiology on the Department of Radiology in Graz.

Brook's formula made it possible to establish a link between dose and picture quality whereby the data from the phantoms and the anonymized real examinations can be compared thus potentially allowing a reduction of the dose.

A comparison of the data gained in this research with similar studies in Germany and Britain shows that the radiation doses used in Graz match the international standards.

The main conclusion is in concordance with the latest guidelines on the use of CT in pediatric patients. Optimizing the radiation dose for every single examination is vital, in particular for children.

# Inhaltsverzeichnis

Vorwort .....	ii
Danksagungen .....	iii
Zusammenfassung .....	iv
Abstract .....	v
Inhaltsverzeichnis .....	vi
1 Grundlagen der Computertomographie.....	1
1.1 Physikalische Grundlagen der Strahlung.....	1
1.1.1 Wellenstrahlung bzw. elektromagnetische Strahlung .....	1
1.1.2 Wechselwirkungen zwischen Strahlung und Materie .....	1
1.1.3 Indirekt ionisierende Strahlung .....	1
1.1.3.1 Arten der Wechselwirkung .....	1
1.1.4 Röntgenstrahlenerzeugung mittels Röntgenröhre .....	2
1.2 Strahlenschutz.....	3
1.2.1 Strahlenschutz-Grundregeln.....	3
1.2.2 Gesetzliche Regelung zum Strahlenschutz.....	3
1.2.3 Schutz der Bevölkerung und beruflich Strahlenexponierter.....	3
1.2.4 Strahlenschutz der Patienten in der Röntgendiagnostik .....	4
1.3 Computertomographie (CT) .....	5
1.3.1 Allgemeine Funktionsweise .....	5
1.3.2 Gerätetechnik.....	5
1.3.2.1 Computertomographen der 1. - 4. Gerätegeneration .....	5
1.3.2.2 Detektoren.....	7
1.3.2.3 Einzelschicht-CT (Singleslice-CT oder Inkremental-CT).....	8
1.3.2.4 Spiral-CT (Helical-CT).....	8
1.3.2.5 Mehrschicht-CT (Multislice-CT bzw. MSCT) .....	9
1.3.2.5.1 Overtopping.....	9
1.3.2.5.2 Overbeaming .....	9
1.3.2.6 Volumen-CT .....	10
1.3.2.6.1 Toshiba Aquilion One .....	10

1.3.2.7	Elektronenstrahl-CT (EBCT).....	10
1.3.2.8	High-Resolution-CT (HR-CT).....	11
1.3.2.9	Doppel-Röhren-CT .....	11
1.3.2.9.1	Dual-Source CT.....	11
1.3.2.9.2	Dual-Energy CT .....	11
1.3.3	Bildrekonstruktion.....	12
1.3.3.1	Hounsfield-Skala .....	12
1.4	Strahlenexposition allgemein.....	13
1.4.1	Risiken durch Strahlenexposition.....	13
1.5	Strahlenexposition beim CT .....	14
1.5.1	Dosisbegriffe .....	14
1.5.1.1	Äquivalentdosis .....	14
1.5.1.2	Effektive Äquivalentdosis.....	14
1.5.1.3	Ortsdosis .....	14
1.5.1.4	Personen- und Körperdosis.....	14
1.5.1.5	Computed Tomography Dose Index (CTDI).....	15
1.5.1.5.1	CTDI <sub>FDA</sub> .....	15
1.5.1.5.2	Practical CTDI (CTDI <sub>100</sub> ).....	15
1.5.1.5.3	Gewichteter CTDI (CTDI <sub>w</sub> ) .....	15
1.5.1.5.4	Effektiver CTDI (CTDI <sub>w,eff</sub> ).....	16
1.5.1.5.5	Normierter CTDI ( <sub>n</sub> CTDI).....	16
1.5.1.5.6	Dosis frei Luft auf der Systemachse (CTDI <sub>L</sub> ) .....	16
1.5.1.5.7	Multiple Scan Average Dose (MSAD) .....	16
1.5.1.6	Dosislängenprodukt (DLP, dlp).....	16
1.5.1.7	Organdosis (D <sub>org</sub> ).....	17
1.5.1.8	Effektive Dosis (E) .....	17
1.5.2	Ermittlung der Effektivdosis in der Computertomographie.....	18
1.5.2.1	Abschätzen der Größenordnung .....	18
1.5.2.2	Berechnung mittels Konversionsfaktoren und Dosislängenprodukt.....	19

1.5.2.3	Rechengang zur Ermittlung der Effektivdosis.....	20
1.5.2.4	Rechenprogramme zur Ermittlung der Effektivdosis .....	20
1.5.3	Dosis beeinflussende apparative Einflussfaktoren .....	21
1.5.3.1	Röhrenstrom-Einstellbereich .....	21
1.5.3.2	Strahlenfilterung .....	21
1.5.3.3	Formfilter .....	21
1.5.3.4	Abstand Focus-Rotationsachse .....	21
1.5.3.5	Schichtkollimation.....	21
1.5.3.6	Detektor .....	22
1.5.3.7	Abtast-Geometrie.....	22
1.5.3.8	Messfeld (Scanfeld, Scan Field of View - SFOV).....	22
1.5.3.9	Rotationswinkel .....	22
1.5.4	Dosis beeinflussende anwendungsbedingte Einflussfaktoren .....	23
1.5.4.1	Verhältnis von Dosis und Rauschen .....	23
1.5.4.2	Strom-Zeit-Produkt (Q) .....	23
1.5.4.3	Abtastzeit (t) .....	23
1.5.4.4	Röhrenspannung (U).....	23
1.5.4.5	Objektdicke (d) .....	23
1.5.4.6	Schichtdicke (h).....	24
1.5.4.7	Pitchfaktor (p).....	24
1.5.4.8	Anzahl der Schichten bzw. Scanlänge (n) .....	24
1.5.4.9	Faltungskern (FK).....	24
1.5.4.10	Fensterweite (W).....	24
1.5.4.11	Matrixgröße und Bildausschnitt (Field of view - FOV) .....	24
1.5.4.12	Bildnachverarbeitung.....	24
1.5.4.13	Anwendungsbedingte Einflussfaktoren im Überblick .....	25
1.6	Computertomographie in der Pädiatrie.....	26
1.6.1	Indikationen.....	26
1.6.2	Unterschiede zwischen Kindern und Erwachsenen.....	26

1.6.2.1	Psychologie.....	26
1.6.2.2	Anatomie und Proportionen.....	27
1.6.2.3	Körperaufbau.....	27
1.6.2.4	Physiologie.....	28
1.6.3	Anforderungen an die Hardware.....	28
1.6.4	Kontrastmittel.....	29
1.6.4.1	Orale Kontrastmittel.....	29
1.6.4.2	Intravasale Kontrastmittel.....	29
1.6.5	Dosisanpassung.....	29
2	Material und Methoden.....	30
2.1	Contrast-Noise-Ratio (CNR).....	30
2.1.1	Roistats.....	31
2.1.1.1	Allgemeine Beschreibung.....	31
2.1.1.2	Allgemeine Anwendung.....	31
2.1.1.3	Verwendung mit Phantomdaten.....	34
2.2	Patientendosis.....	37
3	Ergebnisse.....	38
3.1	Roistats.....	38
3.1.1	Scanserie A – 120 kV.....	38
3.1.2	Scanserie B – 80 kV.....	39
3.1.3	Scanserie C – 100 kV.....	40
3.1.4	Scanserie D – 120 kV.....	41
3.1.5	Vergleich der Scanserien A-D.....	42
3.2	Patientendosis.....	43
3.2.1	Volumen-CT Thorax.....	43
4	Diskussion.....	44
4.1	Vergleich: Scanserien A-D mit realen Werten.....	44
4.2	Potential zur Dosisreduktion.....	45
4.3	Schlussfolgerung.....	46
5	Literaturverzeichnis.....	47
6	Abbildungsverzeichnis.....	50
7	Tabellenverzeichnis.....	51
8	Abkürzungsverzeichnis.....	52



# 1 Grundlagen der Computertomographie

## 1.1 Physikalische Grundlagen der Strahlung

Man kann jede freie Energieausbreitung im Raum als Strahlung bezeichnen, die Energie der Strahlung wird in Elektronenvolt (eV) oder Joule (J) angegeben. [vgl. 1 S. 2]

### 1.1.1 Wellenstrahlung bzw. elektromagnetische Strahlung

Im Gegensatz zu Teilchen- bzw. Korpuskularstrahlung bestehen elektromagnetische Wellen aus periodisch veränderlichen Feldern, einem elektrischen und einem magnetischen Feld.

Laut Quantentheorie haben elektromagnetische Wellen mit abnehmender Wellenlänge zunehmend Teilcheneigenschaften. Diese Teilchen tragen allerdings keine Masse und Ladung, sondern nur die Energie der Strahlung. Wellencharakteristika sind Wellenlänge, Frequenz und Amplitude. Mit der Frequenz wächst die Energie der Strahlung, im Vakuum entspricht die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Lichtgeschwindigkeit. Beispiele von Strahlung gereiht nach abnehmender Wellenlänge sind sichtbares Licht, UV-, Röntgen- und  $\gamma$ -Strahlen. [vgl. 1 S. 2-3]

### 1.1.2 Wechselwirkungen zwischen Strahlung und Materie

Bei dieser Wechselwirkung wird Energie auf Atome übertragen, was zu Anregung oder Ionisation führt. Die Wechselwirkungen, die dazu führen nennt man Primärprozesse.

In der Radiologie und Nuklearmedizin wird ionisierende Strahlung verwendet, dabei wird zwischen direkt und indirekt ionisierender Strahlung unterschieden. [vgl. 1 S. 10]

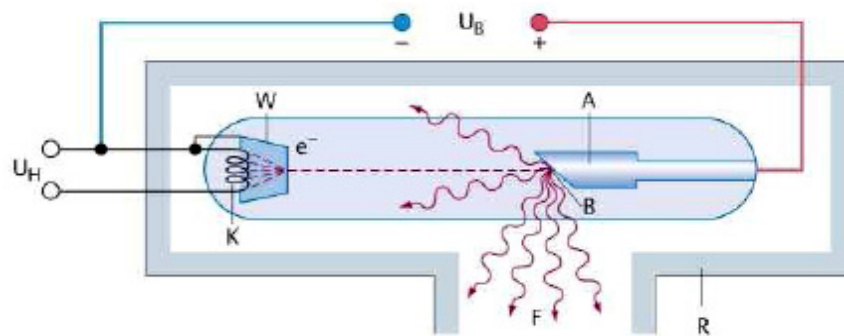
### 1.1.3 Indirekt ionisierende Strahlung

Dazu gehören ungeladene Korpuskeln (Neutronen) sowie die in der Radiologie angewendeten Röntgen- und  $\gamma$ -Strahlen. Absorption und Streuung schwächen Strahlung in Materie. [vgl. 1 S. 10]

#### 1.1.3.1 Arten der Wechselwirkung

- a) Photoeffekt (Photoabsorption, Photoionisation) – Strahlenschwächung bis 60 keV
- b) Compton-Effekt (Compton-Streuung) – Strahlenschwächung bei 60 keV bis 20 MeV
- c) Paarbildung – Strahlenschwächung bei mehr als 20 MeV
- d) Klassische (kohärente oder Rayleigh) Streuung – mindert Röntgenbildqualität, zwischen 60 und 100 keV wird zur Reduzierung der Compton-Streustrahlung ein Raster eingesetzt
- e) Kernreaktionen - Emission von Protonen und/oder Neutronen [vgl. 1 S. 10-14]

### 1.1.4 Röntgenstrahlenerzeugung mittels Röntgenröhre



$U_B$ : Beschleunigungsspannung.  $U_H$ : Heizspannung. K: Glühkathode. A: Anode.  
B: Brennfleck. R: Röhrenabschirmung. F: Strahlenaustrittsfenster

**Abbildung 1: Röntgenröhre schematisch [ 1 S. 22]**

In einer Röntgenröhre befindet sich im Vakuum eine mittels Heizspirale zum Glühen gebrachte Kathode, ein Wolframdraht und die Anode.

Die hohe Kathodentemperatur erleichtert den Austritt der Elektronen, die im elektrischen Spannungsfeld zur Anode beschleunigt werden.

Dabei fokussiert der Wehnelt-Zylinder (W) die aus der Kathode austretenden Elektronen mittels eines elektrostatischen Feldes, sodass sie als Brennfleck auf der Anode auftreffen.

Die Elektronen dringen in die oberflächennahe Schicht der Anode ein, wo ein Prozent ihrer kinetischen Energie in Röntgenbremsstrahlung und der Rest in Wärmeenergie verloren geht. Wegen dieser hohen thermischen Belastung verwendet man das thermostabile Wolfram, bei niederenergetischen Anwendungen (z.B. Mammographien) verwendet man Molybdän.

Die Röntgenstrahlung entsteht aus der Bremsenergie, die in eine charakteristische Strahlung der angeregten Atome umgewandelt wird.

Die Qualität einer Strahlung hängt von der Röhrenspannung und dem Anodenmaterial ab. Man bezeichnet Strahlung als weich, wenn die Röhrenspannung kleiner als 100 keV ist und somit eine große Wellenlänge besitzt, hart von 100 keV bis 1 MeV und ultrahart bei mehr als 1 MeV.

Bei zunehmendem Heizstrom bzw. zunehmender Heizspannung oder Anodentemperatur nimmt die Zahl der aus der Anode emittierten Elektronen zu, damit bestimmt die Heizspannung die Dosisleistung.

Da im Patienten der niederenergetische Anteil des Röntgenspektrums stark absorbiert wird, wird dieser Anteil durch Filter (wenige Millimeter dicke Aluminium- oder Kupferplatten) am Strahlenaustrittsfenster reduziert. Diese Filterung bewirkt eine Aufhärtung der Strahlung, da es zu einer relativen Zunahme des energiereichen Strahlungsanteils kommt. [vgl. 1 S. 21-22]

## 1.2 Strahlenschutz

### 1.2.1 Strahlenschutz-Grundregeln

Die möglichst gering zu haltende Strahlenexposition wird durch das ALARA-Prinzip gefordert, was für „as low as reasonably possible“ bedeutet. [vgl. 1]

Als Grundregeln für den Strahlenschutz gelten die vier A's:

- Abstand halten - nach dem Abstandsquadratgesetz, das ist der beste Strahlenschutz
- Abschirmung sicherstellen - durch Einbringen von Material zwischen Person und Strahlungsquelle. Bei  $\alpha$ -Strahlung ist Luft ausreichend, bei  $\beta$ -Strahlung setzt man Plexiglas oder Aluminium ein und bei Photonenstrahlung meist Masse in Form von Blei.
- Aufenthaltsdauer begrenzen durch gute Planung
- Aufnahme von Radioaktivität durch Schutzkleidung vermeiden [vgl. 1 S. 61-62]

### 1.2.2 Gesetzliche Regelung zum Strahlenschutz

Der Umgang mit ionisierender Strahlung wird mittels der Röntgenverordnung (RöV) und Strahlenschutzverordnung (StrSchV) geregelt.

Für alle Röntgenstrahler mit Beschleunigungsspannungen zwischen 5 kV und 1 MV gilt die RöV, Radionuklide und Beschleunigeranlagen, die nicht der RöV unterliegen, werden in der StrSchV abgehandelt.

Richtlinien bilden Ausführungsbestimmungen und enthalten Bestimmungen zum Strahlenschutz von Personal und Patient, außerdem sind sie für die Dokumentation und Qualitätssicherung verantwortlich. [vgl. 1 S. 62]

### 1.2.3 Schutz der Bevölkerung und beruflich Strahlenexponierter

Um die Bevölkerung vor Strahlung zu schützen, wird die Strahlung abgeschirmt und es werden Grenzwerte für die effektive Dosis pro Jahr festgelegt.

Beruflich strahlenexponiert sind Personen, die bei ihrer Arbeit mehr als die für die Bevölkerung zulässige Effektivdosis von 1 mSv pro Jahr erhalten haben.

Die Grenzwerte für beruflich Strahlenexponierte sind 20 mSv pro Jahr, für gebärfähige Frauen gelten besondere Teilkörperdosen, Grenzwert für die Gebärmutter ist 2 mSv pro Monat und für das ungeborene Kind 1 mSv im Gesamten. Minderjährige haben einen erniedrigten Grenzwert von 1 mSv pro Jahr. [vgl. 1 S. 63-64]

Für beruflich Strahlenexponierte gelten zum Strahlenschutz einige Auflagen:

- tragen eines Dosimeters zur Bestimmung der Personendosis
- regelmäßige Teilnahme an Unterweisungen zum Strahlenschutz
- jährliche ärztliche Vorsorgeuntersuchung bei Personen der Kategorie A

Ist eine Anwesenheit im Strahlenfeld unbedingt notwendig, muss das Personal mit einer Bleischürze geschützt werden, die bei einem Bleigleichwert von 0,5 Millimeter wirksam vor weicher Röntgenstrahlung schützt.

Eine zusätzliche Strahlenschutzmaßnahme stellt die Qualitätssicherung dar.

Dabei werden Qualitätsüberprüfungen der Geräte durchgeführt, Aufzeichnungen aufbewahrt und Referenzwerte für Untersuchungen festgelegt. [vgl. 1 S. 63-64]

### **1.2.4 Strahlenschutz der Patienten in der Röntgendiagnostik**

Da es für Patienten keine Dosis-Grenzwerte gibt, muss bei jeder Strahlenanwendung eine individuelle Indikation vorhanden sein.

Frauen im gebärfähigen Alter sind nach einer möglichen Schwangerschaft zu befragen.

Für den Strahlenschutz des Patienten sind folgende technische Parameter entscheidend:

- Qualität bzw. Härte der Strahlung
- Feldgröße, Focus-Haut-Abstand und Expositionszeit
- Empfindlichkeit des Bildauffangsystems
- Einsatz digitaler Bildaufnahme und -verarbeitungssysteme
- Qualitätssicherung

Eine Dokumentation ist vorgeschrieben und dient der Abschätzung der Strahlungsexposition.

Auf Patientenwunsch muss der Arzt Auskunft über die Dosisbelastung geben. [vgl. 1 S. 64-65]

## 1.3 Computertomographie (CT)

### 1.3.1 Allgemeine Funktionsweise

Dieses Röntgenverfahren erzeugt transversale Schichten bzw. Schnittbilder, wodurch man Gewebe und Organe überlagerungsfrei zweidimensional darstellen kann. Die 3. Dimension liegt in der Summe der einzelnen Schichten. [vgl. 1 S. 79]

### 1.3.2 Gerätetechnik

#### 1.3.2.1 Computertomographen der 1. - 4. Gerätegeneration

1968 wurde das Prinzip des CT's von Hounsfield und Cormack entwickelt, 1971 kamen die ersten Geräte als Schädel-CT mit Messzeiten von mehr als 5 Minuten pro Schicht zum Einsatz. [vgl. 1 S. 79] 1979 bekamen Hounsfield und Cormack den Nobelpreis. [vgl. 2 S. 9]

CT-Geräte bestehen aus folgenden Komponenten:

- Gantry (auch Abtasteinheit oder Röhre genannt) mit Hochspannungsgenerator, Röntgenröhre, Blendsystem, Kühlung und Detektorsystem
- Lagerungstisch für Patienten
- Bedienpult
- Computer [vgl. 1 S. 79]

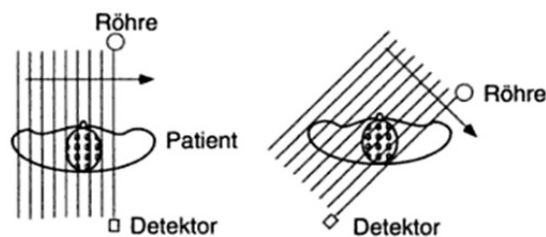


Abbildung 2: Aufbau eines CT-Scanners der 1. Generation [3 S. 112]

Bei CT-Geräten der 1. und 2. Generation bewegte sich die Röntgenröhre zum Durchstrahlen einer Körperschicht in zwei getrennten Einzelbewegungen, nämlich Translations- und Rotationsbewegung (siehe Abbildung 2 und 3). [vgl. 1 S. 79]

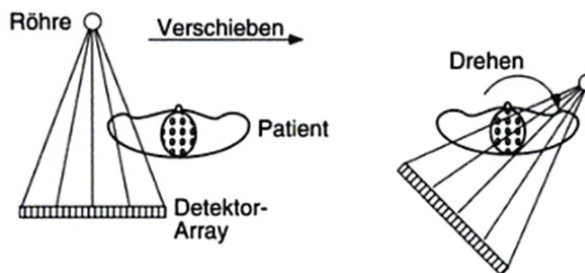


Abbildung 3: Aufbau eines CT-Scanners der 2. Generation [3 S. 113]

Die Röntgenstrahlung der ersten Geräte-Generation wurde in Form eines einzigen Nadelstrahls abgegeben, in der zweiten Geräte-Generation ab 1975 wurde durch einen Detektor-Array ein Fächer von mehreren Nadelstrahlen verwendet. Anfangs betrug der Öffnungswinkel 10 Grad, nachdem 30 Detektoren in Reihe gebracht wurden, reduzierte sich die Aufnahmezeit auf 20 s. [vgl. 3 S. 112]

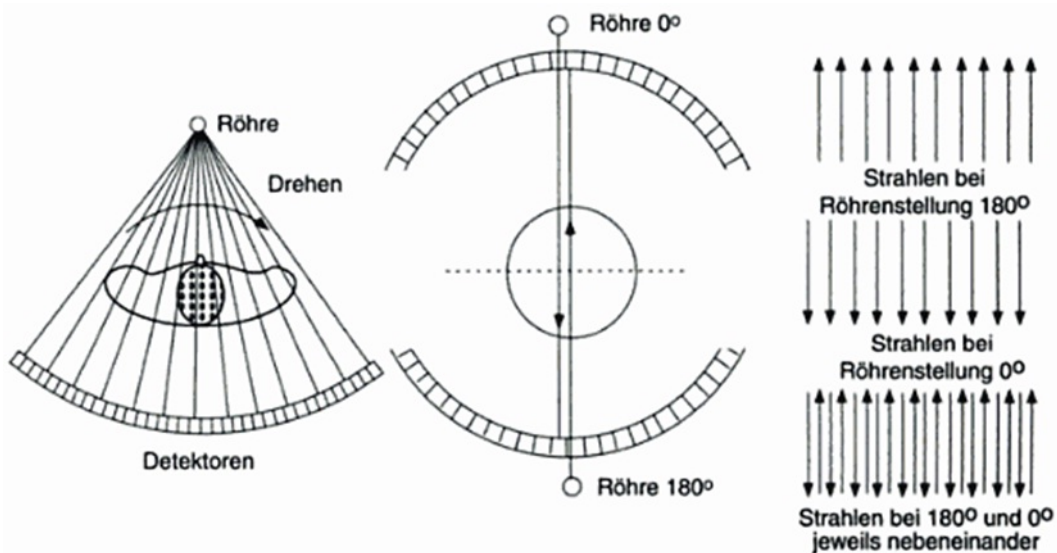


Abbildung 4: Aufbau eines CT-Scanners der 3. Generation [ S. 114]

Bei Geräten der 3. Generation beträgt der Öffnungswinkel 40-60 Grad, damit wird der ganze Körper des Patienten abgedeckt und es ist keine Translation mehr nötig. Die Röhre und der aus 500-800 Einzeldetektoren bestehende Detektorarray rotieren um den Patient, wodurch in einer Sekunde 1000 Projektionen aufgenommen werden können. [vgl. 3 S. 114]



Abbildung 5: Aufbau eines CT-Scanners der 4. Generation [3 S. 115]

CT-Scanner der 4. Generation sind den Geräten der 3. Generation nicht überlegen, sondern haben lediglich eine andere Funktionsweise. Die Geräte bestehen aus einem stehenden Detektorring, der den gesamten 360 Grad Umfang mit bis zu 5000 Detektoren umgibt. Beim Patientenumlauf kann die Röhre beliebig feine Orte unter beliebig kleinen Winkeln einsehen. [vgl. 3 S. 114-115]

### 1.3.2.2 Detektoren

Diese messen Intensitätsunterschiede der Röntgenstrahlung, die nach dem Durchtritt durch den Patienten geschwächt ist, und wandeln diese in elektrische Signale um, welche anschließend digitalisiert werden und der Bildrekonstruktion dienen.

Als Detektoren werden sowohl Gas- als auch Festkörperdetektoren angewandt. [vgl. 1 S. 80] Gasdetektoren beinhalten unter Hochdruck Gas aus einem Material hoher Ordnungszahl (z.B. Xenon) und basieren auf dem Ionisationskammerprinzip, wonach ionisierende Strahlung in Gas Ladungsträger erzeugt. Diese wandern beim Anlegen von Hochspannung zu den Elektroden, wodurch ein Stromfluss entsteht, aus dem man die Strahlungsintensität ableiten kann. [vgl. 4 S. 27]

Bei Festkörperdetektoren geschieht der Detektionsprozess indirekt. Ein Szintillator absorbiert die ionisierende Strahlung und wandelt sie in sichtbares Licht um. Dieses Licht wird mittels photosensitiven Halbleitern detektiert und in ein elektrisches Signal umgewandelt.

Der Hauptverlust bei Gasdetektoren geschieht über die Absorption im Eintrittsfenster des Druckgefäßes, welches wegen des hohen Drucks dick ausgeführt sein sollte. Durch die Bautiefe und die auf den Röhrenfokus ausgerichteten Metallelektroden des Detektors verfügen Gasdetektoren bereits über eine Streustrahlenunterdrückung, außerdem sind sie sehr schnell und haben im Gegensatz zu vielen Szintillatoren kein Nachleuchten.

Festkörperdetektoren benötigen kein Eintrittsfenster, haben dafür aber keine Streustrahlen-Unterdrückung. Die daraus resultierenden Bildqualitätsprobleme in Form von Abschattung und geometrischen Verlusten können teilweise über eine höhere Dosis kompensiert werden.

[vgl. 4 S. 28]

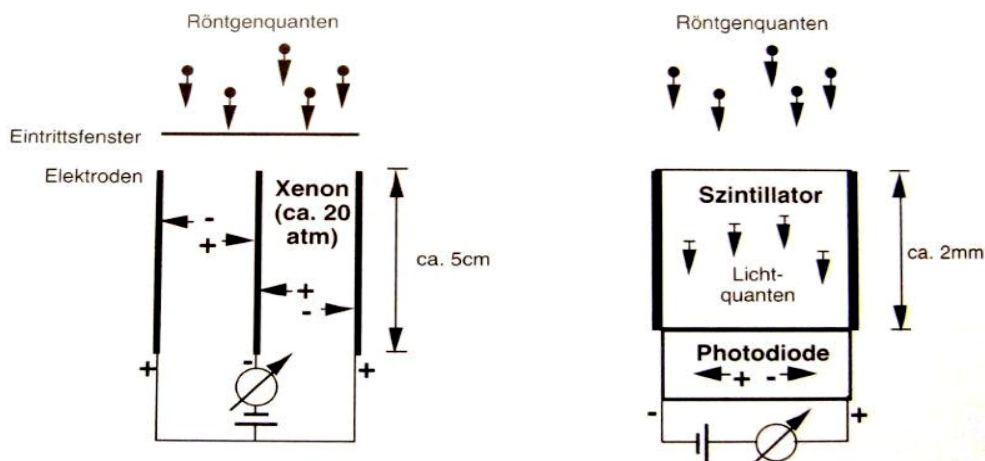


Abbildung 6: Prinzip von Gasdetektor (links) und Festkörperdetektor (rechts) [4 S. 28]

### 1.3.2.3 Einzelschicht-CT (Singleslice-CT oder Inkremental-CT)

Zu diesen heute nicht mehr verwendeten Geräten gehören konventionelle CTs der 4. Generation. Diese besitzen für die Hochspannungszufuhr und die Messdatenabfuhr Kabel, die sich aufrollen, sodass sie nach einer 360-Grad-Umdrehung in ihre Startposition zurückgeführt werden müssen. Während der Kabelrückführung wird der Patientenlagerungstisch in Körperlängsachse vorangeschoben, sodass die nächste Körperschicht durchstrahlt werden kann. [vgl. 1 S. 80]

### 1.3.2.4 Spiral-CT (Helical-CT)

Ein Schleifringssystem zur Spannungszufuhr machte die ständige Drehrichtungsänderung der Röhre zur Kabelrückführung unnötig und ermöglichte eine dauerrotierende Röhre.

Bei sich kontinuierlich vorwärtsbewegendem Patiententisch beschreibt die Röntgenröhre eine spiralförmige Bahn um den Körper (siehe Abbildung 7). Die Messdaten werden dabei ebenso kontinuierlich als so genannter Volumendatensatz aufgenommen. Daraus können durch bestimmte Rekonstruktionsalgorithmen Schichten beliebiger Dicke und in variablem Abstand zueinander rekonstruiert werden. [vgl. 1 S. 80]

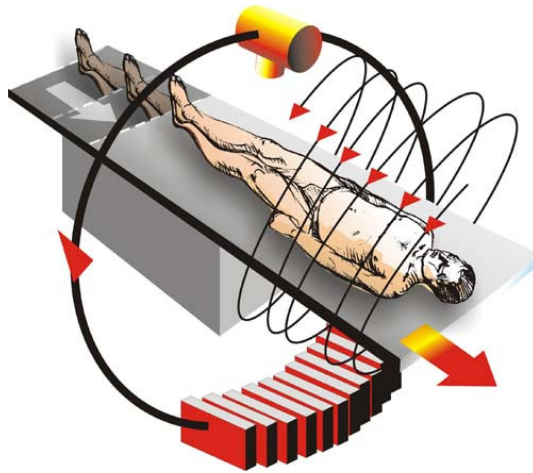


Abbildung 7: Spiral-CT [ 5]

### 1.3.2.5 Mehrschicht-CT (Multislice-CT bzw. MSCT)

Diese Geräte sind eine Weiterentwicklung des Spiral-CTs und können durch die Anordnung mehrerer Detektorzeilen nebeneinander bei jeder Rotation mehrere Schichten durchstrahlen. Die Schichtdicke ist variabel, da mehrere Detektorzeilen kombiniert werden können.

Die als Detektoren angewendeten Detektor-Arrays können aus Matrix-Arrays mit gleich breiten Zeilen oder aus Adaptive Arrays mit verschiedenen breiten Zeilen bestehen. [vgl. 6 S. 64-68]

#### 1.3.2.5.1 OVERRANGING

Bei Spiral-CTs sind für die Bildrekonstruktion am Anfang und am Ende der untersuchten Körperregion zusätzliche Daten notwendig, da der tatsächliche axiale Aufnahmebereich größer als der auf der Konsole angezeigte ist. Die Dosiserhöhung durch dieses „OVERRANGING“ ist umso größer, je breiter die Detektoranordnung und je kürzer die Scanstrecke ist. Somit kommt es bei Mehrschicht-CTs mit vielen Detektorzeilen zur Dosiserhöhung (siehe Abbildung 8). [vgl. 7 S. 43]

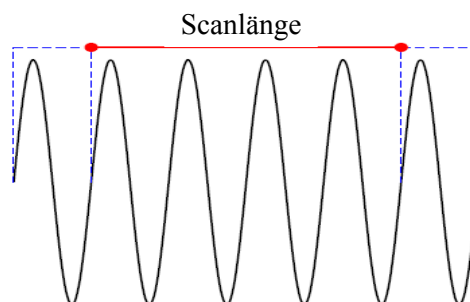


Abbildung 8: OVERRANGING – der zusätzliche Datenbereich ist blau [ 8 S. 13]

#### 1.3.2.5.2 Overbeaming

Dieser Effekt tritt bei Mehrschicht-CTs mit mehr als zwei Detektorzeilen auf, am stärksten ist er bei 4 Detektorzeilen, mit weiter steigender Detektorzeilenzahl verringert er sich. Es kommt dabei zur Bildung eines Strahlungshalbschattens (Penumbra) an den jeweils äußeren Schichten, was zu einer Erhöhung der Strahlenexposition führt, der Anteil des Effekts an der Gesamtexposition nimmt mit abnehmender Schichtdicke zu. [vgl. 7 S. 42-43]

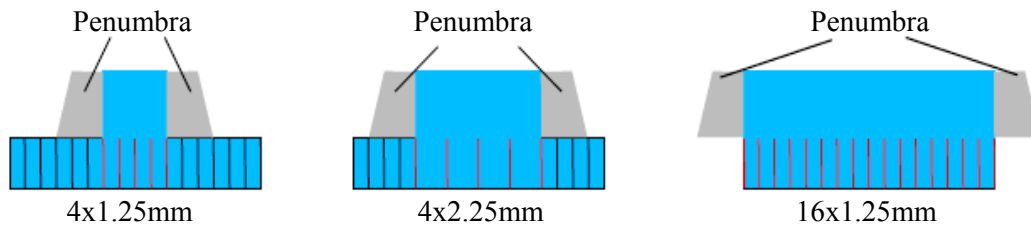


Abbildung 9: Overbeaming [ 8 S. 14]

### 1.3.2.6 Volumen-CT

Beim Volumen-CT können pro Rotation viele Schichten erfasst werden, wodurch relativ breite Körperschichten auf einmal gescannt werden können. So reicht eine Rotation oft für die Abbildung eines ganzen Organs. Die Untersuchungsdauer verkürzt sich und Artefakte durch Gerätebewegung werden vermieden. Damit eignet sich das Volumen-CT insbesondere zur Darstellung von Bewegungsabläufen, wie zum Beispiel der Durchblutung von Organen.

[vgl. 9]

#### 1.3.2.6.1 Toshiba Aquilion One

Dieses Volumen-CT wurde 2008 auf der Abteilung für Kinderradiologie der Universitätsklinik für Radiologie in Graz installiert.

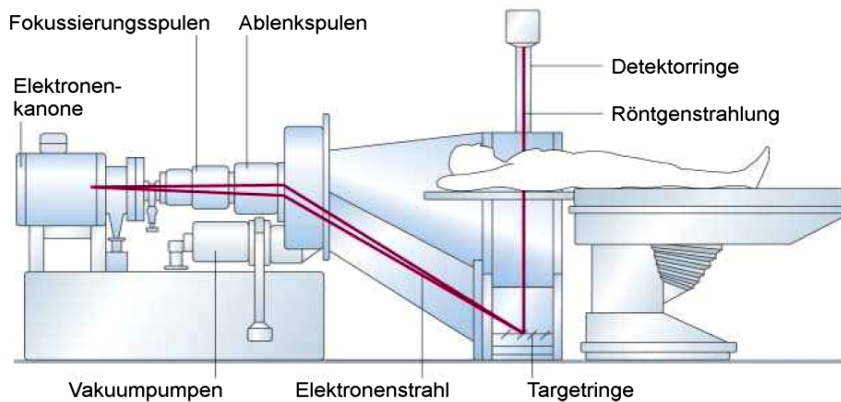
Es verfügt über 320 Zeilen und kann mit 16 cm Scanbreite ganze Organe (z.B. Herz) in nur einer Rotation, die 0,35 Sekunden dauert, scannen, was bedeutet, dass alle gescannten Informationen zeitgleich aufgenommen werden. So braucht man bei Untersuchungsbereichen bis 16 cm keine Spirale mehr scannen. Aufgrund des fehlenden Overbeamings und des reduzierten Overrangings kommt es zu einer Dosisreduktion. [vgl. 10]

Auf diesem Gerät wurden sämtliche Phantomuntersuchungen und Patientenuntersuchungen dieser Arbeit durchgeführt.

### 1.3.2.7 Elektronenstrahl-CT (EBCT)

In diesem Computertomographen werden Elektronen bei 120 kV in einem Vakuumtunnel beschleunigt und durch das Magnetfeld von Ablenkspulen auf Targetringe zugelenkt, die sich in einem Halbkreis unter dem Patienten befinden.

Diese Ringe stellen die Anode der Röntgenröhre dar, an ihnen entsteht Röntgenstrahlung. Rund 50-100 ms wird der Elektronenstrahl über den Targethalbkreis geführt. Gegenüber misst ein Detektorhalbkreis die vom Patienten verursachte Strahlungsschwächung. [vgl. 1 S. 81]



**Abbildung 10: Elektronenstrahl-CT [ 1 S. 81]**

Der Vorteil eines EBCT's ist die extrem kurze Einzelschichtscanzeit, wodurch keine Bewegungsartefakte entstehen. Allerdings gibt es abgesehen von sehr hohen Anschaffungskosten weitere Nachteile.

Die Bildqualität ist bei kurzer Scanzeit durch das Rauschen schlecht.

Durch Mehrfachmessungen wird dem entgegengewirkt, allerdings kommt es dadurch zu längeren Scanzeiten und steigender Dosis. Ein weiterer Nachteil ist die fehlende Möglichkeit zur überlappenden Rekonstruktion. [vgl. 1 S. 81]

### **1.3.2.8 High-Resolution-CT (HR-CT)**

Diese spezielle Untersuchungstechnik dient der Beurteilung von kleinen Fields of View (FOVs). Es wird ein kantenbetonter Kernel für dünne Schichten und eine höhere Dosis zur Rauschreduktion eingesetzt. [vgl. 1 S. 81]

### **1.3.2.9 Doppel-Röhren-CT**

#### **1.3.2.9.1 Dual-Source CT**

Bei diesem CT-Typ werden zwei komplette Abtastsysteme im Winkel von 90 % zueinander auf der sich drehenden Abtasteinheit integriert, wodurch sich die Abtastzeit halbiert.

Dieser Gerätetyp eignet sich besonders für die Bildgebung am Herz. Durch Dosismodulation strahlen die Röhren nur in diastolischen Herzphasen, wodurch die effektive Dosisbelastung niedriger ist als bei einem Einzelabtastsystem. [vgl. 11 S. 269]

#### **1.3.2.9.2 Dual-Energy CT**

Dabei werden die beiden Röntgenröhren mit unterschiedlichen Beschleunigungsspannungen betrieben, wodurch es zu unterschiedlicher spektraler Röntgenstrahlenverteilung kommt.

Wegen der Abhängigkeit der Schwächungskoeffizienten von der Wellenlänge bekommt man unterschiedliche Bildinhalte, welche beispielsweise unter Subtraktion diagnostische Unterstützung liefern können. Zu beachten ist eine erhöhte Strahlenbelastung. [vgl. 11 S. 269]

### 1.3.3 Bildrekonstruktion

Um überlagerungsfreie Bilder zu bekommen, werden Projektionsbilder aus unterschiedlichen Winkeln erstellt. Mithilfe der inversen Radontransformation werden daraus computergestützt CT-Bilder berechnet, welche die darin vorkommenden digitalen Werte in 12 Bit ( $2^{12} = 4096$ ) Graustufen abbilden. [vgl. 12 S. 12]

Die Bildpunkte bzw. Pixel eines CTs korrespondieren mit den Volumenelementen bzw. Voxeln der gescannten Körperschichten, was man Pixel-Voxel-Korrespondenz nennt. Jeder Bildpunkt hat einen Signalwert, welcher den über das Volumenelement gemittelten Abschwächungskoeffizienten der Röntgenstrahlung darstellt. Diese Visualisierung des Abschwächungskoeffizienten geschieht mittels Grauwertskalen, welche stark absorbierende Strukturen wie beispielsweise Knochen hell darstellen. [vgl. 12 S. 13]

#### 1.3.3.1 Hounsfield-Skala

Diese Skala wurde zum standardisierten Vergleich von CT-Bildern eingeführt, dabei wird der Abschwächungskoeffizient eines gemessenen Bildpunktes als  $\mu_{\text{Gewebe}}$  in Relation mit dem Abschwächungskoeffizienten der Referenzflüssigkeit Wasser als  $\mu_{\text{Wasser}}$  gesetzt.

Damit ergibt sich für die Hounsfieldeinheiten (englisch Hounsfield Units, Abkürzung HU):

$$HU = \frac{\mu_{\text{Gewebe}} - \mu_{\text{H}_2\text{O}}}{\mu_{\text{H}_2\text{O}}} \cdot 1000$$

Die Hounsfieldeinheiten bewegen sich in der medizinischen Praxis zwischen Werten von -1024 bis 3071 und sind somit wie eingangs erwähnt in 12 Bit bzw. 4096 Grauwerten abgebildet. [vgl. 12 S. 13]

Statische Schwellenwerte sind unabhängig von den Aufnahmen und Bildregionen, sie werden bei konstanten und bekannten Pixelhelligkeitszuordnungen zum Gewebetyp eingesetzt. [vgl. 13 S. 409]

Scanobjekt	HU-Bereich	Statische Werte per Definition
Knochen (Kompakta)	250-1000 HU	→ erscheint weiß
Knochen (Spongiosa)	30-230	

Weichteile/Parenchymorgane	10 bis 90 HU	
Wasser		0 HU
Fett und Gewebe	-60 bis -100 HU	
Lunge	-400 bis -900 HU	
Luft		-1000 HU → erscheint schwarz

**Tabelle 1: HU-Werte von verschiedenen Scanobjekten [ 13 S. 409] [ 14 S. 7]**

Da das menschliche Auge nur einen Bruchteil der vom Computer darstellbaren Graustufen erkennen kann, wird die **Fensterung** angewandt. Dabei können Hounsfieldintervalle, die wegen des selektiven Blicks auf die Bilddaten als Fenster bezeichnet werden, zur gezielten Visualisierung bestimmter Bildstrukturen verwendet werden. [vgl. 12 S. 13]

Die Fensterbreite (Window Width) gibt den Umfang von Hounsfieldeinheiten wieder, der für die Darstellung aus dem Grauwertespektrum herangezogen wird. [vgl. 6 S. 53]

Mit der Fensterlage (center) beschreibt man die zentrale Hounsfieldeinheit aller Grauwerte innerhalb der Fensterbreite.

So wird z.B. das für die Lungendarstellung angewandte Fenster als Lungenfenster bezeichnet und zur bestmöglichen Beurteilung der vorwiegend aus Luft bestehenden Lungenfelder wird eine Fensterbreite von 1500 und eine Fensterlage von -600 gewählt. [vgl. 14 S. 8]

## 1.4 Strahlenexposition allgemein

Auf natürliche Weise kommt es durch kosmische Höhenstrahlung, terrestrische Strahlung und Inkorporation natürlich vorkommender Radionuklide zur Strahlenexposition. [vgl. 1 S. 57-59] Diese Strahlenbelastung ergibt im Jahr ca 2,5 Millisievert (mSv), eine CT-Untersuchung liegt in etwas zwischen 1 und 10 mSv. [vgl. 15]

Den Großteil der zivilisatorisch bedingten Strahlenexposition machen medizinische Untersuchungen aus. Bei Röntgenaufnahmen von Kopf und Extremitäten kommt es zu einer geringeren Strahlenexposition wegen der geringeren Absorption.

Die CT-Untersuchung erzeugt eine höhere Strahlenbelastung als die Röntgenuntersuchung, besonders hohe Strahlenexposition tritt bei interventionellen Untersuchungen und Durchleuchtungsuntersuchungen auf. [vgl. 1 S. 57-59]

### 1.4.1 Risiken durch Strahlenexposition

- Stochastische Strahlenschäden sind zufällig eintretende Entweder-oder-Ereignisse, bei denen keine Schwellendosis existiert und deren Wahrscheinlichkeit mit zunehmender

---

Dosis ansteigt. Maßgebliche Dosisgröße ist die effektive Dosis. Beispiele sind DNA-Schäden (genetisch) und Tumorinduktion (kanzerogen).

- Deterministische Strahlenschäden haben eine Schwellendosis, die eine Organdosis ist. Somit steigt die Ausprägung des Schadens mit zunehmender Dosis, beispielsweise Organschäden, im Speziellen zum Beispiel eine Strahlennekrose. [vgl. 1 S. 60-61]

## 1.5 Strahlenexposition beim CT

### 1.5.1 Dosisbegriffe

Die meisten Dosisgrößen im Strahlenschutz können nicht direkt gemessen werden, sondern sind reine Rechengrößen. [vgl. 1 S. 55]

#### 1.5.1.1 Äquivalentdosis

Die Äquivalentdosis  $H$  ermöglicht, Strahlungsarten bezüglich ihrer biologischen Wirkung zu vergleichen. Sie ist das Produkt der Energiedosis  $D$  und des Strahlungs-Wichtungsfaktors  $w_R$ . Dieser ist in der Strahlenschutzverordnung festgelegt und berücksichtigt die unterschiedliche biologische Wirksamkeit verschiedener Strahlungsarten.

Die Einheit der Äquivalentdosis ist Gray, man verwendet jedoch die Einheit Sievert (Sv), um eine Unterscheidung von der Energiedosis zu erreichen. [vgl. 1 S. 55]

#### 1.5.1.2 Effektive Äquivalentdosis

Sie wird gebildet aus der Summe der Organdosen  $H_T$ , gewichtet mit den Gewebe-Wichtungsfaktoren  $w_T$ .

Damit berücksichtigt sie die Strahlungsempfindlichkeit verschiedener Organe, wodurch sie sich nur für kleine Strahlungs Dosen eignet. [vgl. 1 S. 56]

#### 1.5.1.3 Ortsdosis

Diese beschreibt die an einem bestimmten Messpunkt bestimmte Äquivalentdosisleistung pro Zeit. Sie ist das Produkt der gemessenen Ortsdosisleistung und der Bestrahlungsdauer und dient der Unterscheidung von Strahlenschutzbereichen. [vgl. 1 S. 56]

#### 1.5.1.4 Personen- und Körperdosis

Beide Messgrößen quantifizieren die Strahlenexposition von Personen.

---

Die Personendosis ist die Äquivalentdosis, die an einer repräsentativen Stelle der Körperoberfläche mittels eines Personendosimeters ermittelt wird.

Die Körperdosis ist die Summe der in einem bestimmten Zeitraum bedingten Personendosis und der durch Inkorporation von Aktivität in diesem Zeitraum bedingten Folgedosis.

[vgl. 1 S. 55]

### **1.5.1.5 Computed Tomography Dose Index (CTDI)**

Der CTDI würde sich als Dosisäquivalentwert der nominellen Schicht ergeben, wenn die gesamte absorbierte Strahlung in einem rechteckigen Profil mit der nominellen Schichtdicke als Breite konzentriert wäre. Dazu wird das Dosislängenprodukt (→ siehe 1.5.1.6) durch die nominelle Schichtdicke dividiert. Es gibt mehrere CTDI-Definitionen, die sich in der zu erfassenden Länge des Dosisprofils unterscheiden.

Die Messgröße ist Luftkerma, diese basiert auf der kinetischen Energie der erzeugten Ladungsträger pro Masseneinheit, die bei Wechselwirkung mit dem Detektormaterial Luft freigesetzt wird. Die Maßeinheit ist Gray (Gy) und entspricht einem Joule pro Kilogramm.

[vgl. 4 S. 73]

#### **1.5.1.5.1 CTDI<sub>FDA</sub>**

Die zu erfassende Länge des Dosisprofils beträgt hier 14 Schichtdicken.

Mit abnehmender Schichtdicke verringert sich die Strecke, über die hier die Dosisbeiträge aufsummiert werden, wodurch bei Schichtdicken unter 7 mm die Dosisbeiträge immer unvollständiger erfasst werden.

Deshalb wurde dieser CTDI-Wert vom CTDI<sub>100</sub> (→ siehe 1.5.1.5.2) abgelöst. [vgl. 4 S. 7-8]

#### **1.5.1.5.2 Practical CTDI (CTDI<sub>100</sub>)**

Die zu erfassende Länge des Dosisprofils beträgt 100 mm, ungeachtet der verwendeten Schichtdicke. Als Dosismessgröße wird die Energiedosis in Luft verwendet, nicht wie beim CTDI<sub>FDA</sub> in Plexiglas. [vgl. 4 S. 8]

Die beiden Einzelwerte des CTDI<sub>100</sub> sind einerseits der zentrale CTDI<sub>100,c</sub> und andererseits der oberflächennahe CTDI<sub>100,p</sub>. [vgl. 4 S. 74]

#### **1.5.1.5.3 Gewichteter CTDI (CTDI<sub>w</sub>)**

---

Der im englischsprachigen Raum als „average dose“ bekannte Wert ist Basis für künftige Dosisempfehlungen. Um ihn zu berechnen, wichtet man den zentralen Wert  $CTDI_{100,c}$  mit einem Drittel und den oberflächennahen Wert  $CTDI_{100,p}$  mit zwei Dritteln, danach addiert man beide Werte. [vgl. 4 S. 74]

#### **1.5.1.5.4 Effektiver CTDI ( $CTDI_{w,eff}$ )**

Auch Volumen-CTDI genannt, Quotient aus gewichtetem CTDI und Pitchfaktor (→ siehe 1.5.4.8). [vgl. 4 S. 74]

#### **1.5.1.5.5 Normierter CTDI ( $nCTDI$ )**

Dieser CTDI-Wert ergibt sich nach Division durch das geschaltete Strom-Zeit-Produkt, welches das Produkt aus Röhrenstrom (mA) und Abtastzeit (s) ist.

Verwendung findet der normierte CTDI als Gerätekenngroße (Dosisleistungskonstante), nicht jedoch als Maß für Untersuchungs Dosen oder Dosiseffizienz des betreffenden Geräts.

Die Einheit ist mGy/mAs oder mGy/100 mAs. [vgl. 4 S. 75]

#### **1.5.1.5.6 Dosis frei Luft auf der Systemachse ( $CTDI_L$ )**

Dieser CTDI wird auf der Rotationsachse ohne Phantom gemessen. [vgl. 4 S. 73]

#### **1.5.1.5.7 Multiple Scan Average Dose (MSAD)**

Wenn man mehrere aneinandergrenzende Schichten scannt, nimmt die Dosis in der betroffenen Schicht durch Beiträge aus Nachbarschichten zu.

Dabei beschreibt die MSAD den Mittelwert der Dosis über der zentralen Schicht in einer Serie von mehreren Schichten. Bei mehreren Schichten und einem Pitch (→ siehe 1.5.4.8) von 1 ist die MSAD gleich dem CTDI. [vgl. 4 S. 75]

#### **1.5.1.6 Dosislängenprodukt (DLP, $d_{lp}$ )**

Dieses Maß bewertet die Intensität und Längsausdehnung einer Bestrahlung.

Es wird bei der Erfassung des Dosisprofils einer Einzelschicht als „ $d_{lp}$ “ und bei der Angabe der Strahlenexposition einer kompletten CT-Untersuchung als „DLP“ verwendet.

Das Dosislängenprodukt bildet die Basis für künftige Dosisempfehlungen, Dosisgröße ist der gewichtete CTDI, Maßeinheit ist Gray Zentimeter. [vgl. 4 S. 74]

**1.5.1.7 Organdosis ( $D_{org}$ )**

Die Organdosis wird berechnet durch die in einem bestimmten Organ absorbierte Energie, dividiert durch die Masse des betreffenden Organs. [vgl. 4 S. 75-76]

**1.5.1.8 Effektive Dosis ( $E$ )**

Die effektive Dosis ist eine risikogewichtete Größe, welche die ganzkörperäquivalente Strahlenexposition einer Teilkörperbestrahlung angibt. Dies ermöglicht den Vergleich verschiedener Untersuchungsverfahren mit ionisierender Strahlung. Dabei ist die Messgröße die Äquivalentdosis und die verwendete Maßeinheit ist Sievert (Sv). [vgl. 4 S. 74]

## 1.5.2 Ermittlung der Effektivdosis in der Computertomographie

Die Effektive Dosis ist nach ICRP91 der gewichtete Mittelwert aus den Dosiswerten  $D_{Org,i}$  verschiedener, festgelegter Organe:

$$E = \sum_i w_i \cdot D_{Org,i}$$

Die Gewichtung der Organe hängt von deren Strahlensensibilität ab, in Summe ergeben die Gewebe-Wichtungsfaktoren  $w_i$  1, die Einzelwerte sind in Tabelle zu finden. [vgl. 16 S. 55]

Gewebewichtungsfaktor	Gewebe
0,20	Gonaden
0,12	Lunge, Colon, rotes Knochenmark, Magenwand
0,05	Brust, Blasenwand, Leber, Schilddrüse, Speiseröhre
0,01	Skelett, Haut
0,05	restliches Gewebe, somit für mittlere Dosis zusätzlicher Organe

**Tabelle 2: Gewebewichtungsfaktoren – nach ICRP91 für jedes Alter und Geschlecht gleich [16 S. 55]**

Da die Effektivdosis in vivo nicht direkt messbar ist und Ersatzmessungen an antropomorphen Phantomen mittels Termolumineszenz-Dosimetern sehr aufwändig sind, werden rechnerische Methoden angewandt, die im Folgenden beschrieben sind. [vgl. 16 S. 55]

Die Berechnung der effektiven Dosis (siehe 1.5.1.8) reicht von einer einfachen Abschätzung der Größenordnung bis zur Berechnung mittels geeigneter Programme am PC. [vgl. 4 S. 15]

### 1.5.2.1 Abschätzen der Größenordnung

Die überschlagsmäßige Abschätzung der Effektivdosis kann mit folgender Formel erfolgen:

$$E = nCTDI_{Luft} \cdot Q \cdot F$$

$nCTDI_{Luft} = 0,20$  mGy pro mAs  $\rightarrow$  Normierte Dosis frei Luft auf der Systemachse (siehe 1.5.1.5.6) – Spannung, Filterung, Focus-Achs-Abstand und Kollimation lassen den Wert zwischen Faktor  $\pm 2$  variieren

$Q$  (Strom-Zeit-Produkt pro Schicht) = 250 mAs  $\rightarrow$  Fragestellung, Patientendicke und Schichtdicke lassen den Wert derzeit um den Faktor 2 variieren

$F$  (Gesamt-Konversionsfaktor) = 0,15 mSv pro mGy  $\rightarrow$  Art und Länge des Körperabschnittes und Strahlenqualität lassen den Wert um den Faktor 2 variieren [vgl. 4 S. 15]

Die Größenordnung der Effektivdosis liegt, wenn man von derzeit typischerweise 7,5 mSv pro Scanserie und eine Bandbreite von Faktor 8 ausgeht, bei 1 bis 60 mSv. [vgl. 4 S. 16]

### 1.5.2.2 Berechnung mittels Konversionsfaktoren und Dosislängenprodukt

Um die Effektivdosis genauer zu berechnen, braucht man detaillierte Angaben über den Konversionsfaktor  $F$ . Den Gesamt-Konversionsfaktor  $F$  einer bestimmten Untersuchung erhält man durch Aufsummierung aller Einzelbeiträge  $f(z)$  innerhalb des abgescannten Bereichs von  $z^-$  bis  $z^+$  und gegebenenfalls einer Korrektur mit dem Pitchfaktor  $p$ .

$$F = \frac{1}{p} \cdot \sum_{z^-}^{z^+} f(z)$$

Bei pädiatrischen Patienten benötigt man gesonderte Konversionsfaktoren. [vgl. 4 S. 16-17]

Die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Konversionsfaktoren stammen aus einer Publikation von Thomas und Wang. [vgl. 17]

Bei bekanntem Dosislängenprodukt kann man die Effektivdosis folgendermaßen berechnen:

$$E = DLP_{Luft} \cdot f_{\text{mittel}}$$

Dabei bildet  $f_{\text{mittel}}$  die Mittelwerte der in dieser Literatur angegebenen Konversionsfaktoren  $f(z)$  für die verschiedenen Körperabschnitte und Patientengruppen. [vgl. 16 S. 55]

Einen weiteren wichtigen Punkt zur Effektivdosenberechnung bilden **Gerätetyp-spezifische Korrekturmaßnahmen**, welche Berechnungsformeln um den Gerätefaktor  $k_{CT}$  ergänzen. Dieser verringert gerätebedingte Fehler von bis zu 150 % auf ca.  $\pm 10$  % und ist in der folgenden Formel ergänzt:

$$E = {}_n\text{CTDI}_{Luft} \cdot Q \cdot F \cdot k_{CT}$$

$$E = DLP_{Luft} \cdot f_{\text{mittel}} \cdot k_{CT}$$

Der letzte Punkt ist die in zwei Schritten ablaufende **Korrektur des Spannungseinflusses**, die angewendet wird, wenn die Berechnung mit bekannten Gerätedaten  ${}_n\text{CTDI}$  und  $k_{CT}$  bei einer Spannung  $U$  vorgenommen wird, die anders ist als die Spannung  $U_{\text{ref}}$ .

Im ersten Schritt wird die spannungsbedingte Änderung des CTDI frei Luft berücksichtigt, der sich typischerweise mit der 2. Potenz der Spannung ändert.

$$k_{U,1} = \left( \frac{U}{U_{\text{ref}}} \right)^2$$

Der zweite Schritt widmet sich der spannungsbedingten Änderung der Konversionsfaktoren, was indirekt über die Gerätefaktoren  $k_{CT}$  erfolgt, welche sich durchschnittlich um ca. 5 % ändern bei einer um 10 kV erhöhten bzw. erniedrigten Spannung. [vgl. 4 S. 18-19]

$$k_{U,2} = \left( \frac{U}{U_{\text{ref}}} \right)^{0,5}$$

### 1.5.2.3 Rechengang zur Ermittlung der Effektivdosis

Anhand eines Beispiels wird in Tabelle 4 die Effektivdosis berechnet.

Schritt	Einflussfaktor	Rechengang	Zwischenergebnis	Beispiel
1	Röhrenstrom			120 mA
2	Abtastzeit	• t		• 1,5 s
		= Q	mAs-Produkt	= 180 mA·s
3	Normierter CTDI frei Luft	• $n \text{CTDI}_{\text{Luft}}$		• 0,20 mGy/mA·s
4	1. Spannungskorrektur	• $k_{U,1}$		• $(140/120)^2$
		= $\text{CTDI}_{\text{Luft}}$	Dosis frei Luft	= 49 mGy
5	Schichtdicke	• h		• 0,7 cm
6	Anzahl Schichten	• n		• 30
		= $\text{DLP}_{\text{Luft}}$	Dosislängenprodukt	= 1029 mGy·cm
7	Konversionsfaktor	• $f_{\text{mittel}}$		• 0,01 mSv/mGy·cm
8	Gerätekorrekturfaktor	• $k_{\text{CT}}$		• 0,8
9	2. Spannungskorrektur	• $k_{U,2}$		• $(140/120)^{0,5}$
		= E	<b>Effektive Dosis</b>	= <b>8,9 mSv</b>

Tabelle 3: Beispielrechengang zur Ermittlung der Effektivdosis [ 4 S. 19]

### 1.5.2.4 Rechenprogramme zur Ermittlung der Effektivdosis

Effektivdosis kann auch mittels Software berechnet werden, Tabelle 5 gibt eine Übersicht.

Merkmal	CT-dose	P-Dose/CT	CT PDC	ImpactDose	CT-Expo
Scannertypen	wenige	wenige	alle	Siemens	alle
Dosisgrößen	DLP, $H_T$ , E	$H_T$ , E	alle	DLP, $H_T$ , E	alle
nach Alter	nein	nein	ja	Nein	ja
nach Geschlecht	nein	nein	ja	Ja	ja
Overbeaming	nein	nein	ja	Ja	ja
Overranging	nein	nein	nein	Ja	ja
eff. mAs	nein	nein	nein	Ja	ja
Preis	kostenlos	500 Euro	70 Euro	675 Euro	35 Euro
Anhang	bis 1999		bis 2006	früher WinDose	

Tabelle 4: Übersicht zu Effektivdosisberechnungsprogrammen [ 18]

Vorteil der Computerprogramme ist die sehr rasche Berechnung unter Miteinbeziehung vieler Parameter, aber auch diese Berechnungen sind nur zur Abschätzung geeignet. [vgl. 4 S. 20]

Die Unterschiede bei den Berechnungen sind bei den Programmen geringer als durch die Spezifikationen zu erwarten wäre, die Ergebnisse streuen im Bereich von ca.  $\pm 20\%$ , was vergleichbar mit den als Referenz angewendeten Phantommessungen ist. [vgl. 18]

### **1.5.3 Dosis beeinflussende apparative Einflussfaktoren**

#### **1.5.3.1 Röhrenstrom-Einstellbereich**

Der verfügbare Einstellbereich des Röhrenstroms ist entscheidend bei der Anwendung von Niedrigdosis-CTs, bei vielen Geräten ist die Untergrenze mit 50 mAs zu hoch angesetzt, außerdem sind die Abstufungen zu grob, was die Dosisabstimmung erschwert. [vgl. 4 S. 25-26]

#### **1.5.3.2 Strahlenfilterung**

Durch rechnerische Korrektur der Strahlenaufhärtung kann die Strahlenfilterung auf ca. 5 bis 9 mm Aluminium vermindert werden. Starke Filterung erhöht das Rauschen und erniedrigt den Kontrast. [vgl. 4 S. 26]

#### **1.5.3.3 Formfilter**

Diese speziellen Filter modifizieren die räumliche Verteilung der Röntgenstrahlung in der Schnittebene. Sie werden zum Rand hin dicker und passen die Strahlenintensitäten an die geringere Absorption von Objekten im Randbereich des Strahlenfächers an, wodurch der benötigte Dynamikbereich der Detektoren verringert und die Strahlenaufhärtung reduziert wird. [vgl. 4 S. 26]

#### **1.5.3.4 Abstand Focus-Rotationsachse**

Mit einem kürzeren Focus-Achs-Abstand kann die Scanzeit verkürzt werden.

Zum einen nehmen die Fliehkräfte der rotierenden Gerätekomponenten proportional zum Radius ab, zum anderen wird die detektorwirksame Dosisausbeute gesteigert, was die Durchführung von Untersuchungen mit kleineren Strom-Zeit-Produkten ermöglicht.

Die Dosisverteilung führt zu einer höheren Exposition randnaher Bereiche. [vgl. 4 S. 26-27]

#### **1.5.3.5 Schichtkollimation**

Die Primär-Kollimation bezeichnet die röhrenseitige Einblendung auf die abzubildende Schicht. Das für die Strahlenexposition maßgebliche Dosisprofil setzt sich aus der Kollimatorblendenöffnungsweite mit ihrem Abstand vom Fokus, der Größe und der Belegung zusammen. Die äußerst enge Einblendung erzeugt Halbschatteneffekte, welche sich bei kleineren Schichtdicken verstärken.

Die Sekundär-Kollimation bestimmt das Sensitivitätsprofil (auch Schichtprofil genannt), welches für die Abbildung zuständig ist und dessen Halbwertsbreite die nominelle

---

Schichtdicke angibt. Der längs zur Rotationsachse auftretende nicht bildgebende Streustrahlenanteil wird von der Sekundär-Kollimation entfernt.

Bis 2 mm Schichtdicke ist die Kollimation meist gut kontrollierbar, darunter können durch die sehr enge Einblendung der röhrenseitigen Kollimation Teile des Fokus abgeschnitten werden, wodurch der Detektor nur mehr Bruchteile vom Fokus sieht. Damit dies verhindert wird, kann entweder ein kleinerer, weniger belastbarer Fokus verwendet werden, oder die primärseitige 2 mm Kollimation mit einer kleineren Sekundärkollimation wird beibehalten. [vgl. 4 S. 27]

### **1.5.3.6 Detektor**

Eine genauere Beschreibung der Detektoren ist unter Kapitel 1.3.2.2 zu finden.

Bei CT-Geräten der 3. Generation zeigte sich, dass Festkörperdetektoren ca. 30 % dosiseffizienter sind als Gasdetektoren. [vgl. 4 S. 27-28]

### **1.5.3.7 Abtast-Geometrie**

Die Art der heutzutage angewendeten Geräte ist ein beeinflussender Faktor für die Dosis, die CT-Geräte der 3. und 4. Generation werden in Kap. 1.3.2.1 beschrieben. [vgl. 4 S. 28-29]

### **1.5.3.8 Messfeld (*Scanfeld, Scan Field of View - SFOV*)**

Als Messfeld wird der kreisförmige Bereich bezeichnet, in dem die Datenerfassung erfolgt, der außerhalb liegende Bereich wird teilweise auch exponiert.

Wenn der Messfelddurchmesser kleiner dem Körperdurchmesser ist, führt die Einblendung zu einer Dosisreduktion. [vgl. 4 S. 29]

### **1.5.3.9 Rotationswinkel**

Im Normalfall werden Bildrekonstruktionen aus vollen 360 Grad Umläufen durchgeführt, es würde aber bereits eine halbe Umdrehung ausreichen, da die Schwächungsprofile von der anderen Seite theoretisch identisch sein müssten. Deshalb können viele Scanner Teilscans bzw. Halbscans durchführen, wodurch die Scanzeit, Artefakte und auch die Dosis reduziert werden. Nachteil wäre ein erhöhtes Bildrauschen.

Manche Scanner starten den Scan immer aus derselben Position, wodurch eine Dosisasymmetrie im Körperscanbereich entsteht. Andere Scanner starten aus beliebigen Anfangspositionen, wodurch ein gewisser Ausgleich in der Dosisverteilung stattfindet.

Bei Geräten mit Overscan-Funktion geht die Rotation um ca. 30 Grad über 360 Grad hinaus, wodurch mittels Interpolation Bewegungsartefakte reduziert werden können. [vgl. 4 S. 29-30]

## 1.5.4 Dosis beeinflussende anwendungsbedingte Einflussfaktoren

CT-Geräte werden mit unzähligen vorinstallierten Anwendungsprogrammen ausgeliefert, die man Scanprotokolle nennt und die sich individuell konfigurieren lassen. [vgl. 4 S. 30-31]

### 1.5.4.1 Verhältnis von Dosis und Rauschen

Der Zusammenhang zwischen Dosis und Rauschen ist in der Brook'schen Formel enthalten:

$$D \propto \frac{R}{\sigma^2 \cdot a^2 \cdot b \cdot h} \text{ mit } R \propto \exp^{-\mu \cdot d} \quad (1)$$

D = Patientendosis

$\sigma$  = Varianz der CT-Zahl (Rauschen)

B = Objekt-Schwächungsfaktor

a = Sample-Abstand (im Rotationszentrum)

$\mu$  = mittlerer Objektschwächungskoeffizient

b = effektive Strahlbreite (= Detektoröffnung)

d = Dicke des Objektes

h = Schichtdicke (= Strahlhöhe)

Diese Formel zeigt den quadratischen Einfluss des Rauschens: um beispielsweise das Rauschen zu halbieren, muss die Dosis vervierfacht werden. [vgl. 4 S. 31]

### 1.5.4.2 Strom-Zeit-Produkt (Q)

Gebildet aus dem Produkt von Röhrenstrom (mA) und Abtastzeit (s). Bei schlanken Patienten und speziell bei Kindern sind deutlich niedrigere mAs-Werte indiziert, durch den geringeren Objekt-Schwächungsfaktor bleibt die Bildqualität ziemlich gleich. [vgl. 4 S. 31-32]

### 1.5.4.3 Abtastzeit (t)

Damit wird jene Zeit in Sekunden bezeichnet, in der die Röntgenstrahlung emittiert wird und die für die Rekonstruktion benötigten Daten erfasst werden. Eine niedrige Abtastzeit verringert die Gefahr von Bewegungsartefakten. [vgl. 4 S. 32]

### 1.5.4.4 Röhrenspannung (U)

Steigende Röhrenspannung (Einheit Kilovolt kV) lässt die Dosisausbeute und die Durchdringungsfähigkeit steigen, während der Kontrast durch die verringerte Absorption des Scanobjektes abnimmt.

Hohe Spannungen lassen bei höheren Schichtdicken kürzere Belichtungszeiten zu, oder ermöglichen mittels einer Belichtungsautomatik eine Strahlungsreduktion. [vgl. 4 S. 32-33]

### 1.5.4.5 Objektdicke (d)

Die mAs-Einstellung sollte an die Patienten angepasst sein, da sonst bei niedrigen Objektdicken wie speziell bei Kindern eine unnötig hohe Bildqualität entsteht. [vgl. 4 S. 33]

#### **1.5.4.6 Schichtdicke ( $h$ )**

Bei CT-Geräten können Schichtdicken zwischen 8 und 10 mm sowie zwischen 1 und 2 mm eingestellt werden, welche die Auflösung in Richtung der Körperachse bestimmen.

Bei geringerer Schichtdicke muss nach der Brook'schen Formel das Strom-Zeit-Produkt erhöht werden, ansonsten kommt es zu verstärktem Rauschen. [vgl. 4 S. 33-34]

#### **1.5.4.7 Pitchfaktor ( $p$ )**

Dieser beschreibt das Verhältnis aus Tischvorschub zum Produkt aus Schichtdicke mal Anzahl gleichzeitig gescannter Schichten. Bei einem Pitchfaktor  $< 1$  kommt es zu überlappendem Betrieb mit erhöhter Dosis, Pitchfaktoren  $> 1$  reduzieren die Strahlenexposition. [vgl. 4 S. 76]

#### **1.5.4.8 Anzahl der Schichten bzw. Scanlänge ( $n$ )**

Mit steigender Schichtzahl wächst die Strahlenexposition. [vgl. 4 S. 35]

#### **1.5.4.9 Faltungskern (FK)**

Diese mathematische Prozedur, welche auch Rekonstruktionsalgorithmus, Rekonstruktionsfilter oder „Filter Kernel“ genannt wird, dient der CT-Bildrekonstruktion aus gemessenen Schwächungsdaten mit Hilfe von unterschiedlichen Algorithmen. [vgl. 4 S. 35-36]

#### **1.5.4.10 Fensterweite ( $W$ )**

Diese beschreibt jenen CT-Wertebereich, in dem das gesamte Grauwertspektrum auf einem Ausgabebildschirm abgebildet ist. [vgl. 4 S. 74] Durch eine Vergrößerung der Fensterweite werden Bildrauschen und Kontrast gesenkt, woraus folgt, dass mit einer guten Einstellung der Fensterweite die Dosis reduziert werden kann. [vgl. 4 S. 36]

#### **1.5.4.11 Matrixgröße und Bildausschnitt (Field of view - FOV)**

Damit bezeichnet man den Durchmesser des auf dem Messfeld rekonstruierten und im Bild dargestellten Bereichs. Eine Verringerung der Matrixgröße reduziert die Ortsauflösung, was mit einer Senkung des Rauschens einhergeht. Deshalb sollten große Matrixgrößen nur in Fällen verwendet werden, in denen eine hohe Ortsauflösung gefordert ist. [vgl. 4 S. 36-37]

#### **1.5.4.12 Bildnachverarbeitung**

Mit multiplanarer Volumenrekonstruktion (MPVR) kann das Bildrauschen bei reduzierter Dosis gesenkt werden. [vgl. 4 S. 37]

**1.5.4.13 Anwendungsbedingte Einflussfaktoren im Überblick**

<b>Einflussfaktor</b>	<b>Dosis</b>	<b>Strahlenexposition</b>	<b>Bildqualität</b>	<b>Empfehlung</b>
Strom-Zeit-Produkt (Q)	nimmt linear mit Q zu/ab	wie Dosis	Rauschen nimmt mit Wurzel aus Q ab/zu	Q so gering wie nötig
Abtastzeit (t)	kein direkter Einfluss; kurze t bilden Schutz vor übermäßig hohen Werten von Q	wie Dosis	kurze t verringern Bewegungsunschärfe; lange t erhöhen Q und senken Rauschen	t so gering wie nötig
Spannung (U)	nimmt linear mit U zu/ab (nur bei mAs-Anpassung; sonst etwa quadratische Zu- bzw. Abnahme)	wie Dosis	Kontrast nimmt mit U geringfügig ab/zu; Ausnahme: Kontrastmittel (KM) Anwendung	U so hoch wie möglich, dabei mAs anpassen (Ausnahme: KM-Anwendung)
Objektdicke (d)	verdoppelt/halbiert sich pro ±4 cm bei mAs-Anpassung	wie Dosis	Rauschen verdoppelt/halbiert sich pro ±8 cm (ohne mAs-Anpassung)	mAs individuell anpassen (kV anpassen)
Schichtdicke (h)	ohne mAs-Anpassung größtenteils unabhängig von h; nimmt bei konstantem Rauschen linear mit h ab/zu	wie Dosis	Rauschen nimmt ohne mAs-Anpassung mit Wurzel aus h ab/zu	h so groß wie möglich; mAs bei Verkleinerung von h moderat anpassen
Pitchfaktor (p)	p<1: lineare Zunahme mit 1/p; p>1: geringfügige Abnahme mit 1/p	nimmt linear mit p ab/zu	Informationslücken bei p>1; bei Spiral-CT nur verringerte Z-Auflösung	p so groß wie tolerierbar
Schichtanzahl (n)	praktisch kein Einfluss	nimmt linear mit n ab/zu	kein direkter Einfluss	n so gering wie möglich
Faltungskern (FK)	Glättende FK brauchen deutlich weniger, unnötig scharfe deutlich mehr Dosis	wie Dosis	glättende FK reduzieren Rauschen und Schärfe, schärfende FK bewirken das Gegenteil	FK so glättend wie tolerierbar
Fensterweite (W)	nimmt quadratisch mit W ab/zu (nur bei mAs-Anpassung)	wie Dosis	Rauschen und Kontrast nehmen linear mit W ab/zu	W so groß wie tolerierbar
Matrixgröße, Bildausschnitt (FOV)	übermäßige Erhöhung bei mAs-Anpassung, wenn Kombination von Matrix und FOV unpassend gewählt	wie Dosis	übermäßiges Rauschen bei unpassender Wahl von Matrix und FOV	Matrix so klein wie tolerierbar

**Tabelle 5: Anwendungsbedingte Einflussfaktoren - Dosis, Strahlenexposition, Bildqualität [ 4 S. 38]**

---

## 1.6 Computertomographie in der Pädiatrie

Besonders in der Kinderradiologie wird versucht, die niedrigstmögliche Dosis zu verwenden, mit der diagnostische Aussagen zu treffen sind, dabei bedient man sich des in Kapitel 1.2.1 beschriebenen ALARA-Prinzips.

Neben den in 1.6.2 beschriebenen Unterschieden zu Erwachsenen ist bei Kindern die riesige Gewichtsspanne von Frühgeborenen mit 300 g und adipösen Jugendlichen mit 120 kg bemerkenswert, damit ergibt sich ein Massefaktor von 400. In jedem Fall ist zu bedenken, dass man Kinder nicht einfach als kleine Erwachsene sehen darf. [vgl. 8 S. 1]

Für jeden CT-Scan bei Kindern ist eine individuelle Dosisanpassung nötig. [vgl. 19 S. 1032]

### 1.6.1 Indikationen

Indikationen für CT-Untersuchungen des Kindes, denen trotz Magnetresonanz und Ultraschall der Vorzug gegeben wird, sind:

- Thorax - Lungenbeurteilung (v.a. komplizierte Pneumonie, Fehlbildungen, interstitielle Lungenparenchymerkrankungen)
- Polytrauma des Kindes
- höhergradiges Schädel-Hirn Trauma; akute Notfälle am Schädel
- Urolithiasis - bei unklarem Ultraschallbefund
- komplexe Skelettfehlbildungen oder Frakturen [vgl. 19 S. 1032]
- Beurteilung der Struktur eines Knochtumors
- onkologische Nachsorge
- Verkalkungsnachweis intrakraniell, thorakal, abdominell, an Extremitäten [vgl. 20 S. 23]

### 1.6.2 Unterschiede zwischen Kindern und Erwachsenen

#### 1.6.2.1 Psychologie

Kinder erleben ihre Umgebung anders als Erwachsene, das Krankenhaus ist etwas ganz Neues für sie. Die Räumlichkeiten unterscheiden sich deutlich von der gewohnten Umgebung, die Kinder müssen sich für Untersuchungen ausziehen, werden in für sie riesengroße, unbekannte Geräte gesteckt und sollen dabei regungslos verharren. Als ob dies nicht schon schwer genug wäre, übertragen sich die Ängste der Eltern meist auch noch auf die Kinder. [vgl. 8 S. 2]

Deshalb sollten junge Patienten sofort untersucht werden, nachdem sie auf den CT-Tisch gelegt wurden, die Compliance sinkt mit Fortdauer der Untersuchung. [vgl. 8 S. 5]

### **1.6.2.2 Anatomie und Proportionen**

Im Verhältnis zum restlichen Körper ist in den frühen Lebensjahren der Kopf relativ größer, woraus sich auch der hohe Anteil von Kopfverletzungen dieser Altersgruppe erklärt.

Der Grund ist die höhere Elastizität der Knochen (durch mehr Knorpelanteil) und der paraspinalen Weichteilstrukturen (v.a. Bänder), welche diesem Kompartiment eine ausgeprägtere Längenänderung ermöglichen, als dem Myelon.

Kinder wachsen schubweise. Ein Säugling verdreifacht im ersten Jahr sein Gewicht, verdoppelt seine Körperoberfläche, wächst aber nur um die Hälfte. Den größten Anteil am Wachsen hat die Pubertät. Durch dysproportionales Wachstum von Knochen und Muskulatur kommt es zu veränderten Hebelverhältnissen, woraus typische Verletzungen resultieren.

Wegen des kürzeren und elastischeren Thorax sind die Oberbauchorgane weniger geschützt, wodurch es zu Organeinrissen oder Gefäßrupturen kommen kann. [vgl. 8 S. 2-3]

### **1.6.2.3 Körperaufbau**

Die Dichteunterschiede der Organsysteme bei Kindern variieren mit dem Alter. Ihre Knochen haben einen hohen Knorpelanteil, die Extremitätenknochen enthalten blutbildendes Mark und der umgebende Muskelmantel sowie das Baufettgewebe sind geringer ausgeprägt.

All diese Punkte führen zu einer verringerten Dichte mit weniger Dichteunterschieden und schlussendlich zu einem relativ erniedrigten Kontrast.

Die Alveolenneubildung ist erst im Kindergartenalter abgeschlossen, weshalb Säuglinge einen deutlich niedrigeren Luftgehalt im Thorax haben, außerdem ist der Thymus noch vorhanden. Diese Punkte erklären, warum sich der Säuglingsthorax trotz eines erhöhten Knorpelanteils in der Dichte kaum von dem eines Kindergartenkindes unterscheidet.

Da die Knochen bei Kindern weniger fest als deren Bänder sind, kommt es häufig zu knöchernen Bandausrissen. Epiphysen sind die Sollbruchstellen des Knochens und prädisponieren zu den verschiedensten Übergangsfrakturen. [vgl. 8 S. 3]

### **1.6.2.4 Physiologie**

Säuglinge und Kleinkinder haben in den ersten Lebensjahren einen doppelt so hohen Sauerstoffbedarf wie im späteren Leben. Sie atmen doppelt so schnell wie Erwachsene (30-40/Min zu 10-15/Min), außerdem schlägt das Kinderherz doppelt so schnell wie jenes der Erwachsenen (120-160/Min zu 60-80/Min).

Säuglinge können ihren erhöhten Energiebedarf mit dem limitierten Energiegehalt der Muttermilch nur durch große Trinkmengen abdecken. Deshalb haben Säuglinge in den ersten Lebensmonaten ein um 20 % höheres Blutvolumen als Erwachsene - in Kombination mit einer eingeschränkten Harnkonzentrationsfähigkeit der Nieren, was sie empfindlicher gegenüber Jod und Gadolinium basierten Kontrastmitteln macht. [vgl. 8 S. 3-4]

### **1.6.3 Anforderungen an die Hardware**

Neben den bereits in Kapitel 1.3.2.5.1 und 1.3.2.5.2 erläuterten Problemen des Overranging und Overbeaming gibt es bei Kinder-CT-Untersuchungen weitere relevante gerätespezifische Determinanten, nämlich die Scangeschwindigkeit und das Weichteilauflösungsvermögen.

Die Scangeschwindigkeit sollte möglichst kurz sein, deutlich unter einer Sekunde, dann ist die Narkose oder Sedierung seltener notwendig. Diese hohe Geschwindigkeit muss wegen dem Bedarf an modernen Geräten jedoch teuer erkaufte werden. Das Handling der jungen Patienten hingegen ist weit weniger kostenintensiv, aber auch ein entscheidender Faktor, weshalb besonderes Augenmerk auf diesen Bereich gelegt werden sollte.

Das Weichteilauflösungsvermögen sollte bei Kindern wegen den bereits erwähnten Unterschieden zu Erwachsenen deutlich höher als 3 HU / 3 mm sein. Die Geräte sollten einen großen und genau einstellbaren Abstufungsbereich besitzen, die Röhrenspannung sollte möglichst in Zehnerschritten von 80 bis 140 kV einstellbar sein und der Röhrenstrom sollte ein Minimum von 5-10 mA besitzen.

Automatische Dosiskontrollsysteme sind von Vorteil, wenn ihre Kombination mit anderen Strahlenschutzmaßnahmen wie z.B. Bismuthschutz für die Augen, gut koordiniert wird.

Zuletzt sollten zusätzliche Geräte auf Kindertauglichkeit überprüft werden, wie z.B. der Kontrastmittelinjektor wegen der kleineren Volumina und der Atemsteuerungen.

[vgl. 8 S. 4-5]

---

## 1.6.4 Kontrastmittel

### 1.6.4.1 Orale Kontrastmittel

Diese werden bei Fragestellungen im Abdomen zur Darmkontrastierung empfohlen.

Dabei beginnen die Patienten ca. eine Stunde vor Untersuchungsbeginn mit dem Trinken von beispielsweise 2 % Verdünnung von Jopamidol, die letzten 25 % der Gesamtmenge sollten 15 Minuten vor Untersuchungsbeginn eingenommen werden. [vgl. 8 S. 5]

### 1.6.4.2 Intravasale Kontrastmittel

In den ersten 3 Lebensmonaten sollten intravasale Kontrastmittel wegen der unreifen Nieren vermieden werden, stattdessen sollten Fragestellungen mittels Ultraschall gelöst werden.

Zur Vermeidung von kontrastmittelinduzierter Nephropathie hat eine altersentsprechende Kontrastmittelgabe mit maximal 100 ml zu erfolgen. Die Injektion erfolgt mittels Motorspritze in die Armvene. Der maximale Flow beträgt 2.0 ml/s aufgrund der kleinen Kanülen.

Wegen der großen Unterschiede bei den Kreislaufparametern ist die Wahl des Delays schwierig, weshalb ein Bolus-Tracking System mit Platzierung der ROI in der entsprechenden Lokalisation von Vorteil ist, welches allerdings die Dosis steigert. [vgl. 8 S. 5-6]

## 1.6.5 Dosisanpassung

Anwendungs- und gerätebedingte dosisbeeinflussende Faktoren wurden in den Kapiteln 1.5.3 und 1.5.4 erläutert. Bei den Dosisprotokollen sollte außerdem Folgendes beachtet werden:

- Rauschen sollte akzeptiert werden, solange Scans diagnostisch sind – mAs und kV senken
- Optimierung von Scanparametern – wie in Punkt 1.5.4.13 empfohlen
- Mindestmögliche Scanlängen für niedrigen DLP-Wert
- Minimieren von wiederholten Scans derselben Region [vgl. 16 S. 230]
- Zeilenreduktion bei Mehrzeilengeräten in Verbindung mit kleinen Scanfeldern
- Kontrollscans richtig timen und dosieren beim Bolus-Tracking
- Bei Dosismodulationsprogrammen keine kantenbetonten Rekonstruktionsfilter (Kernel) – diese erhöhen im Gegensatz zu „weiche“n Kernen das Rauschen
- Dosismodulation bei verringerten Schichtdicken oder bei Bismuthschutz genau anpassen
- Schichtdicke anpassen und dabei Sampling Theorem des Geräteherstellers beachten
- Dosiserhöhung durch dünnere Schichten nur für 3D-Rekonstruktionen vermeiden
- Werte von DLP und CTDI regelmäßig mit internationalen Standards vergleichen
- Nach Hardwareupdates regelmäßig Dosisenkungsmöglichkeiten prüfen [vgl. 8 S. 7-11]

---

## 2 Material und Methoden

Im ersten Teil der Arbeit wurden mit Hilfe des Programms „Roistats“, das in weiterer Folge beschrieben ist (siehe 2.1.1), Phantomuntersuchungen analysiert.

Zu diesem Zweck wurden bei den Untersuchungen mit verschiedenen Parametern ROIs (Regions of interest) identifiziert, markiert und mit einer zweiten Region verglichen.

Das Auslesen der verschiedenen Untersuchungsparameter wurde mit dem Programm Roistats bewerkstelligt, die erhaltenen Daten wurden grafisch aufbereitet sowie interpretiert und sind in Kapitel 3.1 zu finden. Dabei sind die Effektivdosis und die CNRD gegenübergestellt und zeigen, ab wann sich eine Erhöhung der Dosis nicht mehr in einer Verbesserung der Bildqualität niederschlägt.

Der zweite Teil der Arbeit beinhaltet anonymisierte Untersuchungsdaten von Patienten der klinischen Abteilung für Kinderradiologie, die in Kapitel 2.2 beschrieben sind. Bei den in Kapitel 3.2 zu findenden Untersuchungsdaten sind unter anderem auch die, für den weiteren Verlauf wichtigen, Dosiswerte.

Somit sind zu den theoretischen Daten aus dem ersten Teil der Arbeit reale Werte hinzugekommen, die eine Vergleichsmöglichkeit und eventuelle Optimierungsmöglichkeiten eröffnen.

Aus diesem Grund widmet sich der dritte Teil der Arbeit der Zusammenführung und dem Vergleich der Daten der ersten beiden Teile.

Entscheidend dabei ist der Zusammenhang zwischen Bildqualität und Dosis, welcher aus der in Kapitel 1.5.4.1 erwähnten Brook'schen Formel hervorgeht.

### 2.1 Contrast-Noise-Ratio (CNR)

Dieses Verhältnis gibt die Erkennbarkeit von Bilddetails in einem Bild wieder und ist innerhalb gewisser Grenzen unabhängig von den Absolutwerten von Kontrast und Rauschen, somit würde sich ein geringerer Kontrast durch Verringerung des Rauschens ausgleichen lassen.

Zur Auswertung der CNR bei CT-Untersuchungen wurde das im Weiteren beschriebene Programm Roistats verwendet, bei dem zwei ROIs in verschiedenen Schichten verglichen wurden, woraus sich die CNR berechnen lässt.

Da die CNR ein wichtiger Parameter für die Bildqualität ist, kann mit ihrer Hilfe in Zusammenhang mit der Brook'schen Formel eine Aussage über das Verhältnis von Strahlung und Bildqualität gegeben werden.

## 2.1.1 Roistats

### 2.1.1.1 Allgemeine Beschreibung

Dieses einfach zu bedienende Programm wurde im Rahmen des CEEPUS-Netzwerks (Central European Exchange Program for University Studies) der Universitätsklinik für Radiologie in Graz entwickelt.

Damit ist es möglich, in DICOM-Dateien (Digital Imaging and Communications in Medicine) Anwender-spezifische ROIs (Regions of interest) einzutragen und dazu Statistiken berechnen zu lassen. Der Benutzer hat die Möglichkeit, alle Schichten des eingelesenen CT-Scans durchzugehen und auf jedem beliebigen Schnittbild ROI's einzutragen.

Mittels Schieberegler ist es möglich, die Gamma-Werte sowie die Fensterung so zu verändern, dass die ROI's besser zu erkennen sind.

Der Programmcode ist in IDL 7.0 an der Universitätsklinik für Radiologie in Graz geschrieben worden. Die erste Version wurde im November 2008 unter univ. Prof. Dr. Erich Sorantin veröffentlicht.

### 2.1.1.2 Allgemeine Anwendung

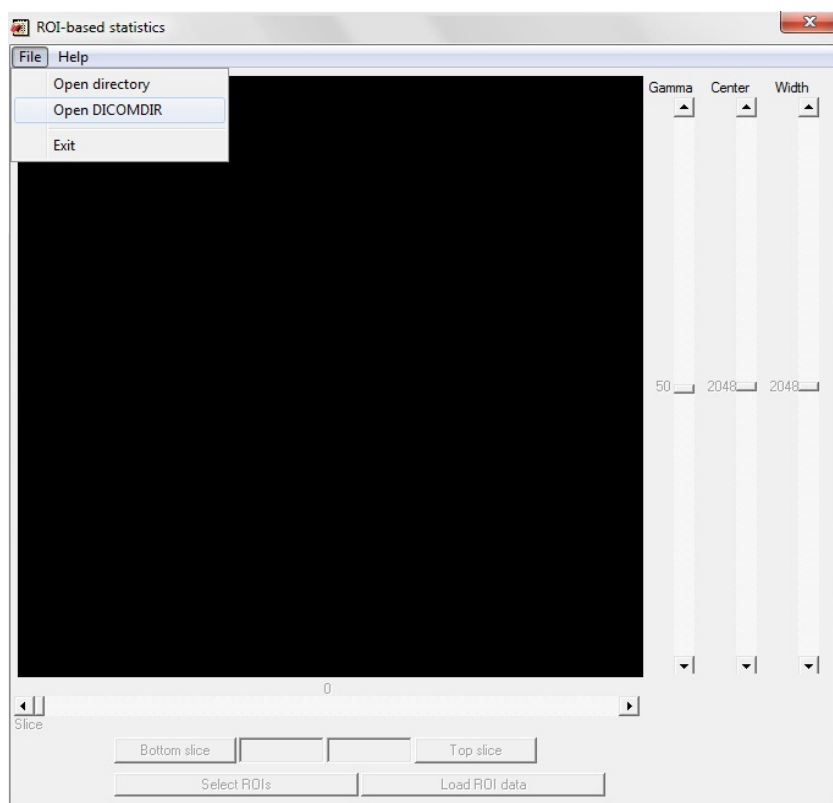


Abbildung 11: Roistats Programmfenster

Über diese Oberfläche können DICOMDIR-Dateien geöffnet werden.

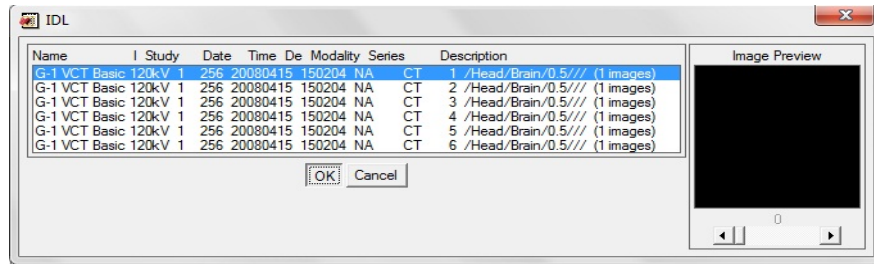


Abbildung 12: DICOMDIR Verzeichnis

Im sich öffnenden Fenster kann eine Untersuchung aus dem Verzeichnis gewählt werden.

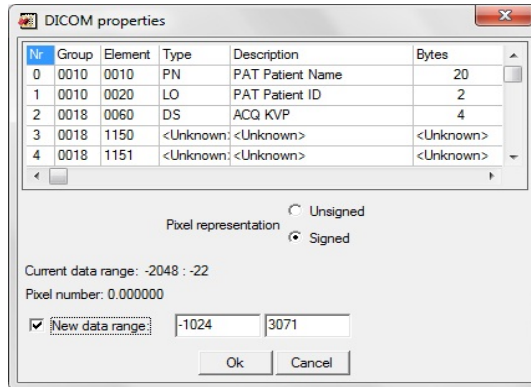


Abbildung 13: DICOM Eigenschaften

Vor dem eigentlichen Öffnen der Datei können die Eigenschaften der Datei betrachtet werden und ein Datenwertebereich eingestellt werden.

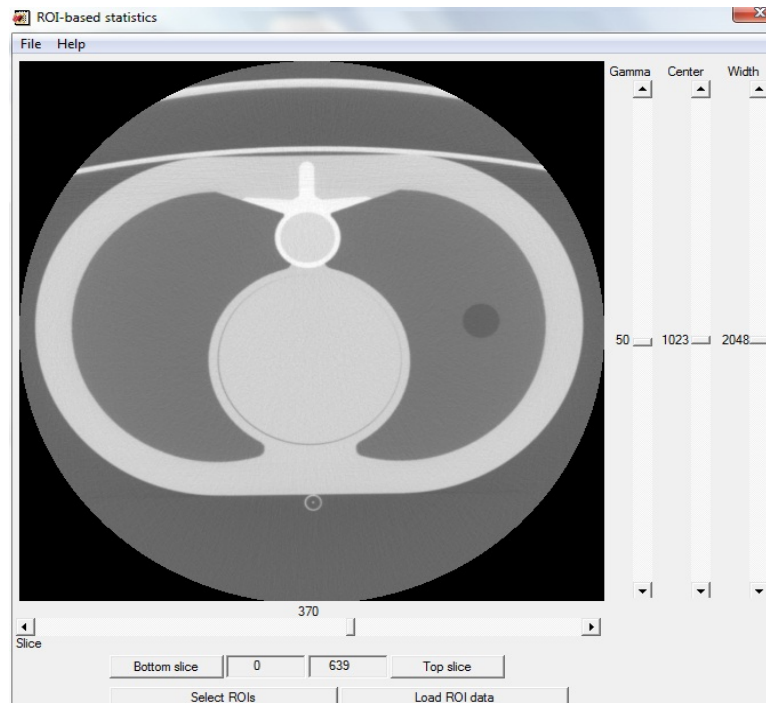


Abbildung 14: Geöffnete DICOM-Datei

In Bilderserien können Schichten gewechselt und die Bildfensterung verändert werden. Mittels Bottom und Top Slice kann man einen Bereich auszulesender Schichten bestimmen.

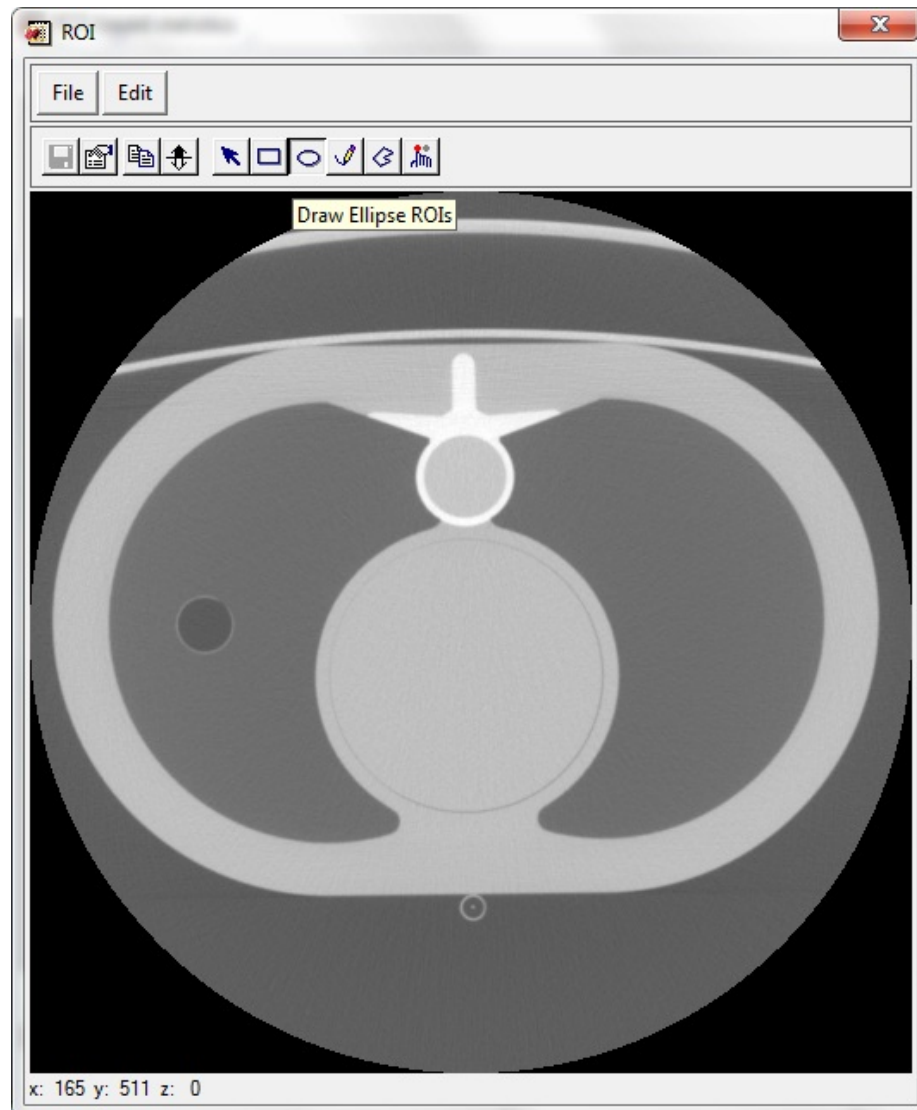


Abbildung 15: Select ROIs

Unter dem Punkt Select Rois können ROIs eingetragen und bearbeitet werden, wofür verschiedene Werkzeuge zur Verfügung stehen.

Nach dem Eintragen einer ROI kann das Fenster geschlossen werden, es erscheint eine Speicheraufforderung. Beim Speichern werden die Daten der markierten ROI im vorher angegebenen Schichtbereich ausgelesen und in eine CSV-Datei (comma separated values) gelegt.

### 2.1.1.3 Verwendung mit Phantomdaten

Im nächsten Schritt wurden CT-Untersuchungen an Phantomen mit verschiedenen Untersuchungsparametern vorgenommen, das verwendete Phantom GP-06 entspricht dabei einem normalen Thorax eines gesunden 16 Jährigen.

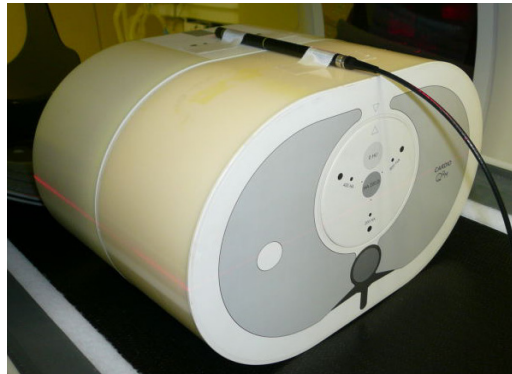


Abbildung 16: Phantom GP-06

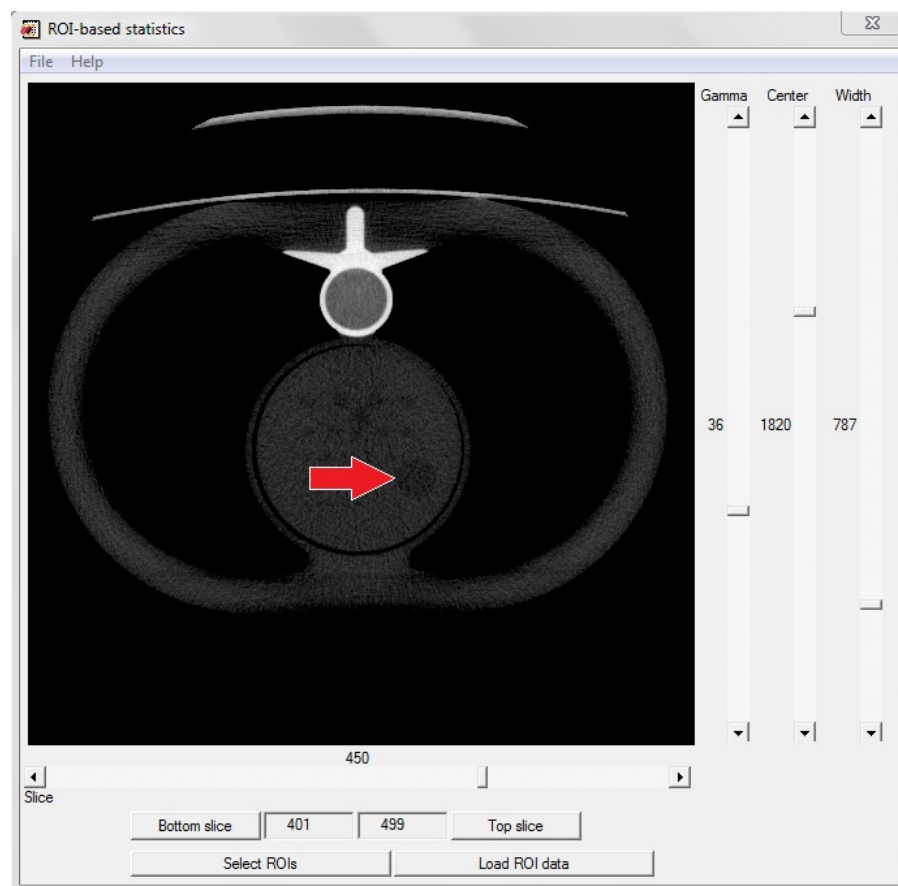


Abbildung 17: Phantomuntersuchung mit angepasster Fensterung und sichtbarer ROI

Bei dieser Phantomuntersuchung wurde durch Anpassung der Fensterung eine vorgegebene ROI sichtbar, die je nach Untersuchungsserie in einem Bereich von ca. Schicht 400 bis 500 durchgehend sichtbar ist, was in Bottom slice und Top slice eingetragen wurde.

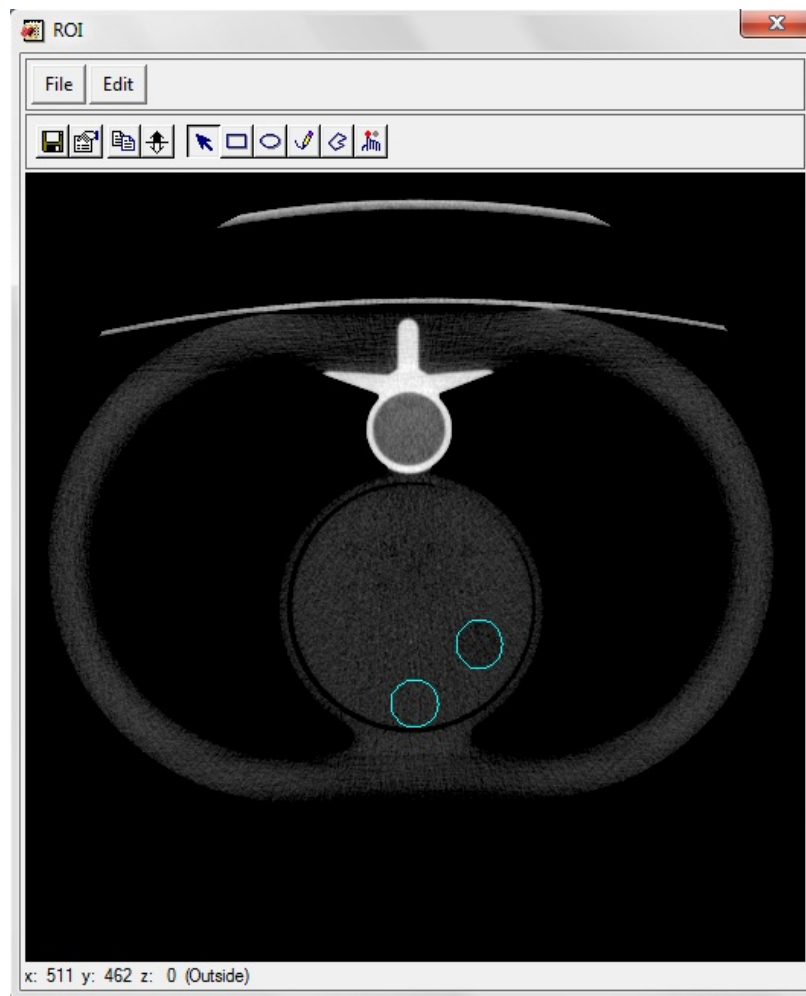


Abbildung 18: Markierung der ROIs

Nach Angabe der Schichten, in denen die ROI sichtbar ist, wird neben der sichtbaren ROI als Vergleichspunkt eine zweite ROI markiert.

Beim Schließen des Select-ROI Fensters werden die Daten der beiden markierten ROIs in den angegebenen Schichten, also ca. zwischen den Schichten 400 bis 500, ausgelesen und in einer CSV-Datei gespeichert, die zur weiteren Bearbeitung in Excel konvertiert werden kann.

Alle Parameter sind, da zwei ROIs bearbeitet wurden, in jeder Schicht zweimal vorhanden. Durch deren Unterschiede können für jede Schicht weitere Parameter berechnet werden:

- Contrast – ergibt sich aus der Grauwertdifferenz der beiden ROIs
- Noise bzw. Rauschen – ergibt sich aus der Addition der quadrierten Grauwertstandardabweichungen der beiden ROIs und der daraus gezogenen Wurzel
- CNRD (Contrast-to-Noise Ratio normalized to Dose) – berechnet sich aus Kontrast dividiert durch Rauschen und dividiert durch die Wurzel der Dosis
- CNRD Mittelwert
- $1/SD^2$  (Standard deviation = Standardabweichung)

Zusätzlich wurde die Oberflächendosis in Milligray (mGy) und das DLP bei den einzelnen Untersuchungen nachgetragen.

Durch Multiplikation von DLP und einem Konversionsfaktor können Effektivdosen berechnet werden, wodurch ein Vergleich mit Patientendaten in Kapitel 2.2 möglich ist.

Die Parameter der Untersuchungsreihen am Phantom GP-06 (16 jähriger Jugendlicher) sind in Tabelle 6 dargestellt:

Parameter	Scanserie A	Scanserie B	Scanserie C	Scanserie D*
Untersuchungszahl	15	4	16	13
Röhrenspannung (kV)	120	80	100	120
Röhrenstrom (mA)	10-300	300-580	10-580	25-442
Oberflächendosis (mGy)	17,2-1276	303-591	10,57-1143	41,1-1323
DLP (mGy·cm)	13,1-1076,3	206,2-408,5	7-826,3	32,8-1189,3
Effektivdosis	0,18-15,07**	2,89-5,72**	0,10-5,84**	0,46-16,65**
CTDIvol/mAs	0,80-67,30	12,9-25,5	0,4-51,6	2,1-74,3
Abtastzeitzeit (s)	1-2	2	1-2	2
Kernel	FC14***	FC14***	FC14***	FC14***
Schichtdicke (mm)	0,5	0,5	0,5	0,5
Scanlänge (mm)	160	160	160	160

**Tabelle 6: Phantomuntersuchungsreihen**

- \* bei Scanserie D wurde Dosismodulation eingesetzt
- \*\* der zur Berechnung angewendete Konversionsfaktor für Thorax-CTs in der Altersgruppe über 15 Jahre ist 0,014 und stammt aus der Arbeit von Thomas und Wang [vgl. 17]
- \*\*\* dieser Kernel wurde abgelöst durch FC17 und ermöglicht eine Dosisersparnis von 50 %

Im Rahmen dieser Arbeit wurden die Effektivdosen und Mittelwerte der CNRD von den einzelnen Untersuchungen einer Untersuchungsreihe in Tabellen gebracht, welche dann grafisch dargestellt und ausgewertet wurden. Die Ergebnisse sind in Kapitel 3 zu finden.

## 2.2 Patientendosis

Die Basis für die Berechnung von Patientendosen stellten 451 anonymisierte CT-Untersuchungen von Patienten der Klinischen Abteilung für Kinderradiologie der Universitätsklinik für Radiologie in Graz dar, die dieser Diplomarbeit zur Verfügung gestellt wurden.

### **Folgende Parameter waren enthalten:**

- Geschlecht
- Geburtsdatum
- Alter
- Leistung
- CT-Typ
- Phantomgröße – head oder body
- total mAs
- exposure time
- CTDI
- DLP

### **Folgende weitere Parameter wurden ergänzt bzw. berechnet:**

- Alter in Monaten – um Altersgruppen für Konversionskoeffizienten besser zuzuteilen
- Konversionskoeffizient – Wert passend zur Altersgruppe
- Effektivdosis – DLP phantom based multipliziert mit dem passenden Konversionsfaktor aus der Literatur [vgl. 17]
- DLP sowie DLP mit Berücksichtigung der Phantomgröße – dabei wird in Fällen, die in der Literatur angegeben werden, das DLP verdoppelt [vgl. 17]

Mehrfachuntersuchungen und Untersuchungen von Regionen, die nicht zur Gruppe Thorax gehörten, wurden ausgeblendet, so blieben 85 von ursprünglich 451 Untersuchungen übrig. Davon wiederum wurden nur die Volumen-CTs ausgewertet. Da beim Thorax-CT vorwiegend Helical CTs gemacht werden, bleiben nur mehr sechs Volumen-CT-Untersuchungen übrig. Durch die Berechnung der Effektivdosis dieser Untersuchungen ist eine Vergleichbarkeit mit den aus den Phantomuntersuchungen berechneten Effektivdosen möglich.

Trotz der relativ niedrigen Untersuchungszahl können die gemessenen und errechneten Parameter durchaus als repräsentativ beurteilt werden, da sie mit den anderen berechneten Werten korrelieren.

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Roistats

#### 3.1.1 Scanserie A – 120 kV

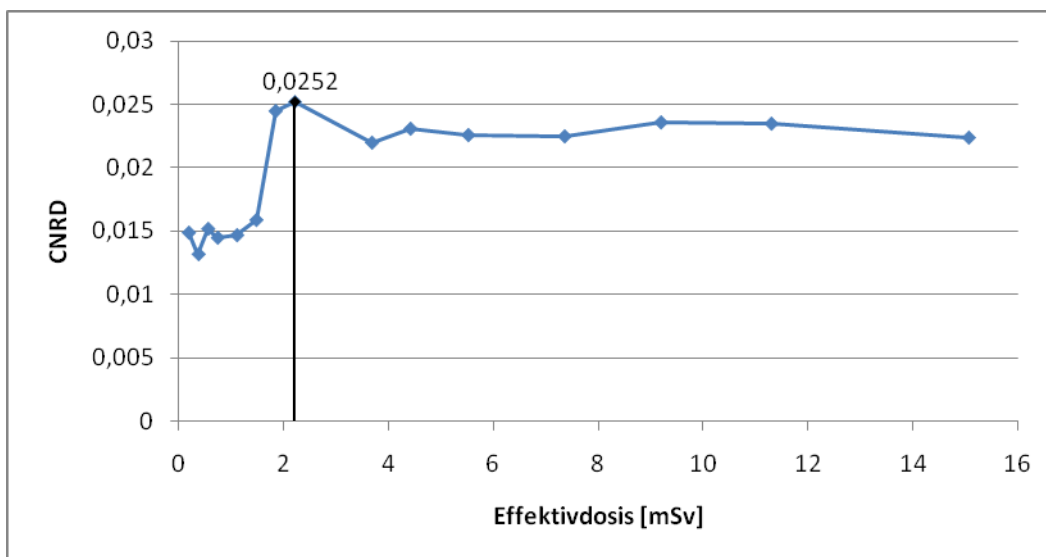


Abbildung 19: CNRD und Effektivdosis bei Scanserie A

In Scanserie A bleibt die CNRD bei niedrigen Effektivdosen auf einem Niveau von ca. 0,015. Die Effektivdosiswerte von 1,8-2,2 mSv zeigen eine signifikante Erhöhung der CNRD, welche bei höheren Effektivdosen auf ca. 0,022 zurückfällt und auf diesem Wert stagniert.

Serie Nr.	Oberflächen-dosis [mGy]	DLP	Effektiv-dosis [mSv]	CNRD
1	17,20	13,10	0,1834	0,0149
2	34,13	26,30	0,3682	0,0132
3	49,90	39,40	0,5516	0,0152
4	65,70	52,50	0,7350	0,0145
5	97,39	78,80	1,1032	0,0147
6	128,90	105,10	1,4714	0,0159
7	160,60	131,30	1,8382	0,0245
8	192,20	157,60	2,2064	0,0252
10	319,00	262,70	3,6778	0,0220
11	382,30	315,20	4,4128	0,0231
12	477,40	394,00	5,5160	0,0226

ab hier gibt es trotz Erhöhung der Dosis keine Verbesserung der Bildqualität, es kommt sogar zu einer Verschlechterung; zwischen Seriennummer 7 und 8 muss für eine 3 % Verbesserung der Bildqualität die Dosis um 20 % erhöht werden

13	635,20	525,30	7,3542	0,0225
14	793,60	656,70	9,1938	0,0236
15	958,80	807,20	11,3008	0,0235
16	1276,00	1076,30	15,0682	0,0224

Tabelle 7: Parameter der Scanserie A

### 3.1.2 Scanserie B – 80 kV

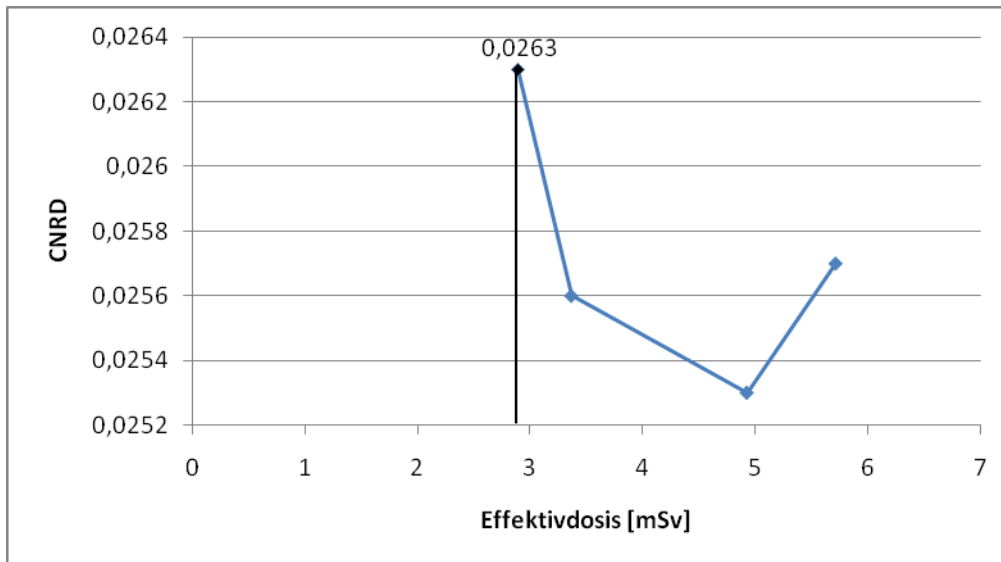


Abbildung 20: CNRD und Effektivdosis bei Scanserie B

Scanserie B besteht aus 4 Scans, der Scan mit der niedrigsten Effektivdosis erreicht die höchste CNRD, die steigenden Effektivdosisstufen haben eine niedrigerre CNRD, wobei es bei Effektivdosen ab 5,7 mSV wieder zu einem Anstieg der CNRD kommt, welche aber nicht das selbe Level erreichen kann wie bei der niedrigsten EffektivdosisEinstellung.

Serie Nr.	Oberflächen-dosis [mGy]	DLP	Effektiv-dosis [mSv]	CNRD
21	303,10	206,20	2,8868	0,0263
22	353,80	240,60	3,3684	0,0256
24	510,00	352,10	4,9294	0,0253
25	591,50	408,50	5,7190	0,0257

Tabelle 8: Parameter der Scanserie B

ab hier gibt es trotz Erhöhung der Dosis keine Verbesserung der Bildqualität, es kommt sogar zu einer Verschlechterung

### 3.1.3 Scanserie C – 100 kV

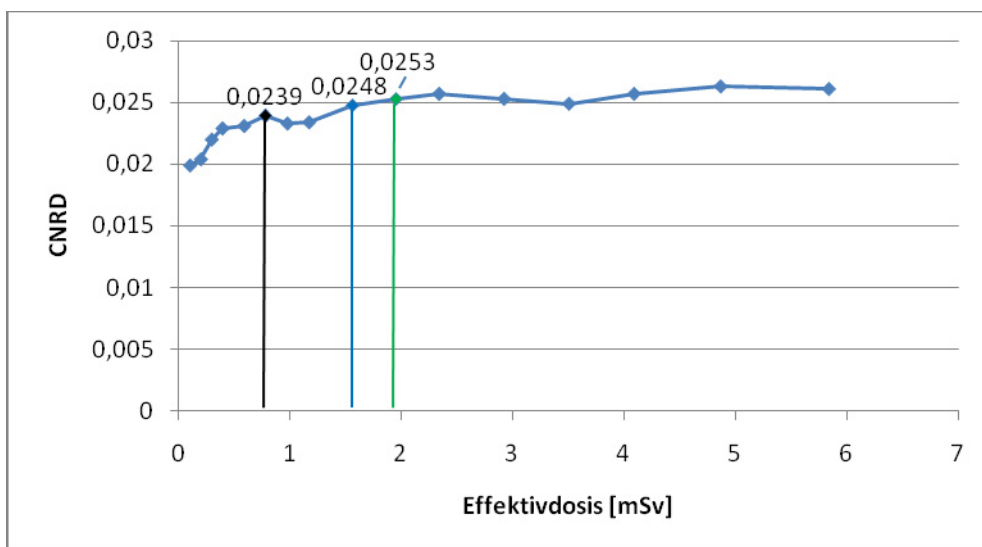


Abbildung 21: CNRD und Effektivdosis bei Scanserie C

Die CNRD steigt bei den ersten sechs Effektivdosisstufen von 0,020 auf 0,024 an und stagniert mit weiter steigenden Effektivdosiswerten bzw. erhöht sich nur minimal auf 0,025.

Serie Nr.	Oberflächen-dosis [mGy]	DLP	Effektiv-dosis [mSv]	CNRD
1	10,57	7,00	0,0980	0,0199
2	20,99	13,90	0,1946	0,0204
3	30,66	20,90	0,2926	0,0220
4	40,31	27,80	0,3892	0,0229
5	59,88	41,70	0,5838	0,0231
6	79,32	55,60	0,7784	0,0239
7	98,81	69,50	0,9730	0,0233
8	118,30	83,40	1,1676	0,0234
9	157,30	111,30	1,5582	0,0248
10	196,30	139,10	1,9474	0,0253
11	235,40	166,90	2,3366	0,0257
12	293,80	208,60	2,9204	0,0253
13	352,40	250,30	3,5042	0,0249
14	411,20	292,10	4,0894	0,0257
15	489,00	347,70	4,8678	0,0263
16	586,60	417,20	5,8408	0,0261

8-fache Dosiserhöhung für 20 % höhere CNRD im Vergleich zu Serie 1, ab hier gibt es kaum mehr eine Erhöhung der CNRD

4 % Steigerung der CNRD benötigt die doppelte Dosis, 5 % fast eine Verdreifachung der Dosis, ausgehend von Serie Nr. 6

Tabelle 9: Parameter der Scanserie C

### 3.1.4 Scanserie D – 120 kV

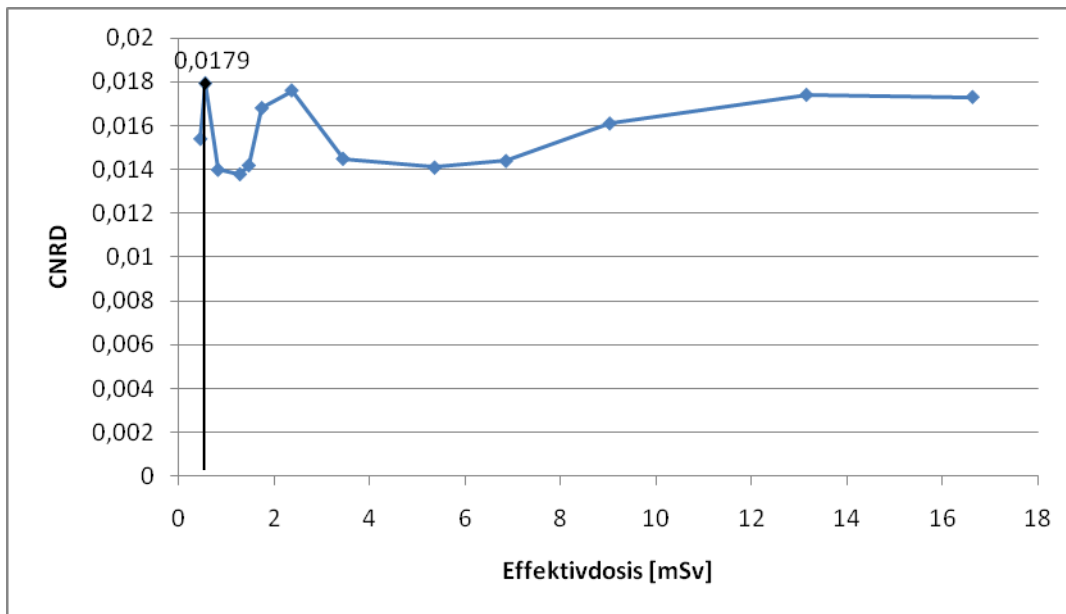


Abbildung 22: CNRD und Effektivdosis bei Scanserie D

Nach einem deutlichen Anstieg ist die CNRD in der zweiten Effektivdosisstufe von 0,55 mSv beim CNRD-Maximalwert von 0,018 angelangt, der danach zuerst abfällt, um nach wenigen Effektivdosissschritten wieder auf den fast gleichen Maximalwert anzuwachsen. Danach fällt die CNRD wieder und wächst mit steigender Effektivdosis langsam. Ab ca. 14 mSv verändert sich die CNRD nicht mehr bedeutend.

Serie Nr.	Oberflächen-dosis [mGy]	DLP	Effektiv-dosis [mSv]	CNRD
4	41,07	32,80	0,4592	0,0154
5	49,08	39,40	0,5516	0,0179
6	72,95	59,10	0,8274	0,0140
7	112,80	91,90	1,2866	0,0138
8	128,80	105,10	1,4714	0,0142
9	159,80	124,80	1,7472	0,0168
10	225,60	169,40	2,3716	0,0176
11	328,40	246,20	3,4468	0,0145
12	501,10	383,40	5,3676	0,0141
13	637,50	490,40	6,8656	0,0144
14	705,70	645,80	9,0412	0,0161
15	1034,00	940,40	13,1656	0,0174
16	1323,00	1189,30	16,6502	0,0173

ab hier gibt es trotz Erhöhung der Dosis keine Verbesserung der Bildqualität mehr

Tabelle 10: Parameter der Scanserie D

### 3.1.5 Vergleich der Scanserien A-D

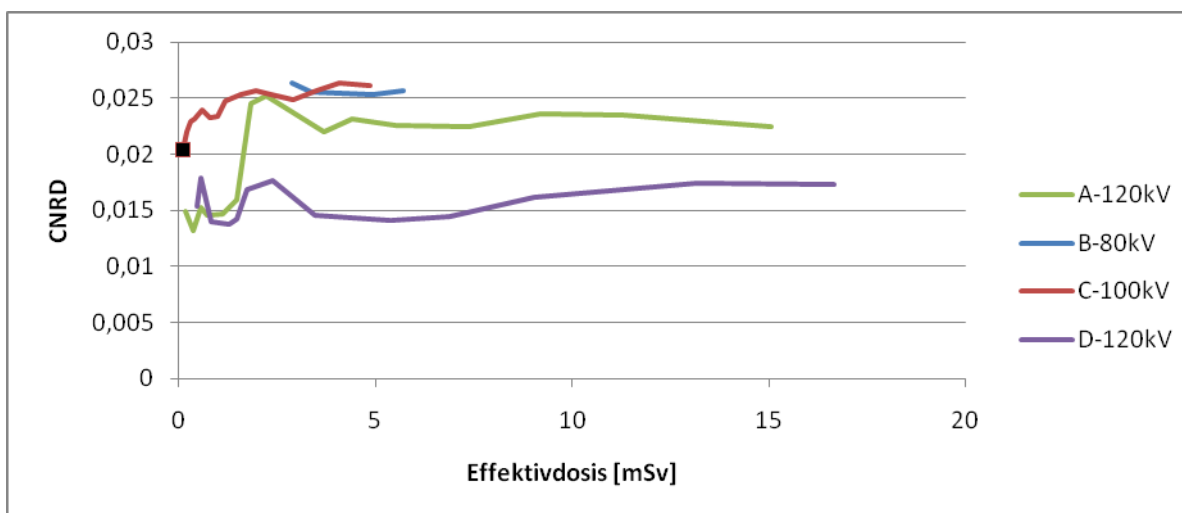


Abbildung 23 CNRD und Effektivdosis bei den Scanserien A-D

Dieses Diagramm zeigt Unterschiede der verschiedenen Scanserien im Bezug auf die hier als Parameter für die Bildqualität fungierende CNRD sowie die Effektivdosis auf.

Scanserie A und D haben beide Röhrenspannungen von 120kV, allerdings hat Scanserie D eine Dosismodulation. Scanserie B hat eine Spannung von 80kV, Scanserie C hat 100kV.

Scanserie C bietet in der niedrigsten Dosiseinstellung mit einer Effektivdosis von 0,098 mSv eine CNRD von 0,0199. Durch 8-fache Erhöhung der Dosis kann die CNRD um 20 % gesteigert werden, was somit für die niedrigste Einstellung spricht.

Diese bildet den Referenzwert für die Vergleiche mit den Scanserien A, B und D.

Scanserie A hat bei einer Effektivdosis von 0,180 mSv eine CNRD von 0,0149 und somit bei einer um fast 30 % schlechteren CNRD eine fast doppelt so hohe Dosis.

Bei Scanserie B sind leider nur wenige Scans mit höheren Dosen durchgeführt worden, die Vergleichbarkeit in dieser niedrigen Dosisregion ist dadurch nicht gegeben.

Scanserie D benötigt für eine 10 % niedrigere CNRD eine Effektivdosis von 0,55 mSv und somit mehr als das 5-fache.

Wie eingangs erwähnt, muss bei Scanserie C für eine 20 % Steigerung der CNRD die Dosis auf das 8-fache gesteigert werden auf 0,778 mSv.

In diesem Bereich benötigt Scanserie A im Vergleich zu Scanserie C die 3-fache Dosis von 2,206, um eine um 5 % höhere CNRD erreichen.

Somit kann zusammenfassend die niedrigste Effektivdosis der Scanserie C als optimalste Scaneinstellung für das Volumen-CT des Thorax bei über 15-Jährigen gesehen werden.

### 3.2 Patientendosis

Die Einteilung der Volumen-CTs des Thorax erfolgt nach Altersgruppen, siehe Tabelle 12.

Ein Großteil dieser Untersuchungen wird mittels Helical-CT durchgeführt, weshalb nur sehr wenige zum Vergleich mit den Phantomdaten passende Patientendaten zur Verfügung stehen.

Bei Neugeborenen bildet der Ultraschall eine zentrale Untersuchungsmethode in diesem Bereich, weshalb in dieser Altersgruppe (0) noch weniger Ergebnisse zu erwarten sind.

Altersgruppe 0	Neugeborene bis 3 Monate
Altersgruppe 1	4 Monate bis 2 Jahre 11 Monate
Altersgruppe 5	3 Jahre bis 7 Jahre 11 Monate
Altersgruppe 10	8 Jahre bis 14 Jahre 11 Monate
Altersgruppe 15	15 Jahre und älter

Tabelle 11: Altersgruppen [vgl. 17 S. 645-656]

#### 3.2.1 Volumen-CT Thorax

Altersgruppe	0	1	5	10	15
Untersuchungszahl	0	2	1	1	2
Alle Untersuchungen	6				
<b>DLP (mGy cm)</b>					
Mittelwert	0	55,10	88,10	81,80	50,55
Wertebereich - min	0	39,70	88,10	81,80	15,70
- max	0	70,50	88,10	81,80	85,40
Standardabweichung	0	21,78	0	0	49,29
<b>Konversionsfaktor</b>	0,0390	0,0260	0,0180	0,0130	0,0140
<b>Effektivdosis (mSv)</b>					
Mittelwert	0	1,43	1,59	1,06	0,71
Wertebereich - min	0	1,03	1,59	1,06	0,22
- max	0	1,83	1,59	1,06	1,20
Standardabweichung	0	0,57	0	0	0,69

Tabelle 12: Wertetabelle für Volumen-CTs des Thorax

Altersgruppe 1 hat einen Effektivdosismaximalwert, der etwas über den Altersgruppen 5, 10 und vor allem 15 liegt, der Minimalwert hingegen ist auf einem ähnlichen Niveau.

Altersgruppe 15 besitzt einen niedrigeren Minimalwert und Durchschnittswert als alle anderen Gruppen, der Maximalwert ist im Bereich der Gruppen 5 und 10.

## 4 Diskussion

### 4.1 Vergleich: Scanserien A-D mit realen Werten

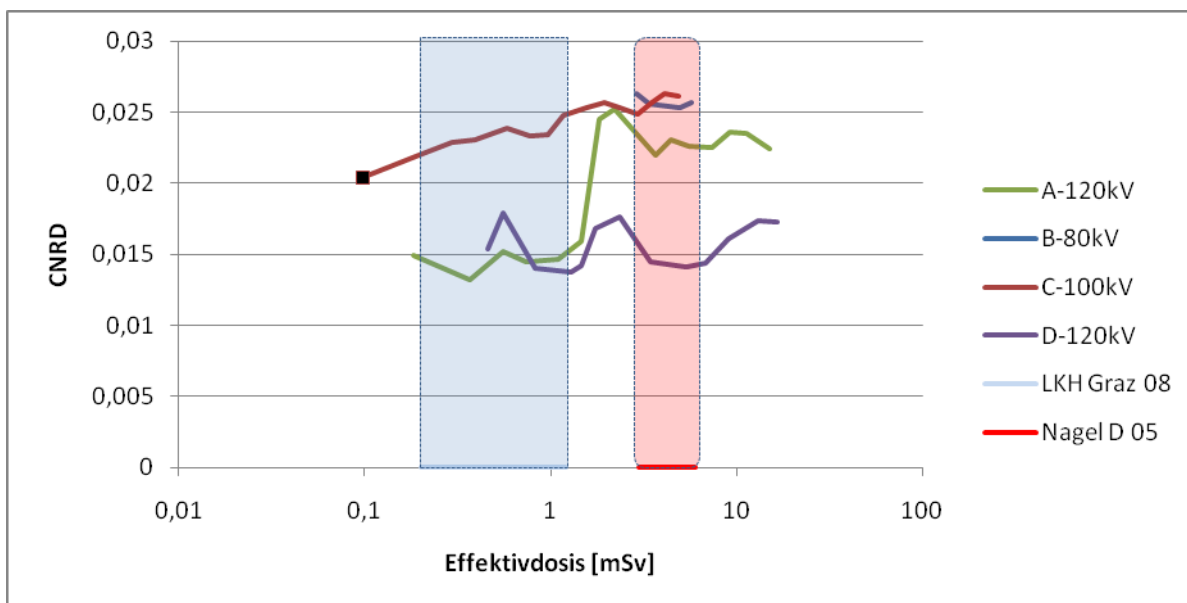


Abbildung 24: CNRD und Effektivdosis bei den Scanserien A-D und Werten aus der Praxis

Für eine bessere Darstellung der relevanten Effektivdosisregion ist die Dosisachse bzw. x-Achse logarithmisch dargestellt. Bei den Werten aus der Realität gibt es keine Parameter bezüglich der CNRD, weshalb transparente, über die gesamte y-Achse reichende Balken den entsprechenden Dosisbereich markieren.

Die in Kapitel 3.2 ausgewerteten anonymisierten CT-Untersuchungen von Patienten der Klinischen Abteilung für Kinderradiologie der Universitätsklinik für Radiologie in Graz aus dem Jahr 2008 ergaben für diesen Vergleich Effektivdosiswerte von 0,2 bis 1,2 mSv. Diese sind im hellblauen Balken zu sehen.

Als Vergleich dient eine in Deutschland erstellte bundesweite Umfrage 2005/2006, die Werte in einem Bereich zwischen 3 und 6 mSv ergab, dabei waren auch viele ältere Geräte in die Berechnung mitaufgenommen worden. [vgl. 21 S. 15] Diese Werte entsprechen dem rot hinterlegten Bereich.

---

Wichtig ist noch zu erwähnen, dass der bei der Berechnung der Phantomuntersuchungen A-D angewandte Kernel FC 14 durch einen neuen Kernel FC 17 abgelöst wurde, welcher die Dosis um die Hälfte reduziert.

Ausgehend von den theoretischen Werten sollte auch in der Realität eine Dosisreduktion versucht werden, weil dabei Einsparungspotential vorhanden sein könnte, welches nicht zu Lasten von diagnostischen Aufnahmen gehen sollte.

## 4.2 Potential zur Dosisreduktion

Anhand des Diagrammes in Abbildung 24 ist ersichtlich, dass die berechneten Werte aus den Phantommessungen mit den Untersuchungswerten der Patienten in der Realität relativ konform gehen.

Die Bereiche, in denen CT-Untersuchungen mit diagnostischen Bildern gelingen, sind nur mehr minimal zu senken, wobei die angewandte Spannung beachtet werden sollte.

In Abbildung 24 ist jene Untersuchung mit einer Röhrenspannung von 100 Kilovolt (kV) im Vergleich zu den Untersuchungsreihen mit 80 und 120 kV im Vorteil, was die Effektivdosis in Relation zur CNRD angeht.

Eine Veränderung der Röhrenspannung (siehe Kapitel 1.5.4.4) bietet mehrere Möglichkeiten. Durch eine erhöhte Röhrenspannung kann die Leistung und die Bildqualität speziell bei größeren Objektdicken verbessert werden. Mit der Spannungserhöhung verbessert sich die CNRD, da das Rauschen dabei stärker abnimmt, als der Kontrast.

Will man die Patientendosis senken, muss bei der Spannungserhöhung ein kleineres mAs-Produkt verwendet werden. [vgl. 4 S. 32-33]

Auch eine erniedrigte Röhrenspannung kann zu einer Dosisreduktion führen, senkt man beispielsweise bei CT-Angiographien die Spannungswerte von 120 kV auf 80 kV, ergibt sich ein Dosisenkungspotential von 50 % [vgl. 22], beim Koronar-CT ergibt sich selbiges Potential schon beim Schritt von 120 kV auf 100 kV. [vgl. 23]

Da die Strahlung mit sinkender Röhrenspannung niedrigere Durchdringungsfähigkeit besitzt, ist eine Spannungssenkung im Hinblick auf die Dosis zu hinterfragen. [vgl. 4 S. 33]

Wie in Kapitel 3.3 erwähnt, wurde der bei der Berechnung der Phantomuntersuchungen angewandte Kernel FC 14 durch den Kernel FC 17 abgelöst, welcher die Dosis um die Hälfte reduziert. Dies zeigt eine weitere Möglichkeit zur Senkung der Dosis auf, welche offensichtlich großes Potential besitzt.

---

Das größte Potential zur Senkung der Dosis liegt in der Dosisadaptation an die Patientengröße. [vgl. 24] [vgl. 25]

Als Faustregel kann bei konstantem Bildrauschen eine Verdoppelung der Dosis bei einem um vier Zentimeter erhöhten Patientendurchmesser genommen werden. Somit ist bei einem Patienten, der einen vier Zentimeter kleineren Körperdurchmesser als der Durchschnitt hat, nur die halbe Dosis notwendig. [vgl. 26 S. 7]

### 4.3 Schlussfolgerung

Die ausgewerteten Daten des Phantoms GP-06, welches einen 16-Jährigen repräsentiert, lassen Rückschlüsse auf die in der Realität gemessenen Untersuchungsdaten zu.

Entscheidend dabei ist das Auslesen der Untersuchungsparameter mit dem Programm Roistats und die Umrechnung der Dosiswerte in Effektivdosen, sodass ein direkter Vergleich mit den Patientendaten in der Realität, die in diesem Fall von der Klinischen Abteilung für Kinderradiologie der Universitätsklinik für Radiologie in Graz in anonymisierter Form zur Verfügung gestellt wurden, möglich ist. Als weitere Vergleichsmöglichkeit boten sich auch einige Ergebnisse aus einer deutschlandweiten Strahlungserhebung bei CTs, die allerdings nicht mehr ganz aktuell war und auch Helical-CTs beinhaltete.

Aus dieser deutschen Strahlungserhebung ging hervor, dass deren Ergebnisse im Bereich des Thorax signifikant niedrigere Strahlendosen ergaben, als jene einer englandweiten Erhebung von CT-Strahlendosen aus dem Jahr 2003. [vgl. 27]

Die aus den Dosiserhebungen meiner Arbeit hervorgebrachten Ergebnisse, die eine Orientierung und Interpretation ermöglichen, zeigen auf, dass die Klinische Abteilung für Kinderradiologie der Universitätsklinik für Radiologie in Graz im internationalen Vergleich alle Richtlinien erfüllt und absolut konkurrenzfähig ist. Auch sieht man im Vergleich mit der deutschen Strahlenerhebung, wie viel sich in einem relativ kurzen Zeitraum von wenigen Jahren in der Dosisreduktion getan hat.

Es deutet vieles darauf hin, dass weiteres Potential zur Dosisreduktion vorhanden ist, dieses muss aber in genauen Evaluierungen jeweils spezifisch für die einzelnen Geräte ermittelt werden.

Die meisten Bereiche, in denen mögliches Einsparungspotential vorhanden ist, wurden in dieser Arbeit behandelt, eine vollständigere Darstellung würde den Rahmen allerdings sprengen und gleichzeitig die Lesbarkeit erschweren.

---

Wichtig ist, Untersuchungen zu hinterfragen und auf eine genaue Adaptation der Kinder, die besonders aufwändig ist, zu achten. Gerade bei diesem erhöhten Aufwand ist das Einsparungspotential besonders hoch, die einzelnen Unterschiede zwischen Kindern und Erwachsenen sind oft frappant und werden in Kapitel 1.6.2 erläutert.

Der hohe Aufwand, welcher zur Optimierung der Dosis bei Kindern betrieben wird, schlägt sich auch in Richtlinien nieder, diese helfen, bessere Parameter und eine optimierte Handhabung anzuwenden, was allen Untersuchungen weltweit zugute kommt.

Dies wiederum kommt dem Wichtigsten Punkt zugute, nämlich der Gesundheit aller Kinder!

## 5 Literaturverzeichnis

- [1]. **Reiser M, Kuhn F P, Debus J.** *Radiologie*. 2. Auflage. Stuttgart : Georg Thieme Verlag KG, 2006.
- [2]. **Gundermann, R B.** *Essential radiology: Clinical Presentation, Pathophysiology, Imaging*. Second Edition. New York : Thieme Medical Publishers, Inc., 2006.
- [3]. **Doessel, O.** *Bildgebende Verfahren in der Medizin: Von der Technik zur medizinischen Anwendung*. Berlin Heidelberg : Springer-Verlag, 2000.
- [4]. **Nagel, H D.** *Strahlenexposition in der Computertomographie*. Hamburg : CTB Publications, 2002.
- [5]. **Gemeinschaftspraxis für Radiologie und Nuklearmedizin Priv. Doz. Dr. Dietz & Kollegen.** [Online] [Zitat vom: 8. Mai 2010.] <http://www.radiologie-idar-oberstein.com/html/computertomographie1.html>.
- [6]. **Grillenberger A, Fritsch E.** *Computertomographie. Eine Einführung in ein modernes bildgebendes Verfahren*. 1. Auflage. Wien : Facultas Universitätsverlag, 2006.
- [7]. **Brüning R, Küttner A, Flohr T.** *Mehrschicht CT. Ein Leitfaden*. Berlin : Springer-Verlag, 2004.
- [8]. **Sorantin, E.** *Kinderradiologie Trainer. Besonderheiten der CT im Kindesalter*. Graz : Klinische Abteilung für Kinderradiologie, Universtitätsklinik für Radiologie im LKH Graz, 2009.
- [9]. **Krebsinformationsdienst.** [Online] Deutsches Krebsforschungszentrum. [Zitat vom: 5. Mai 2010.] <http://www.krebsinformationsdienst.de/themen/untersuchung/computertomographie.php>.
- [10]. **Toshiba-Medical.** [Online] [Zitat vom: 5. Mai 2010.] [http://www.toshiba-medical.de/produkte/ct/n-01-aquilion\\_one.php](http://www.toshiba-medical.de/produkte/ct/n-01-aquilion_one.php).

- 
- [11]. **Kramme, R.** *Medizintechnik. Verfahren – Systeme – Informationsverarbeitung.* 3. Auflage. Berlin : Springer-Verlag, 2006.
- [12]. **Handels, H.** *Medizinische Bildverarbeitung: Bildanalyse, Mustererkennung und Visualisierung für die computergestützte ärztliche Diagnostik und Therapie.* 2. Auflage. Wiesbaden : Vieweg + Teubner, 2009.
- [13]. **Lehmann, T M.** *Handbuch der medizinischen Informatik.* 2. Auflage. München : Carl Hanser Verlag, 2005.
- [14]. **Jackson S A, Thomas R M.** *CT, MRT, Ultraschall auf einen Blick.* München : Elsevier GmbH, 2009.
- [15]. **Gumpert, N.** Doktor Gumpert. [Online] [Zitat vom: 10. Juni 2010.] <http://www.dr-gumpert.de/html/computertomographie.html>.
- [16]. **Tack D, Gevenois P A.** *Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography.* Berlin Heidelberg : Springer-Verlag, 2007.
- [17]. **Thomas KE, Wang BB.** Age-specific effective doses for pediatric MSCT examinations at a large children's hospital using DLP conversion coefficients: a simple estimation method. *Pediatric Radiology.* 2008, 38.
- [18]. **Nagel, H D.** Möglichkeiten und Grenzen von Softwareprogrammen zur CT-Dosisbestimmung. [Online] [Zitat vom: 7. Mai 2010.] <http://ikrweb.uni-muenster.de/aptdir/veranstaltungen/vortraege/Remscheid2009/Nagel%20APT%2013%20CT-Dosis-SW.pdf>.
- [19]. **Speer C P, Gahr M.** *Pädiatrie.* 3. Auflage. Heidelberg : Springer-Verlag, 2009.
- [20]. **Mayatepek, E.** *Lehrbuch Pädiatrie.* München : Elsevier, 2007.
- [21]. **Galanski M, Nagel HD, Stamm G.** *Pädiatrische CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland. Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage 2005/06.* Hannover : Medizinische Hochschule Hannover, 2006.
- [22]. **Schaller S, Niethammer MU, Chen X, Klotz E, Wildberger JE, Flohr T.** Comparison of signal-to-noise and dose values at different tube voltages for protocol optimization in pediatric CT. *Abstract book of the 87th Scientific Assembly and Annual Meeting of the RSNA.* 2001, S. 366.
- [23]. **Alkadhi H, Stolzmann P, Scheffel H, et al.** Radiation dose of cardiac dual-source CT: the effect of tailoring the protocol to patient-specific parameters. *Eur J Radiol.* 2008, 68, S. 385-391.

- 
- [24]. **Donnelly LF, Emery KH, Brody AS et al.** Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single detector helical CT: strategies at a large children's hospital. *AJR*. 2001, 176, S. 303-306.
- [25]. **Frush DP, Soden B, Frush KS, Lowry C.** Improved pediatric multidetector body CT using a size-based color-coded format. *AJR*. 2002, 178, S. 721-726.
- [26]. **Baert AL, Sartor K.** *Multidetector-Row CT of the Thorax*. Berlin Heidelberg : Springer Verlag, 2006.
- [27]. **Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M.** National survey of doses from CT in the UK: 2003. *The British Journal of Radiology*. 2006, 79, S. 968–980.

## 6 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Röntgenröhre schematisch[vgl. 1 S. 22] .....	2
Abbildung 2: Aufbau eines CT-Scanners der 1. Generation[vgl. 3 S. 112] .....	5
Abbildung 3: Aufbau eines CT-Scanners der 2. Generation[vgl. 3 S. 113] .....	6
Abbildung 4: Aufbau eines CT-Scanners der 3. Generation[vgl. 3 S. 114] .....	6
Abbildung 5: Aufbau eines CT-Scanners der 4. Generation[vgl. 3 S. 115] .....	7
Abbildung 6: Prinzip von Gasetektor (links) und Festkörperdetektor (rechts)[vgl. 4 S. 28] ...	8
Abbildung 7: Spiral-CT[vgl. 5] .....	9
Abbildung 8:Overranging – der zusätzliche Datenbereich ist blau [vgl. 8 S. 13] .....	9
Abbildung 9: Overbeaming[vgl. 8 S. 14] .....	10
Abbildung 10: Elektronenstrahl-CT .....	11
Abbildung 11: Roistats Programmfenster .....	31
Abbildung 12: DICOMDIR Verzeichnis .....	32
Abbildung 13: DICOM Eigenschaften .....	32
Abbildung 14: Geöffnete DICOM-Datei .....	32
Abbildung 15: Select ROIs .....	33
Abbildung 16: Phantom GP-06 .....	34
Abbildung 17: Phantomuntersuchung mit angepasster Fensterung und sichtbarer ROI .....	34
Abbildung 18: Markierung der ROIs .....	35
Abbildung 19: CNRD und Effektivdosis bei Scanserie A .....	38
Abbildung 20: CNRD und Effektivdosis bei Scanserie B .....	39
Abbildung 21: CNRD und Effektivdosis bei Scanserie C .....	40
Abbildung 22: CNRD und Effektivdosis bei Scanserie D .....	41
Abbildung 23 CNRD und Effektivdosis bei den Scanserien A-D .....	42
Abbildung 24: CNRD und Effektivdosis bei den Scanserien A-D und Werten aus der Praxis	44

---

## 7 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: HU-Werte von verschiedenen Scanobjekten[vgl. 13 S. 409][vgl. 14 S. 7].....	13
Tabelle 2: Gewebewichtungsfaktoren – nach IRCP91 für jedes Alter und Geschlecht gleich[vgl. 16 S. 55] .....	18
Tabelle 3: Beispielrechengang zur Ermittlung der Effektivdosis[vgl. 4 S. 19].....	20
Tabelle 4: Übersicht zu Effektivdosisberechnungsprogrammen[vgl. 18].....	20
Tabelle 5: Anwendungsbedingte Einflussfaktoren - Dosis, Strahlenexposition, Bildqualität [vgl. 4 S. 38] .....	25
Tabelle 6: Phantomuntersuchungsreihen.....	36
Tabelle 7: Parameter der Scanserie A.....	39
Tabelle 8: Parameter der Scanserie B.....	39
Tabelle 9: Parameter der Scanserie C.....	40
Tabelle 10: Parameter der Scanserie D.....	42
Tabelle 11: Altersgruppen[vgl. 17 S. 645-656].....	43
Tabelle 12: Wertetabelle für Volumen-CTs des Thorax .....	43

## 8 Abkürzungsverzeichnis

bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CEEPUS	Central European Exchange Program for University Studies
cm	Zentimeter
DICOM	Digital Imaging and COmmunications in Medicine
eV	Elektronenvolt
FDA	food and drug administration
g	Gramm
Gy	Gray
J	Joule
k	Kilo
Kap.	Kapitel
KM	Kontrastmittel
m	milli
mAs	Milliamperesekunde
max	maximal
MeV	Megaelektronenvolt
Min	Minute
min	minimal
mm	Millimeter
Nr.	Nummer
ROI(s)	Region(s) of interest
s	Sekunde
S.	Seite
Sv	Sievert
UV	Ultraviolett
V	Volt
vgl.	vergleiche

---

z.B.

zum Beispiel

---

