

**Dosisoptimierung**  
**eines Nadelstruktur - Speicherfoliensystems**  
**durch Einsatz zusätzlicher Kupferfilterung**  
**bei Thoraxaufnahmen im Kindesalter**

Inaugural - Dissertation  
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
des Fachbereichs Medizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Karsten J. Beiderwellen  
aus Osnabrück

Gießen 2010

Aus dem medizinischen Zentrum für Radiologie

Abteilung Kinderradiologie

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. G. Alzen

Universitätsklinikum Gießen und Marburg

Standort Gießen

1. Gutachter: Prof. Dr. G. Alzen

2. Gutachter: Prof. Dr. G. Bachmann

Tag der Disputation: 25.11.2010

## **Meinen Eltern**

## **INHALTSVERZEICHNIS**

TABELLENVERZEICHNIS .....	VII
ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....	X
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS .....	XII
<b>1 EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
1.1 Hintergrund.....	1
1.2 Aktuelle Relevanz.....	3
1.3 Zielsetzung der Studie .....	3
<b>2 PHYSIKALISCHE, TECHNISCHE UND STRAHLENBIOLOGISCHE GRUNDLAGEN .....</b>	<b>4</b>
2.1 Allgemeine Grundlagen der Erzeugung eines Röntgenbildes .....	4
2.1.1 Erzeugung von Röntgenstrahlen .....	4
2.1.2 Schwächung der Röntgenstrahlung im Körper .....	5
2.2 Digitale Radiographie .....	6
2.2.1 Prinzip.....	6
2.2.2 Digitale Lumineszenzradiographie (DLR) .....	7
2.3 Röhrenfilter in der medizinischen Diagnostik.....	9
2.4 Grundlagen der Strahlendosimetrie .....	9
2.5 Biologische Strahlenwirkung.....	11
<b>3 MATERIAL UND METHODE .....</b>	<b>12</b>
3.1 Röntgenarbeitsplatz .....	12
3.2 Expositionsparameter .....	12

3.3	Verwendete Filter .....	13
3.4	Untersuchtes Abbildungssystem.....	14
3.5	Dosismessung .....	15
3.5.1	Auswahl der Dosiseinheiten .....	15
3.5.2	Verwendetes Dosimeter .....	16
3.6	Praktische Umsetzung der Messungen .....	16
3.7	Bestimmung der Bildqualität .....	19
3.8	Auswertung.....	22
3.8.1	Statistische Methoden .....	23
3.9	Untersuchungskollektive .....	25
3.9.1	Herkömmlicher Filter.....	25
3.9.2	Zusätzlicher Kupferfilter.....	25
3.9.3	Altersgruppeninterne Vergleiche .....	25
<b>4</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>30</b>
4.1	Oberflächendosis der unterschiedlichen Filter im Vergleich .....	30
4.1.1	Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld.....	30
4.1.2	Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea.....	40
4.2	Bildqualität der Gruppen mit 0,1 mm und 0,2 mm Kupferfilter im Vergleich .....	45
4.2.1	Belichtung .....	45
4.2.2	Zentrierung / Positionierung .....	50
4.2.3	Einblendung .....	57
4.3	Dosis-beeinflussende Faktoren .....	62
4.3.1	Größe, Gewicht, Body-Mass-Index .....	62
4.3.2	Thoraxdurchmesser .....	63

4.3.3	Einsatz des Streustrahlenrasters .....	64
4.4	Korrelation der Dosisindikatoren .....	66
<b>5</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>67</b>
5.1	Dosisvergleich der untersuchten Filter .....	70
5.2	Resultierende Bildqualität .....	71
5.3	Dosis-beeinflussende Faktoren .....	73
5.4	Schlussfolgerung.....	74
<b>6</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>75</b>
<b>7</b>	<b>SUMMARY .....</b>	<b>76</b>
<b>8</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>77</b>
<b>9</b>	<b>ERKLÄRUNG .....</b>	<b>83</b>
<b>10</b>	<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>84</b>
<b>11</b>	<b>LEBENS LAUF .....</b>	<b>85</b>

**TABELLENVERZEICHNIS**

Tabelle 1:	Bewertungsscore Belichtung [33].....	19
Tabelle 2:	Bewertungsscore Zentrierung / Positionierung [33].....	20
Tabelle 3:	Bewertungsscore Einblendung [33].....	20
Tabelle 4:	Geschlechterverteilung der Altersgruppen CR 0-1 und CRCu 0-1 .....	25
Tabelle 5:	Körperbezogene Daten der Altersgruppen CR 0-1 und CRCu 0-1.....	26
Tabelle 6:	Geschlechterverteilung der Altersgruppen CR 1-5 und CRCu 1-5 .....	26
Tabelle 7:	Körperbezogene Daten der Altersgruppen CR 1-5 und CRCu 1-5.....	27
Tabelle 8:	Geschlechterverteilung der Altersgruppen CR 5-10 und CRCu 5-10 .....	27
Tabelle 9:	Körperbezogene Daten der Altersgruppen CR 5-10 und CRCu 5-10.....	28
Tabelle 10:	Geschlechterverteilung der Altersgruppen CR 10-15 und CRCu 10-15 .....	29
Tabelle 11:	Körperbezogene Daten der Altersgruppen CR 10-15 und CRCu 10-15.....	29
Tabelle 12:	Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 0 - 1 Jahr.....	30
Tabelle 13:	Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 1 - 5 Jahr.....	32
Tabelle 14:	Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 5 - 10 Jahre (ohne Einbeziehung der Patienten am Rasterwandstativ).....	34
Tabelle 15:	Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 10 – 15 Jahre bei beiden Filtern im Vergleich .....	36
Tabelle 16:	Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld bei beiden Filtern im Vergleich .....	38
Tabelle 17:	Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea bei beiden Filtern in der ..	40
Tabelle 18:	Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea bei beiden Filtern in der Altersgruppe 1 - 5 Jahre .....	41
Tabelle 19:	Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea bei beiden Filtern in der Altersgruppe 5 - 10 Jahre .....	42
Tabelle 20:	Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea bei beiden Filtern in der Altersgruppe 10 - 15 Jahre .....	43

Tabelle 21:	Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea bei beiden Filtern im Vergleich.....	44
Tabelle 22:	Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Belichtung“ in der Altersgruppe 0 - 1 Jahr.....	45
Tabelle 23:	Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Belichtung“ in der Altersgruppe 1 - 5 Jahre.....	46
Tabelle 24:	Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Belichtung“ in der Altersgruppe 5 - 10 Jahre.....	46
Tabelle 25:	Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Belichtung“ in der Altersgruppe 10 - 15 Jahre.....	47
Tabelle 26:	Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Belichtung“ der beiden Gesamtkollektive im Vergleich .....	47
Tabelle 27:	Objektivierbarer Belichungsparameter LgM .....	50
Tabelle 28:	Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Zentrierung / Positionierung“ in der Altersgruppe 0 – 1 Jahr .....	51
Tabelle 29:	Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Zentrierung / Positionierung“ in der Altersgruppe 1 - 5 Jahre .....	51
Tabelle 30:	Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Zentrierung / Positionierung“ in der Altersgruppe 5 - 10 Jahre.....	52
Tabelle 31:	Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Zentrierung / Positionierung“ in der Altersgruppe 10 - 15 Jahre.....	53
Tabelle 32:	Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Zentrierung / Positionierung“ der Systeme im Vergleich .....	53
Tabelle 33:	Tendenz der Fehlzentrierung oder –positionierung bei den Kollektiven CR und CRCu.....	54
Tabelle 34:	Bildmittelpunkt bei optimaler Zentrierung (zentral abgebildeter Brustwirbelkörper) innerhalb der jeweiligen Altersgruppen .....	57
Tabelle 35:	Bewertungen im Kriterium „Einblendung“ in der Altersgruppe 0 - 1 Jahr .	57
Tabelle 36:	Bewertungen im Kriterium „Einblendung“ in der Altersgruppe 1 - 5 Jahre	58



## Tabellenverzeichnis

---

Tabelle 37:	Bewertungen im Kriterium „Einblendung“ in der Altersgruppe 5 - 10 Jahre .....	59
Tabelle 38:	Bewertungen im Kriterium „Einblendung“ in der Altersgruppe 10 - 15 Jahre .....	59
Tabelle 39:	Bewertungen im Kriterium „Einblendung“ der Filter der Gesamtkollektive im Vergleich.....	60
Tabelle 40:	Gegenüberstellung der subjektiven Einblendungsnoten mit dem objektivierbaren Parameter „ relative Feldgröße“ .....	61
Tabelle 41:	Aufstellung der relativen Feldgröße für die Noten „4“ und „5“ bei jeweils zu weiter Aufblendung („+“) oder abgeschnittenen Bilddetails („-“) .....	61
Tabelle 42:	Pearson – Korrelation der Faktoren Körpergröße, Gewicht, BMI und der Oberflächendosis im Strahlenfeld im zusammengefassten Kollektiv aus CR 10-15 und CRCu 10-15 .....	63
Tabelle 43:	Pearson – Korrelation des Faktors Thoraxdurchmesser und der Oberflächendosis im Strahlenfeld im zusammengefassten Kollektiv aus CR 10-15 und CRCu 10-15 .....	64
Tabelle 44:	Vergleich der Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld bei Untersuchungen ohne und mit Streustrahlenraster innerhalb des Kollektivs CR 5-10.....	65
Tabelle 45:	Pearson – Korrelation des LgM-Wertes und der Oberflächendosis im Strahlenfeld in den zusammengefassten Kollektiven (CR+CRCu 0-1, CR+CRCu 1-5, CR+CRCu 5-10, CR+CRCu 10-15).....	66

**ABBILDUNGSVERZEICHNIS**

Abbildung 1: Geschätztes Lebenszeitrisiko Strahleninduzierte Tumoren basiert auf Daten japanischer Atombombenüberlebender ..... 2

Abbildung 2: Photostimulierte Lumineszenz bei Speicherfolien ..... 7

Abbildung 3: Auslesen einer Speicherfolie auf Basis des Flying – Spot – Prinzips ..... 8

Abbildung 4: Charakteristische Kurve eines digitalen Detektors im Vergleich mit einem Film-Folien-System ..... 9

Abbildung 5: Säugling bei einer Röntgenthorax-Untersuchung am Thoracomat in Babix-Hülle und hängender Position..... 12

Abbildung 6: Strukturen von Leuchtstoffschichten mit zugeordneter Lichtverteilung für (a) eine pulverförmige und (b) eine nadelförmige Leuchtstoffschicht ..... 14

Abbildung 7: CR-Scanner auf Basis des Zeilenscannerprinzips ..... 15

Abbildung 8: Dosimeter Unfors PSD (Abbildung der Gerätevariante mit 3 Dosimetersonden) Quelle: Hersteller..... 16

Abbildung 9: Bestimmung des Thoraxdurchmessers mit Beckenzirkel..... 17

Abbildung 10: Lage der Dosimetersonde im Nutzstrahlenfeld bei Aufnahmen in posteriorer Projektion ..... 18

Abbildung 11: Berechnung des LgM-Wertes aus dem Histogramm der Rohbilddaten (Quelle: Agfa) ..... 21

Abbildung 12: Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 0 - 1 Jahr..... 30

Abbildung 13: Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 1 - 5 Jahre..... 32

Abbildung 14: Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 5 - 10 Jahre ohne Einbeziehung der Patienten am Rasterwandstativ ..... 34

Abbildung 15: Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 10 - 15 Jahre..... 36

Abbildung 16: Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld der beiden Filter im Vergleich ..... 38

Abbildung 17: Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea der beiden Filter in der Altersgruppe 0 - 1 Jahr ..... 40

Abbildung 18: Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea der beiden Filter in der Altersgruppe 1 - 5 Jahre.....	41
Abbildung 19: Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea der beiden Filter in der Altersgruppe 5 - 10 Jahre.....	42
Abbildung 20: Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea der beiden Filter in der Altersgruppe 10 - 15 Jahre.....	43
Abbildung 21: Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea der beiden Filter im Vergleich .....	44
Abbildung 22: Überblick über die Einzelnotenverteilung der Beurteiler im Kriterium „Belichtung“ beim Gesamtkollektiv CR .....	48
Abbildung 23: Überblick über die Einzelnotenverteilung der Beurteiler im Kriterium „Belichtung“ beim Gesamtkollektiv CRCu.....	49
Abbildung 24: Fehlzentrierte und zu stark eingblendete Aufnahme mit abgeschnittenen Anteilen der rechten Lunge, gleichzeitig zu weite Aufblendung nach caudal..	55
Abbildung 25: Nach caudal mangelhaft eingblendete Aufnahme. ....	55
Abbildung 26: Optimal eingblendete Aufnahme. ....	56
Abbildung 27: Vergleich der Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld bei Untersuchungen ohne und mit Streustrahlenraster innerhalb des Kollektivs CR 5-10 .....	65

**ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS**

A	Ampere
AEC	Automatic Exposure Chambers
Al	Aluminium
ALARA	As low as reasonably achievable
BÄK	Bundesärztekammer
BEIR	Biological Effects of Ionizing Radiation
BMI	Body-Mass-Index
CR	Computed Radiography bzw. Kollektiv mit herkömmlichem Röhrenfilter
CRCu	Kollektiv mit zusätzlichem Kupferfilter
cm	Zentimeter
Cu	Kupfer
DIN	Norm des Deutschen Instituts für Normung
DNA	Desoxyribonukleinsäure
DQE	Digitale Quanteneffizienz
DR	Direct Radiography
EK	Empfindlichkeitsklasse
ESD	Entrance Surface Dose (Oberflächendosis)
FFA	Film-Fokus-Abstand
FFS	Film-Folien-System
Gy	Gray
ICR	Interkostalraum
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IP	Image Plate
LgM	Herstellerspezifischer Expositionsparameter der Fa. Agfa

## Abkürzungsverzeichnis

---

mm	Millimeter
n	Stichprobenumfang
NIP	Needle Image Plate
r	Korrelationskoeffizient nach Pearson
ROI	Region Of Interest
SNR	Signal-to-Noise-Ratio (Signal-Rausch-Verhältnis)
Sv	Sievert
V	Volt

## 1 Einleitung

### 1.1 Hintergrund

Seit ihrer Einführung in den 1980er Jahren haben digitale Radiografieverfahren in der Projektionsradiografie Film-Folien-Systeme nahezu ersetzt. Ihre Vorteile in der Praxis liegen auf der Hand: Schnelle Bildaquisition, platzsparende Archivierung mit Einbindung in ein digitales Netzwerk und der vergleichsweise geringe Unterhaltsaufwand haben viele Radiologen dazu veranlasst vorhandene Film-Folien-Systeme durch eine digitale Lösung zu ersetzen [1, 2]. Anfänglich zeichneten sich digitale Systeme durch eine geringere Dosiseffizienz aus, die o.g. Vorteile wurden demnach mit einer höheren Strahlendosis erkauft [3]. Aus diesem Grund wurden sie zunächst kaum in der pädiatrischen Radiologie eingesetzt. Mit der Entwicklung effizienterer Detektorlösungen, die eine bessere Bildqualität bei gleich bleibender Dosis bzw. eine Dosisreduktion bei gleich bleibender Bildqualität ermöglichten, fanden die neuen Systeme schließlich auch Einzug in die Kinderradiologie.

Das Risiko der Induktion einer Krebserkrankung durch eine Untersuchung mit ionisierender Strahlung kann nur geschätzt werden. Dabei beziehen sich bisher veröffentlichte Risikoschätzungen im Wesentlichen auf populationsbasierte Tumorinzidenzen und Mortalitätsraten von japanischen Atombombenüberlebenden. Vor dem Hintergrund des stochastischen Strahlenschadens wird im Allgemeinen von einer linearen Beziehung zwischen Dosis und Risiko ohne Schwellenwert ausgegangen [4, 5]. In der aktuellsten Risikoschätzung BEIR VII (Biological Effects of Ionizing Radiation) der National Academy of Sciences von 2006 wird bei Erwachsenen von einem Risiko von 1:1000 ausgegangen einen strahleninduzierten, soliden Tumor nach einer Ganzkörperexposition mit 10 mSv zu entwickeln. In einem Kollektiv von 10.000 Exponierten wären demnach 10 strahleninduzierte Tumoren zu erwarten. Gegenüber in dieser Gruppe erwarteten 4200 Tumoren anderer Genese wirkt das strahleninduzierte Risiko allerdings vergleichsweise klein [6-8]. Das Alter bei Strahlenexposition geht bei diesen Betrachtungen allerdings nicht mit in die Berechnungen ein.

Für Kinder besteht bei Strahlenexposition ein wesentlich höheres Lebenszeitrisiko eine Krebserkrankung zu entwickeln, zum einen auf Grund der höheren Mitoserate der Körperzellen mit der damit verbundenen höheren Strahlensensitivität, zum anderen durch die längere Lebenserwartung, die das Erleben einer induzierten Tumorerkrankung wahrscheinlicher macht. In der zuletzt 1990 aktualisierten Risikoschätzung der International Commission on

Radiological Protection (ICRP) ICRP-60, ebenfalls basierend auf Daten der Überlebenden von Hiroshima und Nagasaki, wird von einem exponentiell höheren Risiko bei abnehmenden Alter bei Exposition ausgegangen. Ferner zeigt sich ein Geschlechterunterschied mit einer ausgeprägteren Sensibilität beim weiblichen Geschlecht [9, 10]. Dies ist unter anderem auf die besondere Empfindlichkeit von Mammagewebe zurückzuführen, das neben Gonaden und rotem Knochenmark die höchste Strahlensensibilität aufweist [11, 12].

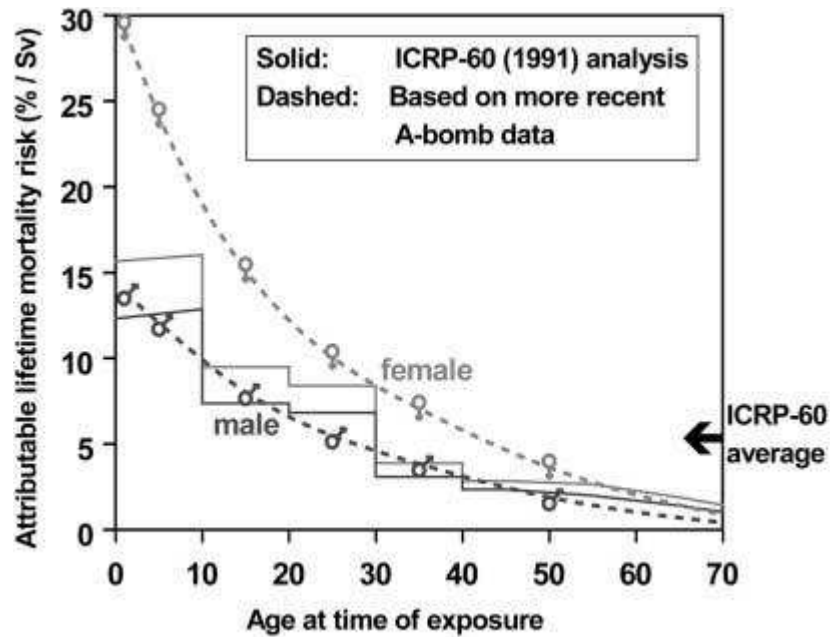


Abbildung 1: Geschätztes Lebenszeitrisiko Strahleninduzierte Tumoren basiert auf Daten japanischer Atombombenüberlebender [9]

Eine konventionelle Thoraxaufnahme im Kindesalter geht mit einer Oberflächendosis von etwa 15 bis 150  $\mu\text{Gy}$  bzw. einer Strahlenbelastung von 15 bis 150  $\mu\text{Sv}$  einher, also weit unter den in der oben aufgeführten Risikoabschätzung 10 mGy (bzw. 10 mSv). Für diesen Dosisbereich gibt es keine konsistenten Daten zum Strahlenrisiko, das Risiko geht im statistischen Rauschen der begrenzten Untersuchungskollektive unter [13, 14]. Da somit im Niedrigdosisbereich keine valide Risikobewertung möglich und kein Dosiswellenwert sinnvoll ist, erscheint es am sinnvollsten Untersuchungen mit ionisierender Strahlung, auch solche mit vergleichsweise geringer Strahlenbelastung, zum einen in der Häufigkeit (durch enge Indikationsstellung), zum anderen in der Dosis pro Untersuchung zu begrenzen.

In den Jahren 1996 bis 2001 machten Röntgenthorax-Untersuchungen mit 16% den drittgrößten Anteil aller durchgeführten Röntgenuntersuchungen aus [15]. Bei insgesamt etwa 24 Mil-

tionen Untersuchungen pro Jahr hätte eine Reduktion der Dosis pro Untersuchung einen großen kumulativen Effekt.

### 1.2 Aktuelle Relevanz

Mit der Einführung eines neuen Speicherfoliensystems in der betrachteten kinderradiologischen Abteilung zeigte sich im Rahmen einer vorangegangenen Studie, dass mit diesem System im Routinebetrieb Aufnahmen erzeugt wurden, die in Dosis und Bildqualität einem Film-Folien-System der Empfindlichkeitsklasse 400 vergleichbar waren [16].

Da in den meisten Abteilungen bei der Einführung eines digitalen Systems keine Veränderungen der Expositionsparameter vorgenommen werden, werden die Stärken und Möglichkeiten eines solchen meist nicht voll genutzt. Viele Autoren empfehlen daher eine über die Herstellerempfehlungen und bisher gebräuchlichen Geräteeinstellungen hinausgehende Optimierung der Expositionsparameter, um das Potenzial des neuen Systems voll ausnutzen zu können. Auf diese Art und Weise ist entweder eine bessere Bildqualität oder eine Dosisreduktion möglich [17-19].

Unter der Hypothese, dass das neuartige Nadelstruktur-Speicherfoliensystem noch weiteren Spielraum zur Dosisreduktion bieten würde [20], wählte man in der vorliegenden Studie die Möglichkeit der Dosisreduktion mittels eines dickeren Kupferfilters.

### 1.3 Zielsetzung der Studie

Ziel der vorliegenden Studie war es mittels eines zusätzlichen Röhrenfilters im Strahlengang die Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld bei möglichst gleich bleibender, diagnostischer Bildqualität zu senken.

Ferner sollten neue Ideen der Dosisreduktion für nachfolgende Studien generiert werden.



## **2 PHYSIKALISCHE, TECHNISCHE UND STRAHLENBIOLOGISCHE GRUNDLAGEN**

### 2.1 Allgemeine Grundlagen der Erzeugung eines Röntgenbildes

#### 2.1.1 Erzeugung von Röntgenstrahlen

Röntgenstrahlung entsteht beim Auftreffen schneller, freier Elektronen auf Materie.

In der medizinischen Diagnostik wird sie mit Röntgenröhren erzeugt. Diese bestehen aus zwei Elektroden in einem evakuierten Glaszylinder, zwischen denen eine Hochspannung anliegt: der Glühkathode, meist in Form eines spiralförmigen Wolframdrahts, die als Elektronenquelle dient, und der Anode, meist als Drehanode aus einer Wolfram-Rhenium-Legierung.

Durch den an der Kathode angelegten Heizstrom wird diese auf etwa 2000° C erhitzt und ein Teil der frei beweglichen Leitungselektronen tritt in das Vakuum der Röhre aus. Diese Elektronen werden entlang der anliegenden Hochspannung beschleunigt und treffen auf der Oberfläche der Anode im Brennfleck auf, wobei sie Röntgenphotonen erzeugen.

Die erzeugte Strahlung teilt sich in Bremsstrahlung und charakteristische Strahlung. Bremsstrahlung entsteht, wenn die beschleunigten Elektronen im Anodenmaterial durch Interaktion mit den elektromagnetischen Feldern der Atomkerne gebremst oder abgelenkt werden, wobei die verlorene Bewegungsenergie in elektromagnetische Strahlung (→Röntgenstrahlung) umgesetzt wird. Die Photonenenergie der entstehenden Röntgenstrahlung ist abhängig vom Grad der Abbremsung des entsprechenden Elektrons; bei Interaktion vieler Elektronen mit dem Anodenmaterial entsteht also eine Röntgenstrahlung gemischter Wellenlängen, das sog. kontinuierliche Bremsstrahlenspektrum.

Charakteristische Röntgenstrahlung entsteht durch Interaktion der schnellen Elektronen mit Hüllelektronen des Anodenmaterials, wenn ein schnelles Elektron ein Hüllelektron aus einer weiter innen liegenden Schale entfernt. Beim Auffüllen der entstandenen Lücke durch Elektronen weiter außen liegender Schalen wird wiederum elektromagnetische Strahlung frei, die entsprechend der Herkunft des auffüllenden Elektrons, eine bestimmte Wellenlänge besitzt. Da jedes Element des Periodensystems individuelle Energieniveaus und damit ein typisches Linienspektrum besitzt, bezeichnet man die entstehende Strahlung auch als charakteristische Röntgenstrahlung.

Bei Erzeugung von Röntgenstrahlung mit einer Röntgenröhre entstehen sowohl Bremsstrahlung als auch charakteristische Strahlung, die sich zum realen Röntgenspektrum überlagern [21].

Der an der Kathode angelegte Röhrenstrom (mA) bestimmt, wie viele Elektronen aus dem Wolframdraht austreten und damit, wie viele Röntgenquanten entstehen. Die Röhrenspannung (kV) bestimmt die maximale Energie, mit der die Elektronen auf der Anode auftreffen und damit die Grenzenergie oder (maximal mögliche) Härte der entstehenden Röntgenstrahlung.

### 2.1.2 Schwächung der Röntgenstrahlung im Körper

Beim Durchtritt von Röntgenstrahlung durch den menschlichen Körper erfährt diese eine Schwächung, die auf Interaktionen der Röntgenquanten mit Hüllelektronen der Atome der durchstrahlten Materie zurückzuführen sind. In der diagnostischen Radiologie, in der die Strahlenenergie 140 keV nicht übersteigt, sind vor allem der Photoeffekt und der Compton-Effekt von Bedeutung.

Der Photoeffekt beruht auf einer Absorption von Röntgenstrahlen. Dabei wird die komplette Energie eines Röntgenphotons auf ein Hüllelektron übertragen, wobei das Photon absorbiert und das Elektron aus seiner Schale freigesetzt wird. Die Wahrscheinlichkeit des Auftretens des Photoeffekts ist sowohl von der Photonenenergie als auch von der Dichte der durchstrahlten Materie abhängig, wobei er am ehesten bei niedriger Photonenenergie (<100 keV) und hoher effektiver Ordnungszahl des durchstrahlten Objekts auftritt. Dabei entscheiden die vier Faktoren Photonenenergie, Ordnungszahl, Dichte und Objektdicke über den Grad der lokalen Abschwächung.

Der Compton-Effekt beschreibt die Interaktion von Röntgenquanten mit den schwächer gebundenen Elektronen der äußeren Schalen, wobei das Elektron aus seiner Schale freigesetzt wird und das Röntgenquant von seiner ursprünglichen Bahn abgelenkt wird und einen Teil seiner Energie verliert. Dieser Effekt tritt vor allem bei Photonenenergien über 100 keV auf und ist dabei aber weitestgehend unabhängig von der Ordnungszahl der Atome.

Für die Röntgendiagnostik haben diese beiden Effekte insofern eine große Bedeutung, als dass nur die Strahlung, die ohne Richtungsänderung (Photoeffekt) aus dem durchstrahlten Objekt austritt, die Primärstrahlung, Bildinformation trägt. Streustrahlung, also Strahlung, die im Verlauf eine Richtungsänderung erfährt, ist nicht bildgebend. Sie verringert den Bildkontrast und ist daher unerwünscht. Der Streustrahlenanteil ist abhängig von Photonenenergie (Strahlenhärte), durchstrahltem Körpervolumen und Feldgröße (bei Feldgrößen über 250cm<sup>2</sup>

steigt er signifikant). Als mögliche Maßnahmen zur Verringerung der Streustrahlung kommen in Frage [22]:

- Einblendung und Kompression = Verringerung des durchstrahlten Volumens
- Vergrößerung des Objekt – Film – Abstands
- Anwendung von Streustrahlenrastern

## 2.2 Digitale Radiographie

### 2.2.1 Prinzip

Im Gegensatz zu (analogen) Film-Folien-Systemen (FFS), bei denen der verwendete Röntgenfilm gleichzeitig Detektor, Betrachtungs- und Speichermedium ist, sind bei digitalen Systemen diese Prozesse getrennt: Nach Detektion der Bildinformation wird diese durch einen Analogdigitalwandler digitalisiert, also nach dem Binärsystem kodiert, wobei die Anzahl der darstellbaren Graustufen von der verwendeten Bittiefe, der Anzahl der aufeinander folgenden bits in einem Binärwort, abhängt. Es gilt dabei, dass sich mit  $n$  bit  $2^n$  unterschiedliche Zahlen ausdrücken lassen. Bei einer 12-bit-Kodierung ergeben sich demnach 4096 darstellbare Graustufen. Im nächsten Schritt durchlaufen die Bildrohdaten die Bildverarbeitung, die einen besonderen Vorteil der digitalen Radiographie darstellt. Dabei werden dem Bild zwar keine neuen Informationen hinzugefügt, allerdings können in den Rohdaten enthaltene Bildanteile hervorgehoben und dem Sehprozess des Betrachters angeglichen werden. Der Bildverarbeitungsprozess umfasst neben anderen Funktionen vor allem Helligkeits- und Kontrastanpassungen, Dynamikkompression, Harmonisierung und Kantenanhebung, meist zusammengefasst in festen Algorithmen [23]. In digitaler, bearbeiteter Form vorliegend kann der Bilddatensatz im Weiteren in einem Speichermedium archiviert, an andere Arbeitsplätze übertragen oder an einer Workstation bzw. als Laserausdruck betrachtet werden.

Gerade weil bei digitalen Radiographieverfahren Prozesse, die bei Film-Folien-Systemen gemeinsam ablaufen, getrennt sind, lässt sich jeder Aspekt der Bildentstehung und -verarbeitung einzeln optimieren.

Als generelle Vorteile digitaler Radiographieverfahren gelten [22]:

- Bildverarbeitung mit Ausschöpfung aller Inhalte
- schnelle Bildübertragung
- verlustfreie Reproduzierbarkeit
- raumsparende Speicherung
- Sofortige Verfügbarkeit von Bildinformationen

Die verschiedenen digitalen Röntgenverfahren unterscheiden sich vor allem in der Art der Strahldetektion, also der Umwandlung von Röntgenstrahlung in eine digitale Bildinformation: Es wird unterschieden in CR-Systeme (Computed Radiography), bei denen die Bildinformation über die Zwischenstufe des sichtbaren Lichts in ein elektrisches Signal umgesetzt wird und DR-Systeme (Direct Radiography), welche Röntgenstrahlung direkt in eine elektrische Ladung umwandeln [1, 24, 25].

### 2.2.2 Digitale Lumineszenzradiographie (DLR)

In der DLR werden statt Röntgenfilmen und Verstärkerfolien sog. Speicherfolien verwendet. Diese Speicherfolien bestehen aus einer Trägerfolie oder -platte mit einer darauf aufgetragenen Schicht aus photostimulierbaren Kristallen, die verschiedene Halogenide (meist Brom-, Chlor- oder Iodverbindungen) enthalten. Innerhalb der Kristalle werden frei bewegliche Elektronen durch Röntgeneinstrahlung auf ein höheres Energieniveau gehoben und können dort, abhängig von der Zusammensetzung der Kristalle, für mehrere Stunden verweilen [1].

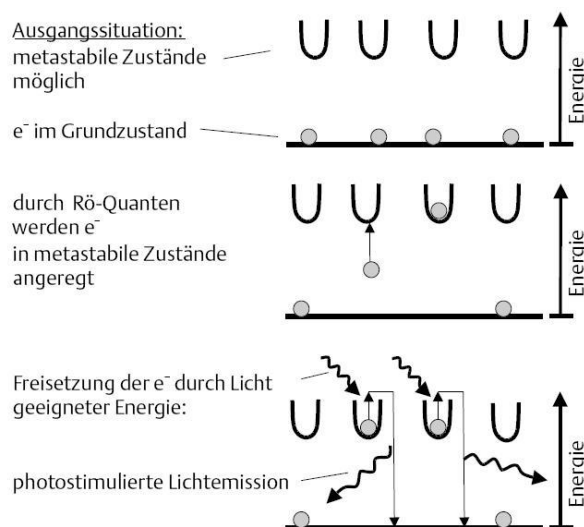


Abbildung 2: Photostimulierte Lumineszenz bei Speicherfolien [25]

Der Auslesevorgang folgt dem Prinzip der photostimulierten Lumineszenz: Im Lesegerät werden die Kristalle mit einem fokussierten Laser angeregt und emittieren einen Betrag an sichtbarem, meist blauem Licht, der proportional zu ihrer Exposition mit Röntgenstrahlung ist. Die meisten Geräte arbeiten nach dem sog. Flying Spot Prinzip, bei dem ein schwenkbarer Spiegel den Laser zeilenweise über die Speicherfolie führt. Ein Photomultiplier, dem ein das Laserlicht blockierender, optischer Filter, vorgeschaltet ist, registriert das emittierte Licht und ordnet seiner Intensität einen Zahlenwert zu. Dieser Zahlenwert wird der aktuellen Position des Lasers auf der Speicherfolie zugeordnet, wodurch jeder Bildpunkt sowohl eine Orts- als auch eine Expositions-kodierung erhält.

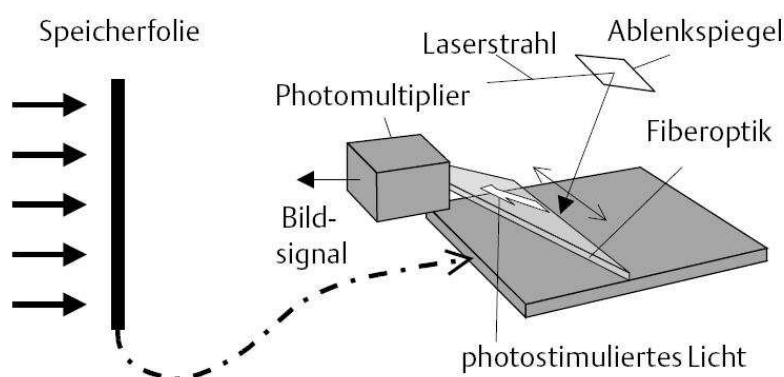


Abbildung 3: Auslesen einer Speicherfolie auf Basis des Flying – Spot – Prinzips [25]

Um die Speicherfolie für die nächste Anwendung zu regenerieren, wird Sie durch intensives Licht eines geeigneten Spektrums dazu angeregt, alle noch gespeicherte und nicht ausgelesene Energie freizusetzen [1, 20, 24, 25].

Die Detektorcharakteristiken von DLR und FFS unterscheiden sich grundlegend. Während Film-Folien-Kombinationen einen sehr engen Dynamikbereich aufweisen, also nur innerhalb enger Dosisgrenzen aussagekräftige, kontrastreiche Bilder liefern, ist dies bei Speicherfolien-systemen fast über den gesamten Dynamikbereich möglich [1].

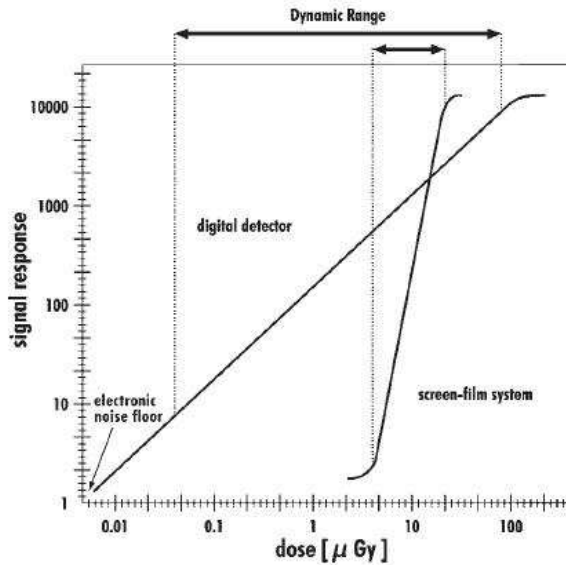


Abbildung 4: Charakteristische Kurve eines digitalen Detektors im Vergleich mit einem Film-Folien-System [1]

### 2.3 Röhrenfilter in der medizinischen Diagnostik

Im Spektrum einer Röntgenröhre entsteht im Sinne des kontinuierlichen Röhrenspektrums auch sehr niederenergetische Strahlung. Diese trägt bei Körperstamm- und Extremitätenaufnahmen zum größten Teil nicht zur Bildentstehung bei, weil sie nicht vermag, das Objekt zu durchdringen. Sie stellt damit eine vermeidbare Strahlenquelle dar.

Um den Anteil der niederenergetischen Strahlung an dem aus der Röhre austretenden Spektrum zu minimieren und eine daraus resultierende Aufhärtung der Strahlung zu erreichen, werden in der medizinischen Diagnostik Röhrenfilter eingesetzt. Sie bestehen aus Metallfolien unterschiedlicher Elemente und Dicke und werden vor dem Austrittsfenster der Röhre positioniert. In der pädiatrischen Diagnostik sind zurzeit Röhrenfilter von 1 mm Aluminium und zusätzlich mindestens 0,1 mm Kupfer vorgeschrieben [26, 27].

### 2.4 Grundlagen der Strahlendosimetrie

Um Strahlenexposition quantifizieren zu können, wurden verschiedenste Dosisbegriffe eingeführt, die, bezogen auf die unterschiedlichen Arbeitsbereiche, jeweils eine spezifische Aussagekraft besitzen. In Röntgendiagnostik und Strahlenschutz gebräuchliche Größen sind vor allem die Energiedosis und die Äquivalentdosis.

Die *Energiedosis* stellt eine dosimetrische Basisgröße dar, von der sich zahlreiche andere Dosisgrößen ableiten. Sie entspricht der auf die bestrahlte Masse bezogenen absorbierten Strah-

lenenergie und wird in der Einheit  $J \cdot kg^{-1}$  oder Gray (Gy) angegeben. Wichtig ist, dass die Energiedosis alleine keine Aussage über die gesamte absorbierte Strahlenmenge machen kann, wenn das bestrahlte Gesamtvolumen unbekannt ist [22].

Im Bereich des Strahlenschutzes wird vor allem der Begriff der *Äquivalentdosis* benutzt, der der Tatsache Rechnung trägt, dass verschiedene Strahlungsarten bei gleicher Energiedosis eine unterschiedlich starke Wirkung im Gewebe aufweisen. Die Äquivalentdosis  $H$  setzt sich zusammen aus der Energiedosis  $D$  multipliziert mit einem dimensionslosen Bewertungsfaktor  $q$  und wird angegeben in der Einheit  $J \cdot kg^{-1}$  oder Sievert (Sv). Während  $q$  bei dicht ionisierender Strahlung (hoher linearer Energietransfer) hoch ist (z.B.  $q = 20$  bei  $\alpha$ -Teilchen), entspricht er bei locker ionisierender Strahlung (Photonenstrahlung) dem Wert eins. Aus dieser Gegebenheit heraus ist bei der in der Röntgendiagnostik verwendeten Photonenstrahlung die Äquivalentdosis, bezogen auf den Zahlenwert, gleich der Energiedosis, d.h. je nach Kontext kann die Dosis in Gray oder in Sievert angegeben werden [28, 29].

Anstatt die applizierte Dosis auf den gesamten Körper zu beziehen, lassen sich auch einzelne *Organdosen* bestimmen. Die Organ-Äquivalentdosis  $H_T$  ist definiert als das Produkt der über das Organ gemittelten Energiedosis  $D_T$  (T für *tissue*: engl. Gewebe) der jeweils bestrahlten Körperpartie und einem dimensionslosen Strahlungs-Wichtungsfaktor  $w_R$  (R für *radiation*: engl. Strahlung).

$$H_T = w_R \cdot D_T$$

Als Größe für das mit der Strahlenexposition verbundene stochastische Risiko bei Teilkörperexposition wurde 1977 durch die ICRP (International Commission on Radiological Protection) der Begriff der *Effektiven Dosis*  $E$  eingeführt. Diese lässt sich nicht direkt messen, sie wird aus den Einzeldosen errechnet. Sie ist definiert als die Summe der mit den zugehörigen Gewebe-Wichtungsfaktoren  $w_T$  multiplizierten Organ-Äquivalentdosen  $H_T$  relevanter Organe. Der Wichtungsfaktor  $w_T$  bildet dabei die individuelle Strahlensensibilität des betrachteten Gewebes dar[30].

$$E = \sum_T w_T H_T$$

## 2.5 Biologische Strahlenwirkung

Die biologische Wirkung ionisierender Strahlung lässt sich einteilen in deterministische und stochastische Strahlenwirkungen.

*Deterministische Strahlenwirkungen* sind solche, die ab einer für das bestrahlte Gewebe spezifischen Dosischwelle regelmäßig auftreten. Unterhalb der jeweiligen Schwellendosis tritt diese Wirkung gewöhnlich nicht ein [31]. Zu deterministischen Strahlenwirkungen gehören u.a. die Strahlenkatarakt und das Strahlenerythem. Die applizierten Dosen bei projektionsradiographischen Untersuchungen reichen aber im Allgemeinen nicht aus, um deterministische Strahlenwirkungen auszulösen.

*Stochastische Strahlenwirkungen* beruhen auf nicht letalen Schädigungen der DNA einzelner Zellen, die zu einer malignen Transformation der Zelle oder einer Keimbahnmutation führen können. Da auch bei geringsten Dosen die Möglichkeit einer Schädigung der DNA durch ionisierende Strahlung möglich ist, wird angenommen, dass für stochastische Strahlenwirkungen keine Schwellendosis besteht [29].



### 3 MATERIAL UND METHODE

#### 3.1 Röntgenarbeitsplatz

Die Messreihen wurden in der Abteilung Kinderradiologie des Universitätsklinikums Gießen-Marburg, Standort Gießen durchgeführt. Das für Thoraxaufnahmen verwendete Röntgensystem besteht aus einem Optimus 50 Hochspannungsgenerator und einer RO 17 50 Röhre, die sich auf zwei Arbeitsplätze schwenken lässt, den Thoracomat TWS und das Rasterwandstativ Bucky Diagnost VE (alle Philips, Hamburg, Deutschland). Der Thoracomat stellt eine pädiatrische Besonderheit dar und ermöglicht ap/pa Aufnahmen von Kleinkindern und Babix-Aufnahmen in hängender Position. Das Rasterwandstativ verfügt über ein Streustrahlenraster mit  $36 \text{ L}\cdot\text{cm}^{-1}$  bei einem Schachtverhältnis von  $r = 8$ . Das komplette Röntgensystem wird über das Bedienpult Optimus (Philips, Hamburg, Deutschland) gesteuert, das eine Auswahl der Dosismesskammern und Einstellungen von Belichtungsautomatik, Röhrenspannung, mAs-Produkt, Brennfleckgröße sowie Belichtungszeit erlaubt.



**Abbildung 5:** Säugling bei einer Röntgenthorax-Untersuchung am Thoracomat in Babix-Hülle und hängender Position

#### 3.2 Expositionsparameter

Üblicherweise werden Thoraxaufnahmen mit Hilfe von Belichtungsautomatiken angefertigt, die eine optimale Exposition ermöglichen. Bei dem verwendeten Rasterwandstativ befinden sich die dafür notwendigen Dosismesskammern vor der Filmkassette, beim Thoracomat aller-

dings dahinter. Bei Verwendung von Film-Folien-Kombinationen ergibt sich aus diesem Umstand kein Problem, allerdings stellt sich die Verwendung der Belichtungsautomatik am Thoracomat bei Speicherfolienkassetten schwierig dar, da die Leuchtstoffschicht auf eine mehrere Millimeter dicke Metall-Trägerplatte aufgebracht ist. Als Folge sinkt die messbare Dosis hinter der Kassette unter  $1,25 \mu\text{Gy}$  (die Bildempfängerdosis entsprechend einer EK 800) und macht eine Verwendung der Belichtungsautomatik unmöglich.

Da nur wenige radiologische Zentren über eine kinderradiologische Abteilung oder ein spezielles Thoraxstativ für Kinder verfügen, werden bei Thoraxaufnahmen an Kindern oft feste Einstellungen nach Größe, Gewicht oder Alter verwendet. Aus gegebenem Grund wurde auch in der betrachteten Abteilung wieder auf die Benutzung fester Expositionswerte umgestellt. Die in der Kinderradiologischen Abteilung verwendete Tabelle basiert dabei auf dem Alter und den jeweiligen Durchschnittswerten des vorher benutzten Film-Folien-Systems der Empfindlichkeitsklasse 400, mit einem nach unten korrigierten mAs-Produkt und leicht erhöhter Röhrenspannung. Diese Standartwerte wurden im Bedienpult der Röntgenanlage nach Altersgruppen hinterlegt und bei allen Kindern, die am Thoracomat untersucht wurden, verwendet.

Die Geräteeinstellungen in der Übersicht:

**0 - 1 Jahr:** 66 kV, 2,5 mAs, 9,7 ms

**1 - 5 Jahre:** 66 kV, 2,5 mAs, 9,7 ms

**5 - 10 Jahre:** 73 kV, 1,6 mAs, 6,87 ms

Nach den Leitlinien der BÄK [27] fand ab einem dorso-ventralen Thoraxdurchmesser von über 15 cm die Untersuchung in p.a.-Projektion und Hartstrahltechnik am Rasterwandstativ mit Belichtungsautomatik statt

### 3.3 Verwendete Filter

Die Röhre besitzt eine über ein Drehrad einstellbare variable Vorfilterung. Einstellbar sind:

- ohne Filter (Qualitätskontrolle)
- 1 mm Al
- 1 mm Al + 0,1 mm Cu
- 1 mm Al + 0,2 mm Cu
- 2 mm Al

Beim Filter von 1mm Al + 0,1mm Cu handelt es sich um den konventionellen, in der Kinder-radiologie verwandten Röhrenfilter, im Weiteren nur „herkömmlicher Röhrenfilter“ genannt.

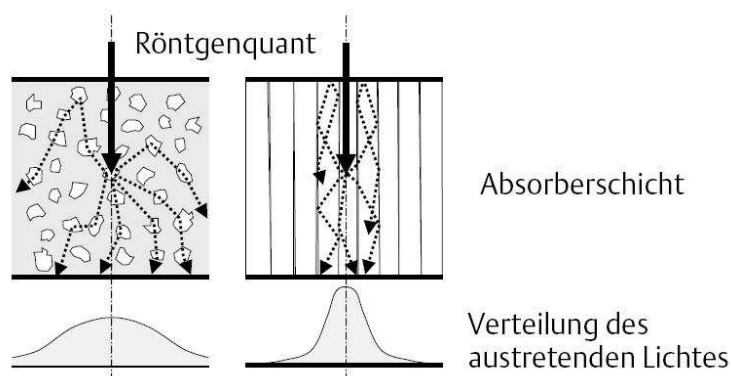
Beim Filter von 1mm Al + 0,2mm Cu handelt es sich um den dickeren Filter, im Weiteren nur „zusätzlicher Kupferfilter“ genannt.

### 3.4 Untersuchtes Abbildungssystem

Als Abbildungssystem dient das Speicherfoliensystem DX-S (Agfa, Mortsel, Belgien). In Verbindung mit diesem Digitizer wurden CR HD 5.0 Kassetten der Größe 24x30cm und 35x43cm verwendet. Die Weiterverarbeitung erfolgte mit der Software NX. Um eine standardisierte Ausgabe der Bilder zu gewährleisten und ROC-Einflüsse durch Monitorbefundung ausschließen zu können, wurden die produzierten Bilder als Hardcopies über den Drucker Drystar 5500 auf dem Film Drystar DT 2 B in den Formaten 10x12' und 14x17' ausgedruckt. Alle genannten Materialien und Geräte stammen von der Firma Agfa, Mortsel, Belgien.

Besonderheiten des Systems gegenüber üblichen Speicherfoliensystemen finden sich im Bereich der Leuchtstoffschicht und des Detektors. Die Leuchtstoff- oder Absorberschicht besteht nicht, wie üblich, aus einer homogenen Trägerschicht mit eingebrachten Leuchtstoffkristallen, sondern aus einer Schicht senkrecht zur Unterlage angeordneter, nadelförmiger Kristalle; man spricht in diesem Fall von einer needle image plate (NIP).

Durch diese Struktur ergibt sich eine Verbesserung des Auflösungsvermögens, da Verwischeffekte durch Streuung sowohl der Röntgenstrahlung als auch des sichtbaren Lichts innerhalb der Leuchtstoffschicht stark reduziert werden (siehe Abbildung 6).



**Abbildung 6:** Strukturen von Leuchtstoffschichten mit zugeordneter Lichtverteilung für (a) eine pulverförmige und (b) eine nadelförmige Leuchtstoffschicht [25]

Der Detektor arbeitet nicht nach dem Flying-Spot-Prinzip herkömmlicher CR-Systeme, sondern mit einem Zeilenscannersystem, bei dem nicht ein einzelner Laser über einen Spiegel umgelenkt wird, sondern durch nebeneinander angeordnete Laser-Dioden eine gesamte Zeile auf einmal angeregt und ausgelesen werden kann (siehe Abbildung 7). Durch das parallele Auslesen der Bildpunkte einer Zeile ergibt sich ein schnelleres Abtasten der Speicherfolie bei längerem Verweilen des Detektors über dem gerade ausgelesenen Punkt, was bedeutet, dass bei gleichzeitig kürzerer Auslesezeit Unschärfeartefakte minimiert werden.

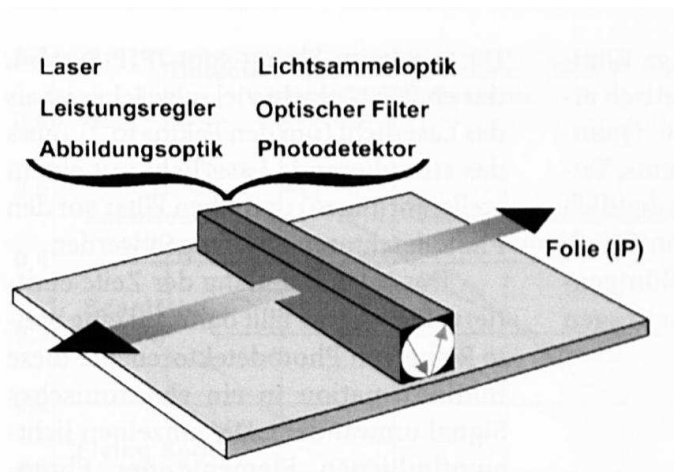


Abbildung 7: CR-Scanner auf Basis des Zeilenscannerprinzips [20]

Durch die Kombination von Nadelstruktur-Leuchtstoffschicht und Zeilenscanner ergibt sich im Vergleich zu herkömmlichen CR-Geräten eine bessere Bildqualität bei gleicher Dosis oder, wie in der Kinderradiologie gewünscht, eine geringere Dosis bei gleich bleibender Bildqualität.

### 3.5 Dosismessung

#### 3.5.1 Auswahl der Dosiseinheiten

Wie erst in der neuesten Fassung vom 23.11.2007 der Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik [27] gefordert, wurde bei jeder Röntgenuntersuchung sowohl das Dosisflächenprodukt als auch der Hersteller-spezifische Expositionsfaktor LgM zur Qualitätssicherung dokumentiert.

Als für die Studie primär zu betrachtende Dosiseinheit wurde allerdings die Oberflächendosis (engl. entrance surface dose bzw. ESD) gewählt, die mit dem verwendeten Dosimeter im  $\mu\text{Gy}$ -Bereich messbar und, im Gegensatz zum DFP, unabhängig von der jeweiligen Feldgröße

ist. Dies bedeutet, dass nur die applizierte Dosis an einem Punkt innerhalb des Feldes gemessen wird, was vor allem im Hinblick auf die Vergleichbarkeit der Dosen innerhalb der Altersgruppen von großer Bedeutung ist, da z.B. in der Altersgruppe von 1-5 Jahren die Körper- und damit auch die Feldgrößen stark variieren.

### 3.5.2 Verwendetes Dosimeter

Zum Erfassen der ESD wurde das Halbleiterdosimeter PSD (Unfors, Billdal, Schweden) verwendet, welches mit zwei Sonden gleichzeitig an unterschiedlichen Orten die entsprechende ESD erfassen kann.



**Abbildung 8: Dosimeter Unfors PSD (Abbildung der Gerätevariante mit 3 Dosimetersonden) Quelle: Hersteller**

Die untere Detektionsschwelle des Geräts beträgt  $1 \mu\text{Gy}$  bei einem Standardmessfehler von 6% (bei 90 kV), die Energiabhängigkeit im diagnostischen kV-Bereich von 60-120 kV  $\pm 10\%$  des Messwerts.

## 3.6 Praktische Umsetzung der Messungen

Die Erhebung der Daten fand im Routinebetrieb der kinderradiologischen Abteilung statt.

Die Messungen erfolgten im Zeitraum von Januar bis Oktober 2006 für das Kollektiv mit herkömmlichem Röhrenfilter und überlappend von August 2006 bis Juni 2007 für das Kollektiv mit verstärktem Kupferfilter.

Einschlusskriterien für Teilnahme an der Studie waren:

- Alter von 0 – 15 Jahren
- medizinisch indizierte Röntgenthoraxaufnahme in Standardprojektion
- schriftliche Einverständniserklärung eines Erziehungsberechtigten zur Studienteilnahme
- Körpergröße und –gewicht innerhalb der 3% - 97% Altersperzentilen [32]

Ausschlusskriterien für Teilnahme an der Studie waren:

- Abwesenheit oder fehlende Einwilligung seitens des Erziehungsberechtigten
- Sonderaufnahme mit abweichenden Parametern oder Fragestellungs-abhängiger erweiterter Aufblendung (Betaaufnahme, Schrittmacherkontrolle)
- unkooperatives Kind
- Körpergröße und/oder –gewicht außerhalb der 3% - 97% Altersperzentilen [32]



**Abbildung 9: Bestimmung des Thoraxdurchmessers mit Beckenzirkel**

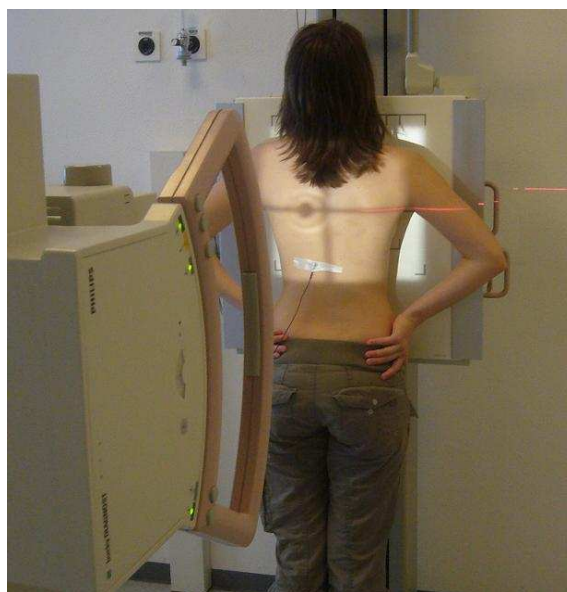
Vor der Messung wurden Körpergröße, Gewicht und dorso-ventraler Thoraxdurchmesser erfasst. Die Größe wurde dabei mit einem an der Wand befestigten Maßband gemessen, das Wiegen erfolgte mit einer herkömmlichen Personenwaage. Säuglinge wurden jeweils in der pädiatrischen Ambulanz mit einer Säuglingswaage gewogen und einem Säuglingsmaßband vermessen. Der dorso-ventrale Thoraxdurchmesser wurde mit einem Beckenzirkel nach Mar-

tin (Aesculap Instrumente, Tuttlingen, Deutschland) zwischen Wirbelsäule und dem ventralsten Punkt des Sternums bei maximaler Inspiration erfasst (s. Abb. 9).

Aufgrund des Thoraxdurchmessers fand weiterhin die Auswahl des Röntgenarbeitsplatzes statt: Bei einem Thoraxdurchmesser von unter 15 cm fand die Untersuchung am Thoracomat, also ohne Streustrahlenraster, statt, bei einem Thoraxdurchmesser über 15cm erfolgte die Untersuchung in Hartstrahltechnik am Rasterwandstativ.

Nach Aufnahme der Daten wurde der Patient am entsprechenden Arbeitsplatz durch die/den MTRA eingestellt. Dann erfolgte das Anbringen der Dosimetersonden am Patienten mit Leukosilk® (BSN medical, Hamburg, Deutschland), wobei die erste Sonde an einer definierten Position im Strahlenfeld und die zweite Sonde außerhalb des Feldes ventral der Gl. thyroidea angebracht wurde.

Die Dosimetersonde im Strahlenfeld wurde bei Aufnahmen in ap-Projektionen jeweils auf das Epigastrium unterhalb des Proc. xiphoideus geklebt, bei Aufnahmen in pa-Projektion wurde sie am unteren Rand des Strahlenfeldes in der Medianlinie des Rückens angebracht. Sie kam dabei jeweils unterhalb der Lungengrenzen und damit außerhalb diagnoserelevanter Strukturen zur Abbildung. Die zweite Dosimetersonde im Thyroideabereich wurde ebenfalls so platziert, dass sie diagnosewichtige Strukturen, z.B. Trachea oder Lunge nicht überdeckte. Sie sollte dabei möglichst (wie die Gl. thyroidea) außerhalb des direkten Nutzstrahlenfeldes liegen.



**Abbildung 10:** Lage der Dosimetersonde im Nutzstrahlenfeld bei Aufnahmen in posterior-anteriorer Projektion

### 3.7 Bestimmung der Bildqualität

Da eine Dosisreduktion nur dann sinnvoll ist, wenn die entsprechenden Bilder eine unverminderte, Diagnose-sichere Bildqualität aufweisen, wurde diese im Verlauf der Studie anhand von subjektiven und objektiven Parametern bestimmt, wobei am Ende jedem subjektiven (Score-) Wert ein objektivierbarer Messwert gegenüber gestellt werden sollte.

Die *subjektive Beurteilung* erfolgte anhand eines modifizierten Bewertungsscores für die Bildqualität von Röntgenthorax-Aufnahmen [33] durch 3 erfahrene Betrachter, davon 2 Fachärzte für Radiologie mit der Zusatzbezeichnung Kinderradiologie und eine Fachärztin für Radiologie in der Weiterbildung für die entsprechende Zusatzbezeichnung, die unabhängig voneinander jedes Bild dreimal im Hinblick auf Belichtung und Zentrierung/Positionierung beurteilten. Auf diese Art erhielt jede Aufnahme in den beiden betrachteten Kriterien 9 Bewertungen, um Inter- und Intraobservervariabilität bei dieser subjektiven Beurteilung zu berücksichtigen und zu begrenzen. Die einzelnen Bewertungen fanden in einem Abstand von mindestens einem und höchstens vier Tagen statt.

Die Betrachtung der Aufnahmen erfolgte an Hardcopies am Alternator, wobei die Abfolge der Bilder einmalig durch einen Zufallsgenerator bestimmt wurde, um Aufnahmen mit herkömmlichem und verstärktem Filter zu randomisieren. Anhand der auf den Hardcopies verbliebenen Daten war es den Betrachtern nicht möglich auf den bei der Aufnahme verwendeten Röhrenfilter zu schließen.

Das im Hinblick auf die applizierte Dosis wichtigste Kriterium stellt die *Belichtung* der Röntgenaufnahme dar. In diesem Kriterium konnten die Betrachter nach dem Schema in Tabelle 1 die Schulnoten „1“ bis „5“ und zusätzlich (anders als in der Publikation von Alt et al. beschrieben) ein „+“ oder „-“ für über- bzw. unterexponierte Bilder verleihen.

Belichtung	
1	optimal exponiert: einwandfreie Beurteilbarkeit
2	geringfügig unter- oder überexponiert: noch uneingeschränkte Beurteilbarkeit
3	mäßig unter- oder überexponiert: mögliche Einschränkung der Beurteilbarkeit
4	deutlich unter- oder überexponiert: Diagnosewichtige Strukturen sind kaum bzw. nur noch mithilfe einer Irisleuchte erkennbar.
5	extrem unter- oder überexponiert: Diagnosewichtige Strukturen sind nicht mehr erkennbar.

**Tabelle 1: Bewertungsscore Belichtung [33]**



Im Kriterium der *Zentrierung/Positionierung* galt es ebenfalls die Schulnoten von 1 bis 5 zu verteilen (siehe Tabelle 2), wobei bei der Note 4 ebenfalls anzugeben war, ob erhebliche Bereiche unnötig mitexponiert waren („+“) oder bildrelevante Strukturen abgeschnitten waren („-“).

<i>Zentrierung/Positionierung</i>	
1	optimal zentriert und optimal positioniert: Die zu untersuchende Region ist adäquat dargestellt.
2	geringfügig dezentriert: aber korrekt positioniert
3	mäßig dezentriert oder leicht fehlpositioniert
4	deutlich dezentriert oder deutlich fehlpositioniert: bildwichtige Strukturen teilweise abgeschnitten oder überlagert oder erhebliche Bereiche unnötig mitexponiert; Diagnose noch möglich
5	extrem dezentriert oder extrem fehlpositioniert: Bild- und/oder diagnosewichtige Strukturen sind abgeschnitten oder überlagert; Diagnose nicht mehr möglich

**Tabelle 2: Bewertungsscore Zentrierung / Positionierung [33]**

Da die Bewertung der *Einblendung* der Aufnahmen nicht direkt subjektiv, sondern anhand klarer Kriterien (siehe Tabelle 3) und abgebildeter Strukturen [26] möglich ist, wurde diese von zwei Doktoranden in der Kinderradiologie im Konsens einmalig durchgeführt. Die Leitlinien der BÄK setzen dabei die Abbildung der gesamten Lunge und der Recc. costodiaphragmatics voraus, kombiniert mit den angrenzenden Strukturen des knöchernen Thorax.

Hier wurde ebenfalls bei solchen Aufnahmen, die nicht optimal eingebildet waren, zusätzlich ein „+“ für zu weit aufgeblendete und ein „-“ für zu weit eingebildete Aufnahmen vergeben.

<i>Einblendung</i>	
1	optimal eingebildet: Die zu untersuchende Region ist maximal eingegrenzt.
2	geringfügig zu weit aufgeblendet
3	mäßig zu weit aufgeblendet und/oder überwiegend nicht körperrelevant
4	deutlich zu weit aufgeblendet und/oder überwiegend körperrelevant oder etwas zu stark eingebildet: bildwichtige Strukturen sind abgeschnitten.
5	gar nicht eingebildet: kein Einblendungssaum sichtbar <sup>1</sup> oder viel zu stark eingebildet: Diagnosewichtige Strukturen sind abgeschnitten.

**Tabelle 3: Bewertungsscore Einblendung [33]**

Für die **objektive Beurteilung** wurden als Expositions-abhängige Faktoren der herstellerspezifische Expositionswert  $LgM$  sowie die  $ROI$  (region of interest), als Maß für die korrekte Zentrierung/Positionierung das Bildzentrum im Bezug auf die Wirbelkörper und als Parameter für die Einblendung die relative Größe des Strahlenfeldes bestimmt.

Der  $LgM$ -Wert stellt den nach DIN 6868-58 vorgeschriebenen, herstellerspezifischen Expositionsparameter dar, der auf jedem Bild angegeben werden muss und unter gleichen Aufnahmebedingungen mit der applizierten Dosis korrelieren soll. Dieser Wert errechnet sich aus dem Histogramm der Bildrohdaten. In diesem Histogramm der Häufigkeiten der einzelnen Pixelwerte werden zuerst die nicht patientenbezogenen Vordergrund- (Pixel außerhalb des belichteten Bereichs) und Hintergrundpixelwerte (Direktstrahlung) abgeschnitten und die Marken  $lg0$  und  $lg1$  als Grenzen des patientenbezogenen Histogrammanteils gesetzt. Der  $LgM$ -Wert entspricht dann dem Median des Pixelanteils zwischen  $lg0$  und  $lg1$  und stellt idealerweise den Logarithmus der applizierten Dosis dar [Abb. 11].

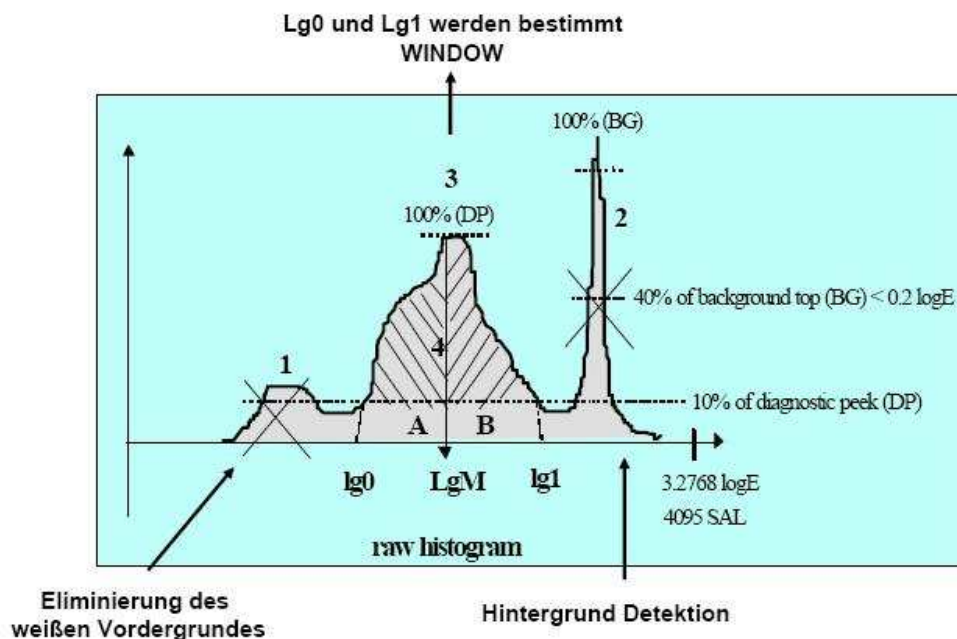


Abbildung 11: Berechnung des  $LgM$ -Wertes aus dem Histogramm der Rohbilddaten (Quelle: Agfa)

Die  $ROI$  wurde an einem Monitorarbeitsplatz der kinderradiologischen Abteilung mit dem Befundungsprogramm MD Jade 2 (Medos AG, Langenselbold, Deutschland) bestimmt und stellt den durchschnittlichen Pixelwert (Grauwert) in einem definierten Areal des Bildes dar. Der Wert wurde an vier mindestens  $1,25 \text{ cm}^2$  großen Arealen jedes Bildes, soweit möglich,

bestimmt und dann als arithmetisches Mittel der vier Messwerte angegeben. Die vier Messpunkte waren dabei konstant im ersten und zweiten dorsalen ICR paravertebral beidseits.

Der Bildmittelpunkt, als Maß für die korrekte Zentrierung der Aufnahme, wurde, wie oben erwähnt, mit dem *zentralen Wirbelkörper* angegeben. Falls der Bildmittelpunkt im Bereich einer Bandscheibe lag, wurde der dem Bildmittelpunkt näher liegende Wirbelkörper angegeben.

Als Maß für die korrekte Einblendung wurde die *relative Feldgröße* bestimmt. Um diese zu erlangen, stellten zwei Doktoranden die absolute Größe des Strahlenfeldes in cm<sup>2</sup> auf der Hardcopy fest. Dann bestimmten sie nach den Leitlinien der BÄK [26, 27] die Größe des bestmöglich eingblendeten Bildes, das die Lunge einschließlich der Recc. costodiaphragmatices und den angrenzenden knöchernen Thorax enthielt. Da nach der Konstanzprüfung das Lichtvisier gegenüber dem realen Strahlenfeld eine Abweichung von bis zu 1% des Film-Fokus-Abstandes aufweisen darf, wurde (bei einem konstanten FFA von 150 cm) bei den Aufnahmen von den Doktoranden an allen Seiten des Bildes 1,5 cm addiert. Daraufhin wurde die Fläche des bestmöglich eingblendeten Bildes mit dem allseitigen Sicherheitsrand von 1,5 cm bestimmt und als optimale Feldgröße bezeichnet. Die relative Feldgröße errechnete sich folglich als Quotient aus absoluter (realer) und optimaler Feldgröße und wurde als Prozentzahl angegeben.

### 3.8 Auswertung

Die erhobenen personenbezogenen Daten wurden in Tabellenform im Programm SPSS Statistics 17 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) anonymisiert archiviert und in den weiteren Schritten nach Kriterien der deskriptiven Statistik ausgewertet. Bei beiden Untersuchungskollektiven ergab sich durch die in der Röntgenanlage gespeicherten Standardeinstellungen eine

Einteilung in die Altersgruppen nach Jahren (bzw. vollendeten Altersmonaten):

- 0-1 Jahr (0-11 Monate)
- 1-5 Jahre (12-59 Monate)
- 5-10 Jahre (60-119 Monate)
- 10-15 Jahre (120-179 Monate)

Der Gruppenname enthält jeweils eine Angabe zum verwendeten System und zum Alter:

So ergibt sich für das Kollektiv mit herkömmlichem Filter, im Weiteren als das Kollektiv CR (für computed radiography) bezeichnet, folgende Gruppeneinteilung: CR 0-1, CR 1-5, CR 5-10, CR 10-15.

Analog dazu ergibt sich als Bezeichnung für das Kollektiv mit zusätzlichem Kupferfilter, im Weiteren als das Kollektiv CRCu (für computed radiography + zusätzlicher Kupferfilter) bezeichnet: CRCu 0-1, CRCu 1-5, CRCu 5-10, CRCu 10-15.

Im Vergleich der Systeme wurden betrachtet:

- Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld
- Oberflächendosis im Bereich der Gl. Thyreoidea
- Subjektive Bildqualität
- Objektivierbare Bildqualitätsparameter
- Korrelation herkömmlicher, körperbezogener Parameter (Größe, Gewicht, Body-Mass-Index) mit der Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld
- Korrelation des sagittalen Thoraxdurchmessers mit Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld

### 3.8.1 Statistische Methoden

Die jeweiligen Datensätze der betrachteten Kollektive wurden nach den Methoden der deskriptiven Statistik ausgewertet. Da die Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld (ESDFeld) die Zielvariable der Betrachtung darstellt, galt es, auf deskriptiver Basis, eine Unterschiedshypothese im Bezug auf die jeweiligen Kollektive mit unterschiedlichem Röhrenfilter zu formulieren und zu überprüfen.

Da hinsichtlich des erhobenen Merkmals Oberflächendosis nicht sicher von einer Normalverteilung ausgegangen werden kann, wurde ein parameterfreier Test verwandt. Bei der Mindestvoraussetzung, dass das Merkmal „Oberflächendosis im Feld“ stetig ist, entschied man sich für den **Mann-Whitney-U-Test** als Rangtest für unabhängige Stichproben [34].

Betrachtet werden dabei jeweils zwei Stichproben mit den Stichprobenumfängen  $n_1$  und  $n_2$  unter denen für die einzelnen Merkmalsausprägungen Ränge verteilt werden. Die kleinste Merkmalsausprägung erhält den Rang 1, die größte den Rang  $N = n_1 + n_2$ .

Innerhalb der Stichproben wird dann die Summe der erreichten Ränge oder Rangsumme ermittelt. Zwischen den Rangsummen für die erste und die zweite Stichprobe, kurz  $R_1$  und  $R_2$  besteht folgender Zusammenhang:

$$R_2 = N \cdot \frac{N+1}{2} - R_1$$

Dabei hat jedes mögliche N-Tupel unter der Nullhypothese  $H_0$  die gleiche Wahrscheinlichkeit. Für kleine  $n_1$  und  $n_2$  lässt sich ein U berechnen, anhand dessen auf der Basis von Tabellen mit kritischen U-Werten abhängig von der Größe der Stichprobenumfänge  $n_1$  und  $n_2$   $H_0$  angenommen oder abgelehnt werden kann. Für größere  $n_1$  und  $n_2$ , wie sie in diesem Fall vorliegen, lässt sich die Überprüfung von  $H_0$  anhand der Standardnormalverteilung (u-Verteilung) durchführen, jeweils bei geschätztem Erwartungswert  $E(R_i)$  und geschätzter Varianz  $V(R_i)$ , wobei  $R_i$  jeweils die kleinere der beiden Rangsummen  $R_1$  und  $R_2$  ist.

Für  $H_0$  gilt dabei:

$$E(R_i) = n_i \cdot \frac{N+1}{2} \quad \text{und} \quad V(R_i) = n_1 \cdot n_2 \cdot \frac{N+1}{12}$$

Mit  $R_i$  ergibt sich dann:

$$u = \frac{R_i - n_i \cdot \frac{N+1}{2}}{\sqrt{n_1 \cdot n_2 \cdot \frac{N+1}{12}}}$$

Die Wahrscheinlichkeit  $P(u > u_{\text{err}})$  lässt sich dann anhand der Standardnormalverteilung bestimmen.

Für die Betrachtung der gemessenen Oberflächendosen galt es nun Arbeits- und Alternativhypothese zu formulieren. Wenn davon ausgegangen wird, dass durch den Einsatz des zusätzlichen Kupferfilters eine Dosisreduktion erfolgt, ist zu formulieren:

$H_0$ :  $F_{x\text{CR}}(x) \leq F_{x\text{CRCu}}(x)$  für alle  $x$ ; d.h. die Werte der Oberflächendosis mit 0,1mm Cu sind kleiner oder gleich den Werten unter Verwendung von 0,2mm Cu.

$H_1$ :  $F_{x\text{CR}}(x) \geq F_{x\text{CRCu}}(x)$  für alle  $x$  und für mindestens ein  $x$  gilt  $F_{x\text{CR}}(x) > F_{x\text{CRCu}}(x)$ .

### 3.9 Untersuchungskollektive

Die erfassten Kollektive werden im Weiteren kurz als Ganzes beschrieben, um dann, gruppiert nach Altersgruppen, auf Vergleichbarkeit überprüft zu werden, da bei Kindern altersspezifische Vergleiche die höchste Aussagekraft besitzen.

#### 3.9.1 Herkömmlicher Filter

Das Patientenkollektiv mit herkömmlichem Röhrenfilter (CR) umfasst 82 Patienten, davon 25 Mädchen und 57 Jungen.

#### 3.9.2 Zusätzlicher Kupferfilter

Das Kollektiv der Patienten, deren Untersuchung mit dem dickeren Kupferfilter (CRCu) durchgeführt wurde, umfasst 70 Patienten, davon 30 Mädchen und 40 Jungen.

#### 3.9.3 Altersgruppeninterne Vergleiche

Es folgen deskriptive Aufstellungen über die Zusammensetzung der Altersgruppen der beiden Untersuchungskollektive im Vergleich:

##### 3.9.3.1 Altersgruppen: 0 - 1 Jahr

		Anzahl (n)
Männlich	CR	13
	CRCu	4
Weiblich	CR	3
	CRCu	6
Total	CR	16
	CRCu	10

**Tabelle 4: Geschlechterverteilung der Altersgruppen CR 0-1 und CRCu 0-1**

System	Untersuchungsalter (Monate)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Thoraxdurchmesser (cm)
Anzahl (n)	16	16	16	16
CR	Minimum	0	46	3,4
	Maximum	10	76	9,0
	Median	4,5	65,0	6,4
	Varianz	11,6	67,6	3,1
	Thoraxdurchmesser			10,0
Anzahl (n)	10	10	10	10
CRCu	Minimum	0	51	3,0
	Maximum	10	76	10,7
	Median	3,0	60,5	5,4
	Varianz	11,3	68,8	5,4
	Thoraxdurchmesser			7,5

**Tabelle 5: Körperbezogene Daten der Altersgruppen CR 0-1 und CRCu 0-1**

### 3.9.3.2 Altersgruppen: 1 - 5 Jahre

		Anzahl (n)
männlich	CR	23
	CRCu	19
weiblich	CR	13
	CRCu	12
Total	CR	36
	CRCu	31

**Tabelle 6: Geschlechterverteilung der Altersgruppen CR 1-5 und CRCu 1-5**

System	Untersuchungsalter (Monate)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Thoraxdurchmesser (cm)
Anzahl (n)	36	36	36	36
CR	Minimum	12	75	7,5
	Maximum	57	115	19,6
	Median	27,0	89,5	12,4
	Varianz	207,4	130,6	9,8
Anzahl (n)	31	31	31	31
CRCu	Minimum	14	78	9,5
	Maximum	57	117	19,6
	Median	38,0	98,0	13,7
	Varianz	176,8	97,1	7,6

**Tabelle 7: Körperbezogene Daten der Altersgruppen CR 1-5 und CRCu 1-5**

### 3.9.3.3 Altersgruppen: 5 - 10 Jahre

		Anzahl (n)
männlich	CR	9
	CRCu	8
weiblich	CR	2
	CRCu	5
Total	CR	11
	CRCu	13

**Tabelle 8: Geschlechterverteilung der Altersgruppen CR 5-10 und CRCu 5-10**



Im Kollektiv CR 5-10 sind 5 Patienten eingeschlossen, die aufgrund eines sagittalen Thoraxdurchmessers am Rasterwandstativ in Hartstrahltechnik untersucht wurden. Sie werden bei den folgenden Auswertungen gesondert betrachtet und gehen nicht in den unmittelbaren Dosisvergleich von CR 5-10 gegen CRCu 5-10 ein.

System	Untersuchungsalter (Monate)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Thoraxdurchmesser (cm)
Anzahl (n)	11	11	11	11
Minimum	62	109	17,0	13,0
CR Maximum	110	146	32,7	17,0
Median	96,0	127,0	27,6	14,5
Varianz	277,0	118,7	28,6	1,9
Anzahl (n)	13	13	13	13
Minimum	66	109	18,5	13,5
CRCu Maximum	114	134	29,7	15,0
Median	85,0	123,0	22,7	14,5
Varianz	194,6	50,9	9,7	0,1

**Tabelle 9: Körperbezogene Daten der Altersgruppen CR 5-10 und CRCu 5-10**

3.9.3.4 Altersgruppen: 10 - 15 Jahre

		Anzahl (n)
männlich	CR	12
	CRCu	9
weiblich	CR	7
	CRCu	7
Total	CR	19
	CRCu	16

**Tabelle 10: Geschlechterverteilung der Altersgruppen CR 10-15 und CRCu 10-15**

System	Untersuchungsalter (Monate)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Thoraxdurchmesser (cm)
Anzahl (n)	19	19	19	19
CR	Minimum	122	29,5	14,0
	Maximum	175	57,8	19,0
	Median	151,0	43,5	17,0
	Varianz	340,1	91,2	61,6
	Varianz	340,1	91,2	61,6
Anzahl (n)	16	16	16	16
CRCu	Minimum	123	29,7	15,0
	Maximum	169	56,3	20,0
	Median	142,5	37,4	16,3
	Varianz	259,7	60,8	47,9
	Varianz	259,7	60,8	47,9

**Tabelle 11: Körperbezogene Daten der Altersgruppen CR 10-15 und CRCu 10-15**

## 4 ERGEBNISSE

### 4.1 Oberflächendosis der unterschiedlichen Filter im Vergleich

Da angesichts der begrenzten Größe der Untersuchungskollektive nicht sicher von Normalverteilung ausgegangen werden kann, werden zur Beschreibung der betrachteten Werte nicht arithmetisches Mittel und Standardabweichung, sondern Median und Varianz als Lage- und Streuungsparameter angegeben.

#### 4.1.1 Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld

##### 4.1.1.1 Altersgruppen: 0 – 1 Jahr

System	Anzahl (n)	Minimum	Maximum	Median	Varianz
CR	16	23,75	31,70	24,89	3,35
CRCu	10	14,11	15,87	15,17	0,30

Tabelle 12: Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 0 - 1 Jahr

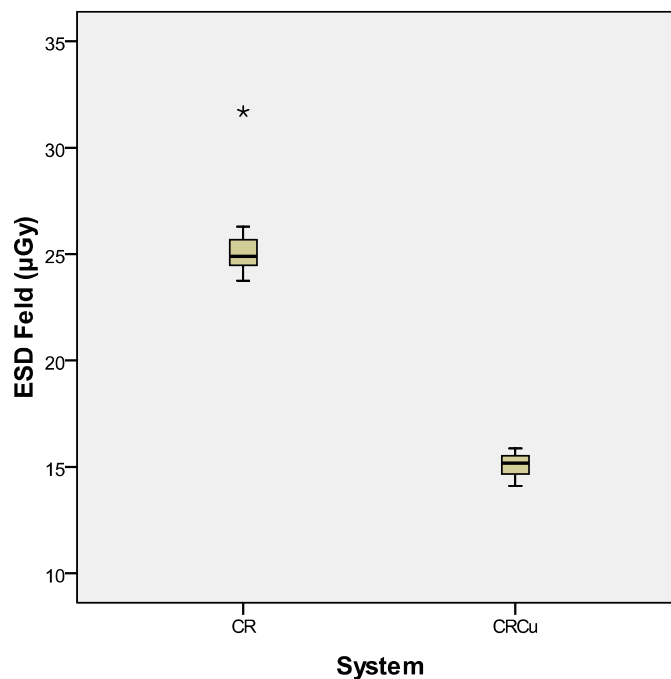


Abbildung 12: Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 0 - 1 Jahr

(\* bezeichnet extreme Werte mit einem Abstand von mehr als dem 3fachen der Boxhöhe vom 25%- bzw. 75%-Perzentil)

Im Mann-Whitney-U-Test zur Überprüfung der Kollektive ergibt sich Folgendes:

$$R_{CR} = 296 ; \quad n_{CR} = 16$$

$$R_{CRCu} = 55 ; \quad n_{CRCu} = 10$$

Bei  $R_{CRCu}$  als  $R_i$  ergibt sich:

$$E(R_{CRCu}) = 135 \text{ und } V(R_{CRCu}) = 360$$

Es folgt:

$$u = \frac{R_{CRCu} - E(R_{CRCu})}{\sqrt{V(R_{CRCu})}}$$

$$u = -4,22$$

Bei negativem  $u$  gilt für die Wahrscheinlichkeit für das beobachtete oder ein extremeres Ereignis:

$$P(u \leq u_{\text{err}}) = p(u \leq -4,22) < 0,001$$

Damit wird  $H_0$  verworfen, in den Stichproben für die Altersgruppe 0–1 Jahr ist die Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld mit 0,2mm Kupferfilter signifikant geringer als mit dem herkömmlichen Filter.

Im betrachteten Kollektiv beträgt die Reduktion der Oberflächendosis damit im Median 39%.

4.1.1.2 Altersgruppen: 1 – 5 Jahre

System	Anzahl (n)	Minimum	Maximum	Median	Varianz
CR	36	21,23	27,60	24,41	1,76
CRCu	31	9,47	16,23	14,81	2,08

Tabelle 13: Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 1-5 Jahr

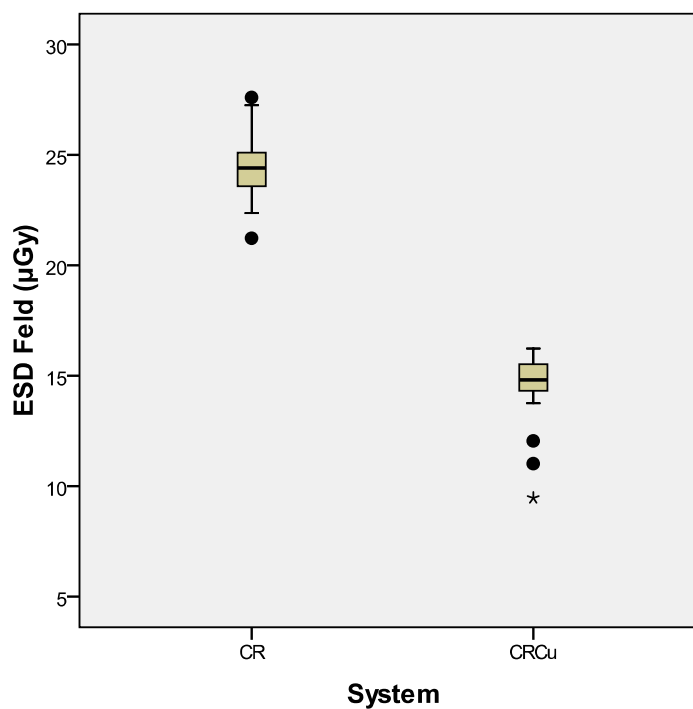


Abbildung 13: Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 1-5 Jahre

(• bezeichnet Ausreißer mit einem Abstand von mehr als dem 1,5fachen der Boxhöhe vom 25%- bzw. 75%-Perzentil; \* bezeichnet extreme Werte mit einem Abstand von mehr als dem 3fachen der Boxhöhe)

Im Mann-Whitney-U-Test zur Überprüfung der Kollektive ergibt sich Folgendes:

$$R_{CR} = 1782; \quad n_{CR} = 36$$

$$R_{CRCu} = 496; \quad n_{CRCu} = 31$$

Bei  $R_{CRCu}$  als  $R_i$  ergibt sich:

$$E(R_{CRCu}) = 1054 \text{ und } V(R_{CRCu}) = 6324$$

Es folgt:

$$u = \frac{R_{CRCu} - E(R_{CRCu})}{\sqrt{V(R_{CRCu})}}$$

$$u = -7,02$$

Bei negativem  $u$  gilt für die Wahrscheinlichkeit für das beobachtete oder ein extremeres Ereignis:

$$P(u \leq u_{err}) = p(u \leq -7,02) < 0,001$$

Damit wird  $H_0$  verworfen, in den Stichproben für die Altersgruppe 1 - 5 Jahre ist die Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld mit 0,2-mm-Kupferfilter ebenfalls signifikant geringer als mit dem herkömmlichen Filter.

Auch im Kollektiv der 1 - 5-Jährigen wird die gemessene Oberflächendosis im Median um 39% reduziert.

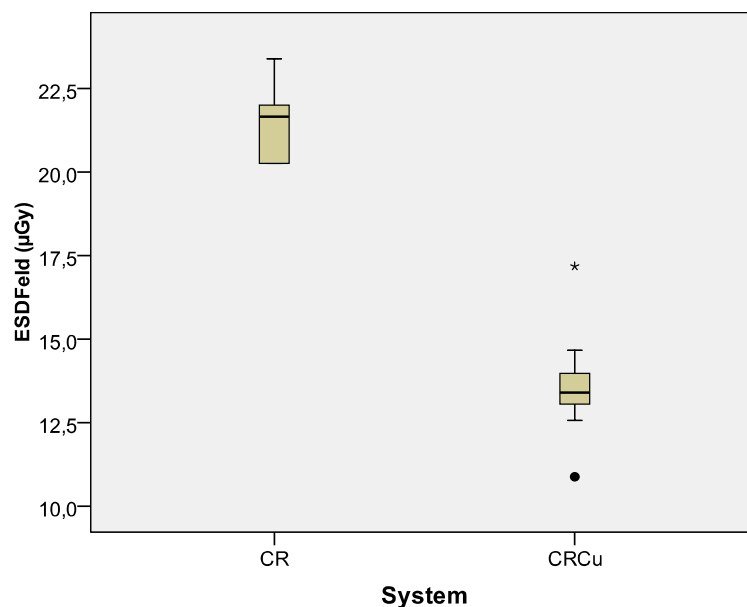
## 4.1.1.3 Altersgruppen: 5 – 10 Jahre

System	Anzahl (n)	Minimum	Maximum	Median	Varianz
CR	6	20,26	23,40	21,66	1,97
CRCu	13	10,88	17,18	13,40	2,02

**Tabelle 14:** Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 5 - 10 Jahre (ohne Einbeziehung der Patienten am Rasterwandstativ)

In der Altersgruppe der 5- bis 10-Jährigen werden zunächst diejenigen Patienten der Kollektive CR 5-10 und CRCu 5-10 verglichen, die mit festen Belichtungsparametern in a.p.-Projektion am Thoracomat durchgeführt wurden.

Die zusätzlich noch im Kollektiv CR 5-10 eingefassten fünf Patienten, die auf Grund eines Thoraxdurchmessers von 15 cm oder mehr am Rasterwandstativ in Hartstrahltechnik untersucht wurden, werden gesondert unter Punkt 4.3.3 betrachtet, da es sonst zu Verzerrungen der Dosismittelwerte allein auf Grund der Auswahl des Arbeitsplatzes, verbunden mit den unterschiedlichen Expositionsparametern käme.



**Abbildung 14:** Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 5 - 10 Jahre ohne Einbeziehung der Patienten am Rasterwandstativ

(• bezeichnet Ausreißer mit einem Abstand von mehr als dem 1,5fachen der Boxhöhe vom 25%- bzw. 75%-Perzentil; \* bezeichnet extreme Werte mit einem Abstand von mehr als dem 3fachen der Boxhöhe)

Im Mann-Whitney-U-Test zur Überprüfung der Kollektive ergibt sich Folgendes:

$$R_{CR} = 99; \quad n_{CR} = 6$$

$$R_{CRCu} = 91; \quad n_{CRCu} = 13$$

Bei  $R_{CRCu}$  als  $R_i$  ergibt sich:

$$E(R_{CRCu}) = 130 \text{ und } V(R_{CRCu}) = 130$$

Es folgt:

$$u = \frac{R_{CRCu} - E(R_{CRCu})}{\sqrt{V(R_{CRCu})}}$$

$$u = -3,42$$

Bei negativem  $u$  gilt für die Wahrscheinlichkeit für das beobachtete oder ein extremeres Ereignis:

$$P(u \leq u_{err}) = p(u \leq -3,42) < 0,001$$

Damit wird  $H_0$  verworfen, auch in den Stichproben für die Altersgruppe 5 - 10 Jahre ist die Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld mit 0,2-mm-Kupferfilter signifikant geringer als mit dem herkömmlichen Filter.

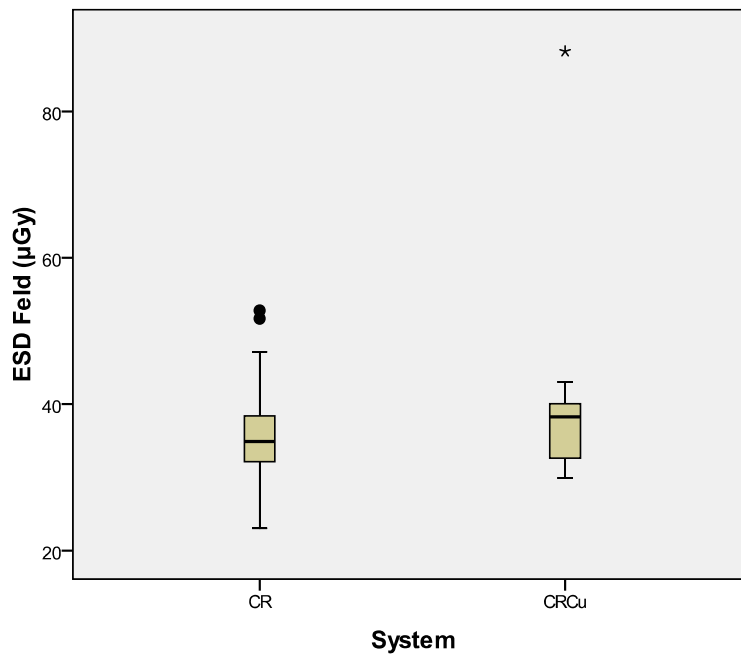
Auch im vorliegenden Kollektiv der 5- bis 10-Jährigen ist eine Reduktion der Oberflächendosis von ungefähr 38% nachzuweisen.



4.1.1.4 Altersgruppen: 10 – 15 Jahre

System	Anzahl (n)	Minimum	Maximum	Median	Varianz
CR	19	23,05	52,80	34,92	63,48
CRCu	16	29,92	88,20	38,28	182,48

**Tabelle 15:** Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 10 – 15 Jahre bei beiden Filtern im Vergleich



**Abbildung 15:** Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld in der Altersgruppe 10-15 Jahre  
 (• bezeichnet Ausreißer mit einem Abstand von mehr als dem 1,5fachen der Boxhöhe vom 25%- bzw. 75%-Perzentil; \* bezeichnet extreme Werte mit einem Abstand von mehr als dem 3fachen der Boxhöhe)

Die Aufnahmen im Kollektiv der 10- bis 15-Jährigen erfolgten ausschließlich am Rasterwandstativ in Hartstrahltechnik.

Im Mann-Whitney-U-Test zur Überprüfung der Kollektive ergibt sich Folgendes:

$$R_{CR} = 314; \quad n_{CR} = 19$$

$$R_{CRCu} = 316; \quad n_{CRCu} = 16$$

Bei  $R_{CR}$  als  $R_i$  ergibt sich:

$$E(R_{CR}) = 342 \text{ und } V(R_{CR}) = 912$$

Es folgt:

$$u = \frac{R_{CR} - E(R_{CR})}{\sqrt{V(R_{CR})}}$$

$$u = -0,93$$

Bei negativem  $u$  gilt für die Wahrscheinlichkeit für das beobachtete oder ein extremeres Ereignis:

$$P(u \leq u_{err}) = p(u \leq -0,93) = 0,1762$$

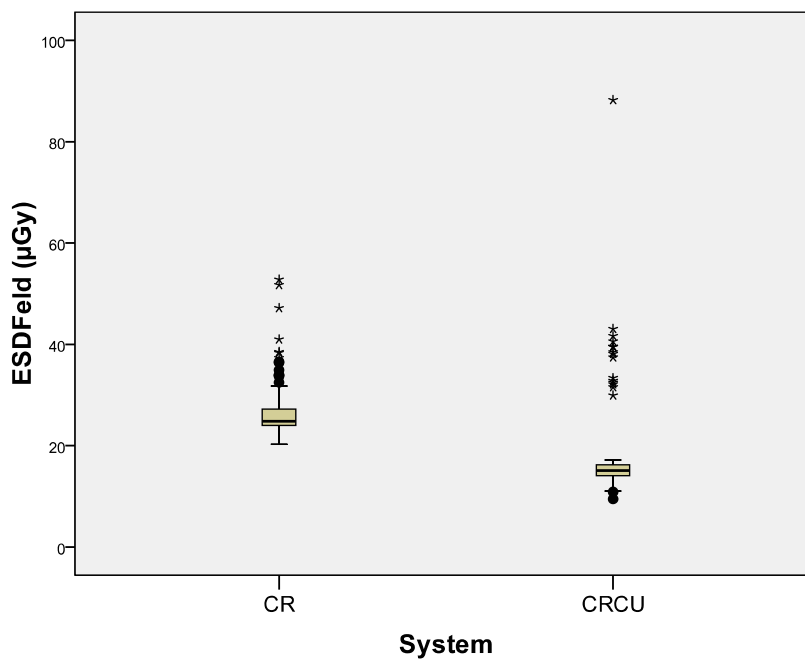
Damit kann  $H_0$  nicht abgelehnt werden. In den Stichproben für die Altersgruppe 10-15 Jahre ist die Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld unter Verwendung von 0,2 mm Kupfer nicht signifikant geringer als unter Verwendung des herkömmlichen Filters.

#### 4.1.1.5 Gesamtkollektive

Auch für den Dosisvergleich der Gesamtkollektive gingen die 5 Patienten aus CR 5-10, die am Rasterwandstativ untersucht wurden, nicht in die Betrachtungen mit ein.

System	Anzahl (n)	Minimum	Maximum	Median	Varianz
CR	77	20,26	52,80	24,80	43,20
CRCu	70	9,47	88,20	15,08	157,29

**Tabelle 16: Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld bei beiden Filtern im Vergleich**



**Abbildung 16: Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld der beiden Filter im Vergleich**  
 (• bezeichnet Ausreißer mit einem Abstand von mehr als dem 1,5fachen der Boxhöhe vom 25%- bzw. 75%-Perzentil; \* bezeichnet extreme Werte mit einem Abstand von mehr als dem 3fachen der Boxhöhe)

Im Mann-Whitney-U-Test zur Überprüfung der Kollektive ergibt sich Folgendes:

$$R_{CR} = 7287; \quad n_{CR} = 77$$

$$R_{CRCu} = 3591; \quad n_{CRCu} = 70$$

Bei  $R_{CRCu}$  als  $R_i$  ergibt sich:

$$E(R_{CRCu}) = 5180 \text{ und } V(R_{CRCu}) = 66476$$

Es folgt:

$$u = \frac{R_{CRCu} - E(R_{CRCu})}{\sqrt{V(R_{CRCu})}}$$

$$u = -6,16$$

Bei negativem  $u$  gilt für die Wahrscheinlichkeit für das beobachtete oder ein extremeres Ereignis:

$$P(u \leq u_{err}) = p(u \leq -6,16) < 0,001$$

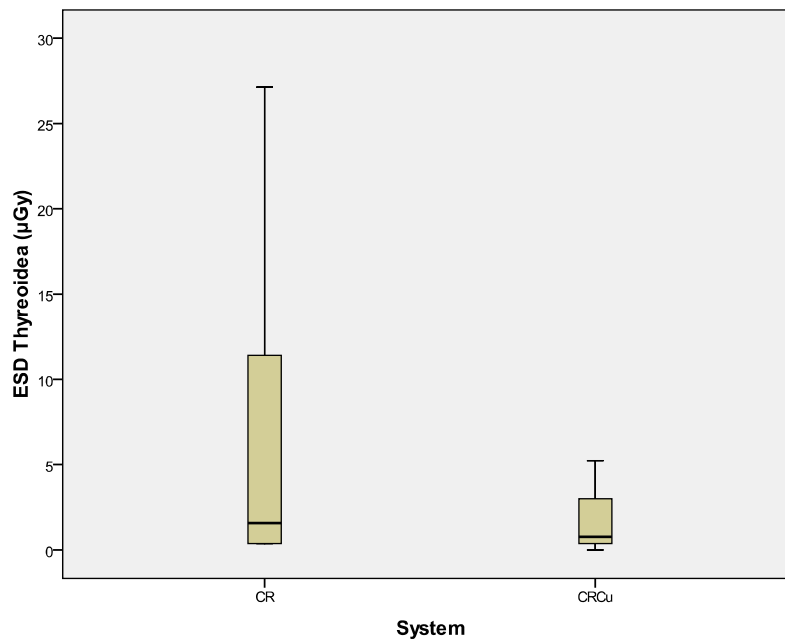
Damit wird auch hier  $H_0$  verworfen, in den beiden Stichproben für die die Gesamtkollektive ist die Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld mit 0,2 mm Kupferfilter signifikant geringer als mit dem herkömmlichen Filter. Die mediane Dosisreduktion beträgt dabei ca. 39%.

## 4.1.2 Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea

### 4.1.2.1 Altersgruppen: 0 – 1 Jahr

System	Anzahl (n)	Minimum	Maximum	Median	Varianz
CR	9	0,38	27,13	1,57	99,10
CRCU	3	0,00	5,24	0,76	8,00

**Tabelle 17: Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea bei beiden Filtern in der Altersgruppe 0 - 1 Jahr**



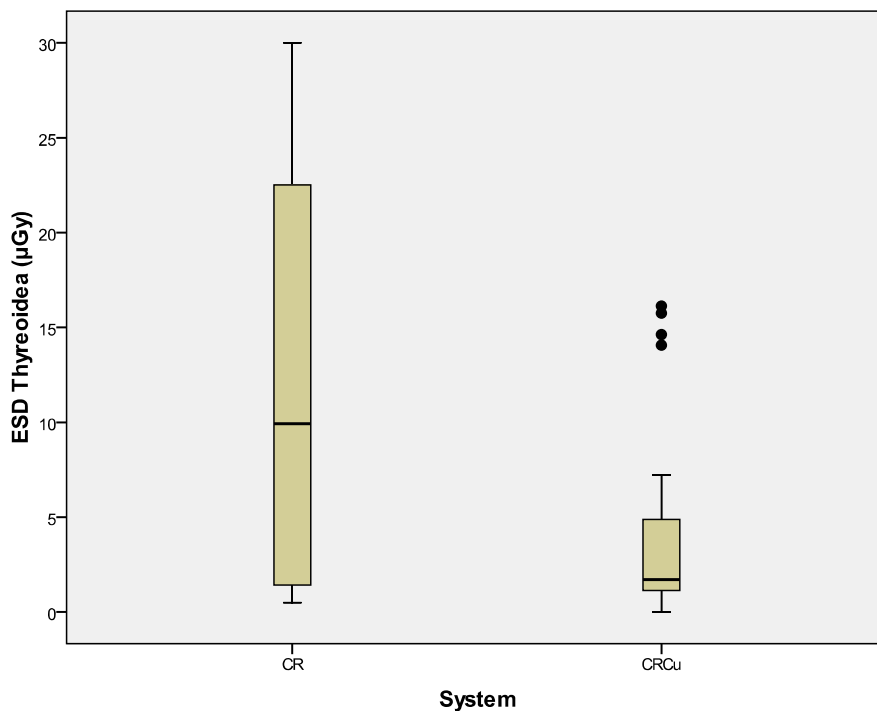
**Abbildung 17: Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea der beiden Filter in der Altersgruppe 0 - 1 Jahr**

Im Vergleich der gemessenen Thyreoidadosen zeigt sich eine große Streuung der Werte bis um den Faktor 27 im Kollektiv CR 0-1. Im Kollektiv CRCu 0-1 ist die Streubreite geringer, aber mit einer Spanne von 0 - 5 µGy dennoch hoch im Vergleich zu den Oberflächendosen im Nutzstrahlenfeld. Im Kollektiv CRCu 0-1 befinden sich nur drei erhobene Messwerte, im Gegensatz zum Kollektiv CR 0 - 1 mit 9 Messwerten. Beim Vergleich der Mediane stehen 1,57 µGy bei 0,1 mm Cu 0,76 µGy bei 0,2 mm Cu gegenüber. Im Boxplot zeigt sich, dass die Konfidenzintervalle der beiden Gruppen sich überlappen.

4.1.2.2 Altersgruppen: 1 – 5 Jahre

System	Anzahl (n)	Minimum	Maximum	Median	Varianz
CR	21	0,50	30,00	9,93	115,84
CRCu	21	0,00	16,13	1,71	31,16

**Tabelle 18: Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyreoidea bei beiden Filtern in der Altersgruppe 1 - 5 Jahre**



**Abbildung 18: Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyreoidea der beiden Filter in der Altersgruppe 1 - 5 Jahre**  
 (\* bezeichnet Ausreißer mit einem Abstand von mehr als dem 1,5fachen der Boxhöhe vom 25%- bzw. 75%-Perzentil)

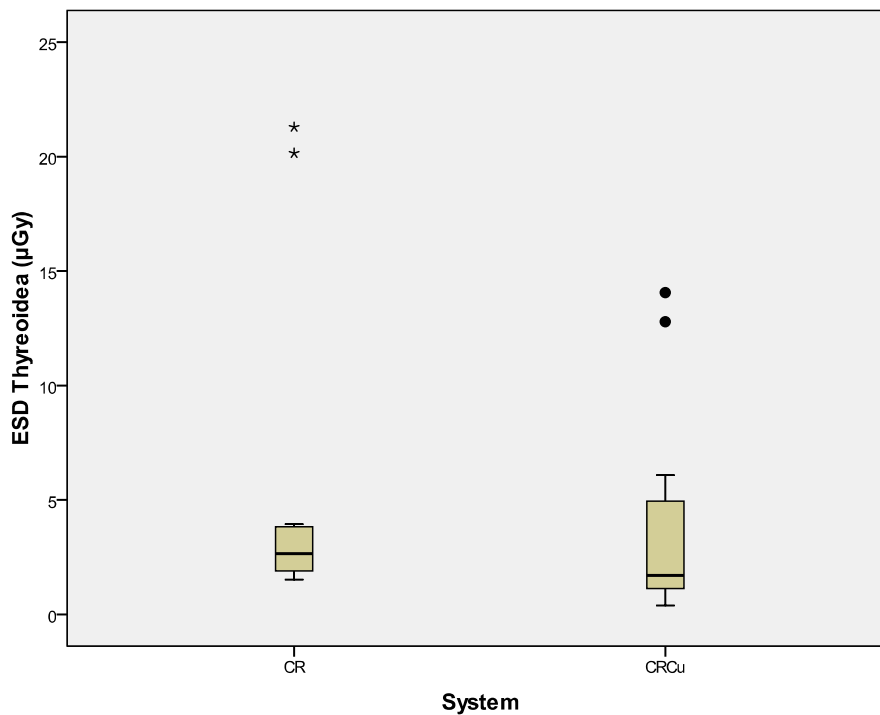
In den Kollektiven der Ein- bis Fünfjährigen ist die Streubreite der Werte im Kollektiv mit 0,1 mm Cu ebenfalls größer als im Kollektiv mit 0,2 mm Cu. Dabei ist die Zahl der erhobenen Messwerte hier gleich groß und dementsprechend aussagekräftiger. Die Oberflächendosis in Thyroideaposition ist hier im Kollektiv CR 1-5 median bei 9,9 µGy, im Kollektiv CRCu 1-5

median bei 1,7  $\mu\text{Gy}$ . Im Boxplot dieser Altersgruppe überlappen sich ebenfalls die Konfidenzintervalle der beiden Kollektive.

#### 4.1.2.3 Altersgruppen: 5 – 10 Jahre

System	Anzahl (n)	Minimum	Maximum	Median	Varianz
CR	11	1,52	21,29	2,66	54,47
CRCu	13	0,39	14,06	1,71	20,82

**Tabelle 19: Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea bei beiden Filtern in der Altersgruppe 5 - 10 Jahre**



**Abbildung 19: Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea der beiden Filter in der Altersgruppe 5 - 10 Jahre**

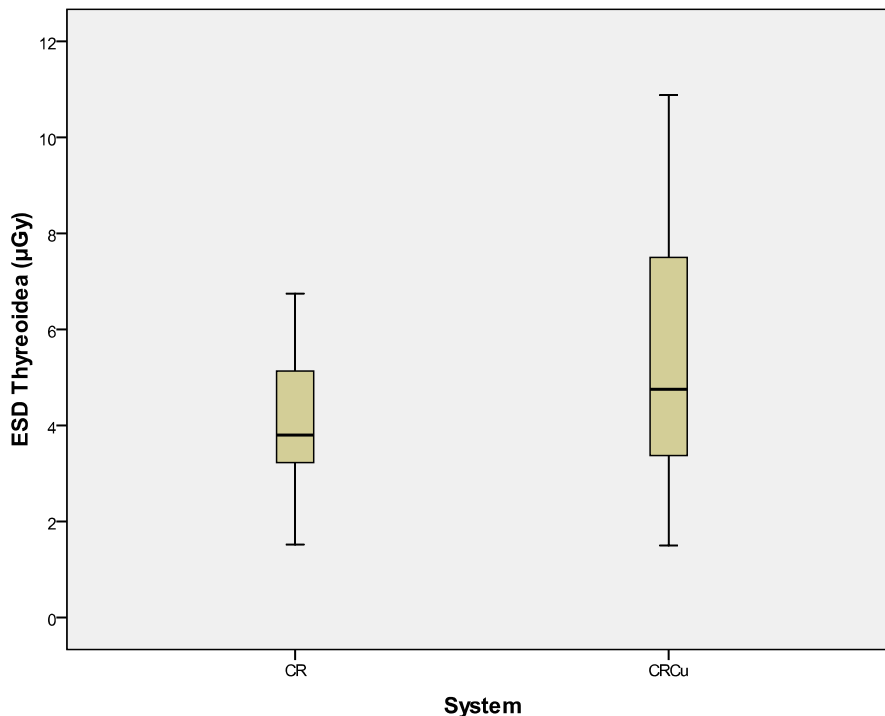
(• bezeichnet Ausreißer mit einem Abstand von mehr als dem 1,5fachen der Boxhöhe vom 25%- bzw. 75%-Perzentil; \* bezeichnet extreme Werte mit einem Abstand von mehr als dem 3fachen der Boxhöhe)

In den Kollektiven der 5- bis 10jährigen stehen sich ebenfalls beinahe gleich viele Messwerte gegenüber, wobei die Varianz der Messwerte in dieser Altersgruppe beim Kollektiv CRCu 5-10 größer ist. Die Oberflächendosis ist dabei bei CR 5-10 im Median 2,66  $\mu\text{Gy}$ , bei CRCu 5-10 median bei 1,71  $\mu\text{Gy}$ , wobei auch hier sich die Konfidenzintervalle der Gruppen überlappen.

#### 4.1.2.4 Altersgruppen: 10 – 15 Jahre

System	Anzahl (n)	Minimum	Maximum	Median	Varianz
CR	19	1,52	6,75	3,80	2,07
CRCu	14	1,50	10,88	4,75	8,03

**Tabelle 20: Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea bei beiden Filtern in der Altersgruppe 10 - 15 Jahre**



**Abbildung 20: Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea der beiden Filter in der Altersgruppe 10 - 15 Jahre**



Im Alterskollektiv der 10- bis 15jährigen stehen sich ebenfalls wieder vergleichbar große Kollektive gegenüber, bei denen in diesem Fall wieder die Werte der Gruppe mit 0,2 mm Cu die größere Varianz aufweisen. Im Median stehen sich dabei 3,80  $\mu\text{Gy}$  im Kollektiv CR 10-15 und 4,75  $\mu\text{Gy}$  bei CRCu 10-15 gegenüber. Dabei überlappen sich auch hier die Konfidenzintervalle.

#### 4.1.2.5 Gesamtkollektive

System	Anzahl (n)	Minimum	Maximum	Median	Varianz
CR	60	0,38	30,00	3,76	75,90
CRCu	51	0,00	16,13	2,25	20,71

Tabelle 21: Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea bei beiden Filtern im Vergleich

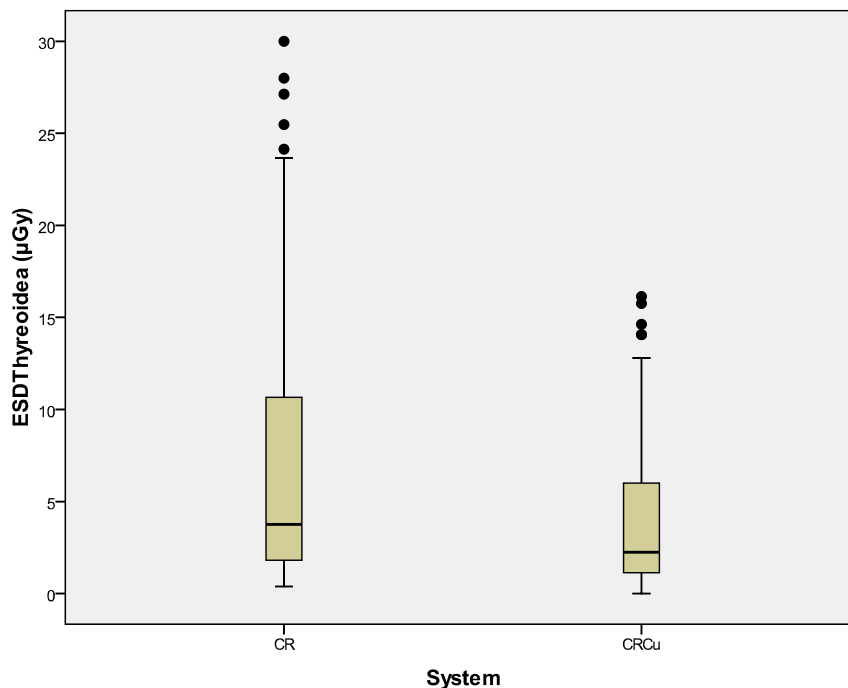


Abbildung 21: Oberflächendosis im Bereich der Gl. thyroidea der beiden Filter im Vergleich  
 (• bezeichnet Ausreißer mit einem Abstand von mehr als dem 1,5fachen der Boxhöhe vom 25%- bzw. 75%-Perzentil)

Im Blick auf die Gesamtkollektive fällt wieder ein größerer Stichprobenumfang bei CR auf, bei ebenfalls größerer Varianz der Messwerte im Vergleich zu CRCu. Die medianen Oberflächendosen sind dabei 3,76  $\mu\text{Gy}$  bei 0,1 mm Cu im Vergleich zu 2,25  $\mu\text{Gy}$  bei 0,2 mm Cu. Dabei überlappen sich auch in den Gesamtkollektiven die Konfidenzintervalle.

## 4.2 Bildqualität der Gruppen mit 0,1 mm und 0,2 mm Kupferfilter im Vergleich

### 4.2.1 Belichtung

Im Rahmen der subjektiven Bewertung erhielt jede Aufnahme 9 Einzelnoten. Bei beiden Kollektiven wurde keine Aufnahme schlechter als mit der Note „2“ bewertet. Der Vergleich der Scorewerte erfolgt im Weiteren anhand der Mediane der 9 Einzelnoten.

#### 4.2.1.1 Altersgruppen: 0 – 1 Jahr

Note	Häufigkeit	
	CR	CRCu
1	15	9
2	1	1
Total	16	10

**Tabelle 22: Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Belichtung“ in der Altersgruppe 0 - 1 Jahr**

Die Beurteiler vergaben in der Altersgruppe von 0 bis 1 Jahr nur die Noten „1“ und „2“. Dabei liegt im Kollektiv CR 0-1 wie im Kollektiv CRCu 0-1 jeweils nur eine Bewertung mit der Note „2“ vor, sonst wurden alle Aufnahmen mit „1“ bewertet.

#### 4.2.1.2 Altersgruppen: 1 – 5 Jahre

Note	Häufigkeit	
	CR	CRCu
1	34	31
2	2	0
Total	36	31

**Tabelle 23: Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Belichtung“ in der Altersgruppe 1 - 5 Jahre**

In diesem Alterskollektiv lagen bei beiden Filterkollektiven im Median nur Bewertungen mit der Note „1“ vor.

#### 4.2.1.3 Altersgruppen: 5 – 10 Jahre

Note	Häufigkeit	
	CR	CRCu
1	11	13
2	0	0
Total	11	13

**Tabelle 24: Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Belichtung“ in der Altersgruppe 5 - 10 Jahre**

In den Vergleichskollektiven der 5- bis 10jährigen wurden ebenfalls alle Aufnahmen im Median mit der Note 1 bewertet.

#### 4.2.1.4 Altersgruppen: 10 – 15 Jahre

Note	Häufigkeit	
	CR	CRCu
1	19	16
2	0	0
Total	19	16

**Tabelle 25: Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Belichtung“ in der Altersgruppe 10 - 15 Jahre**

Auch im Alterskollektiv der 10- bis 15jährigen wurden alle Bilder im Median mit der Note „1“ bewertet.

#### 4.2.1.5 Gesamtkollektive

Note	Häufigkeit	
	CR	CRCu
1	79	69
2	3	1
Total	82	70

**Tabelle 26: Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Belichtung“ der beiden Gesamtkollektive im Vergleich**

Im Vergleich der Gesamtkollektive stehen beim Gesamtkollektiv CR von 82 Medianen der vergebenen Noten 79 mit der Note „1“ drei mit der Note „2“ gegenüber. Im Gesamtkollektiv CRCu stehen sich von 70 Medianen der vergebenen Noten 69mal die Note „1“ und einmal die Note „2“ gegenüber.

Zusammenfassend lässt sich damit sagen, dass die subjektive Bildqualität im Hinblick auf den Faktor „Belichtung“ mit einem Filter von 0,2 mm Cu nicht schlechter bewertet wurde als mit dem herkömmlichen pädiatrischen Röhrenfilter.

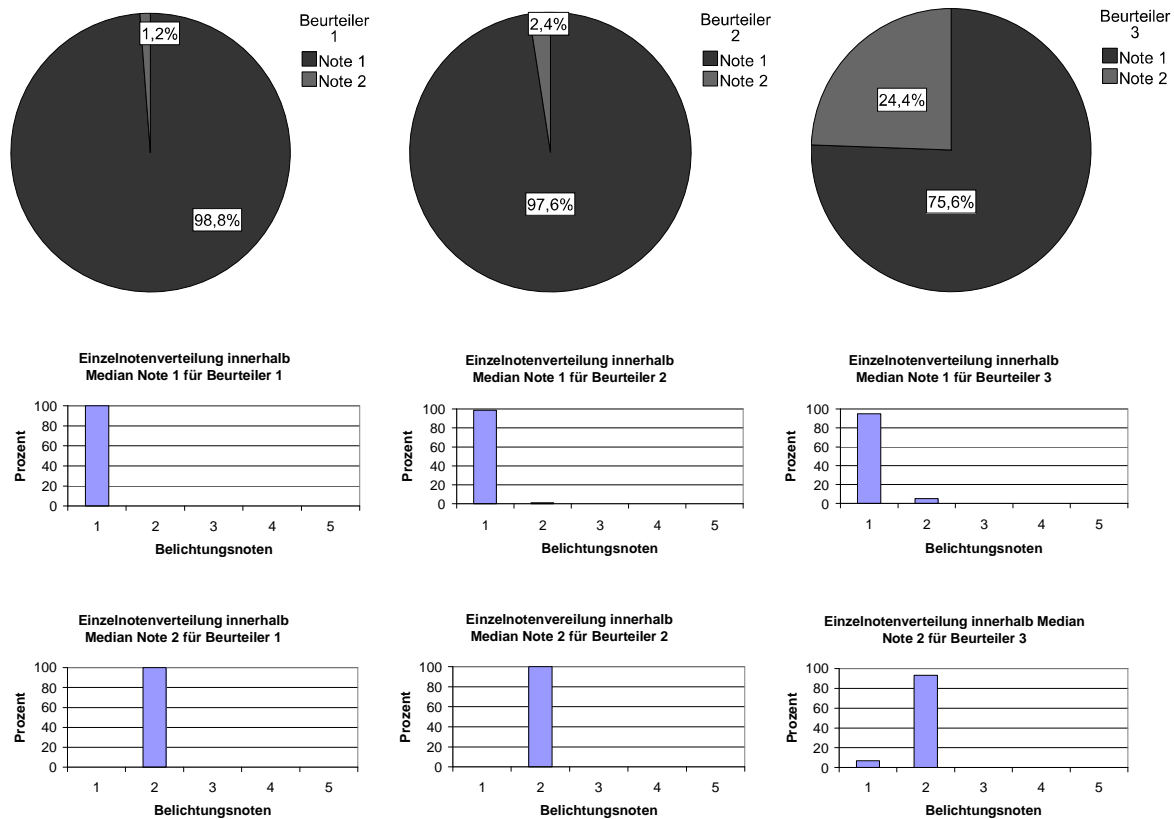
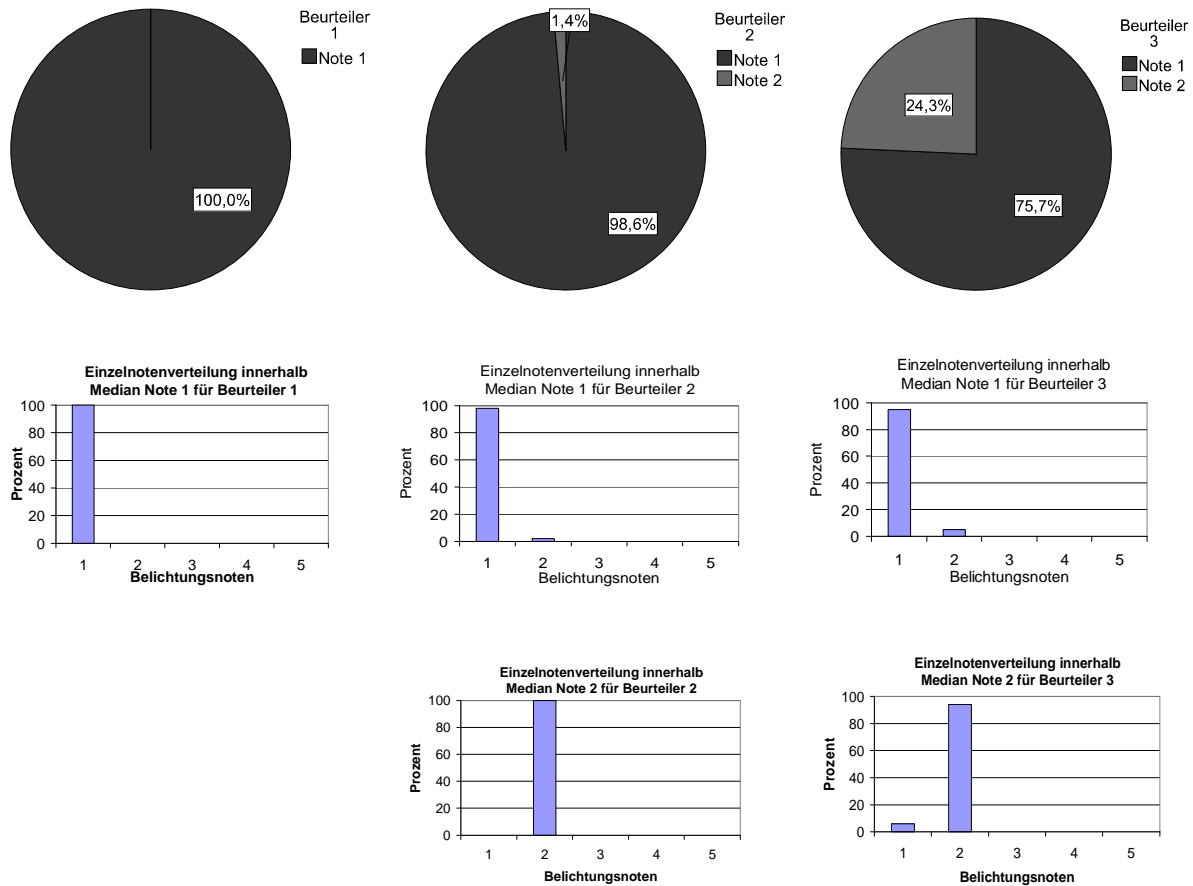


Abbildung 22: Überblick über die Einzelnotenverteilung der Beurteiler im Kriterium „Belichtung“ beim Gesamtkollektiv CR

Da es sich bei den unter 4.2.1.1 bis 4.2.1.5 verglichenen Bewertungen der Belichtung um die Mediane der jeweils 9 Noten für jede entsprechende Aufnahme handelt, werden in Abb. 22 die individuellen Notenverteilungen der drei Beurteiler im Hinblick auf die Intra- und Interobservervariabilität dargestellt. Die Einzelnoten der drei Beurteiler im Gesamtkollektiv CR sind dabei als Kreisdiagramme dargestellt. Es zeigt sich, dass sich durchaus interpersonelle Unterschiede im Hinblick auf die Häufigkeit der verteilten Bewertungen finden lassen. Beurteiler 3 vergibt damit häufiger die Note 2 als Beurteiler 1 und 2 (24,4% bei Beurteiler 3 im Vergleich zu 1,2% bzw. 2,4% bei Beurteiler 1 und 2). Im Hinblick auf die Intraobservervariabilität zeigt sich in den Balkendiagrammen von Abb. 22, dass die Beurteiler in Ihren 3 Bewertungen ihre Noten auch beim zweiten oder dritten Mal sehr sicher verteilen. Für die Aufnahmen, die die Beurteiler im Median mit der Note 1 beurteilt haben, vergaben Beurteiler

1 und 2 beim zweiten oder dritten Betrachten nie die Note 2, Beurteiler 3 nur in < 10% der Fälle. Im Hinblick auf die Mediane der Note 2 ergibt sich ein vergleichbares Bild.



**Abbildung 23: Überblick über die Einzelnotenverteilung der Beurteiler im Kriterium „Belichtung“ beim Gesamtkollektiv CRCu**

In Abb. 23 sind die Einzelnoten der drei Beurteiler für das Gesamtkollektiv CRCu analog zu Abb. 22 dargestellt. In diesem Kollektiv stellt sich das Beurteilungsverhalten vergleichbar dem beim Gesamtkollektiv CR dar. Es zeigt sich dabei allerdings im Speziellen, dass Beurteiler 1 ausschließlich die Note „1“ vergeben hat. Auch Beurteiler 2 vergab tendenziell bessere Noten: Er bewertete 98,6% der Aufnahmen bei dem Kollektiv CRCu mit der Note „1“ im Vergleich zu 97,6% bei dem Kollektiv CR.

Anhand subjektiver Kriterien zeigt sich damit kein Hinweis für eine Unterexposition der Aufnahmen mit dickerem Filter.

#### 4.2.1.6 Objektivierbare Expositionsparameter

Nach der subjektiven Beurteilung der Belichtung wurde angestrebt einen objektivierbaren Wert für eine optimale Exposition zu erarbeiten. Neben der Oberflächendosis wurden dafür der herstellereigene Wert LgM der Firma Agfa und die Region of Interest vorgeschlagen. Aufgrund einer Softwareumstellung im Laufe der Datenerhebung änderte sich das Berechnungsverfahren der Region of Interest der zu vergleichenden Kollektive, wodurch ein Vergleich anhand dieses Parameters leider nicht möglich wurde. Stattdessen wurde versucht einem optimalen Bildeindruck einem entsprechenden LgM-Wert gegenüberzustellen.

Da der Bildeindruck der Betrachter nicht abhängig vom verwendeten Filter ist, wurden für diese Betrachtung die Kollektive beider Filter zusammengefasst. Unter der Annahme, dass ebenso das Alter der untersuchten Kinder keinen Einfluss auf den LgM-Wert hat, wurden ebenfalls die Alterskollektive zusammengefasst.

Note	Median	Varianz	Anzahl (n)
1	1,76	0,014	147
2	1,80	0,006	4

**Tabelle 27: Objektivierbarer Belichtungsparameter LgM**

In der Zuordnung zeigt sich (neben dem stark divergierenden Stichprobenumfang bei den Noten „1“ und „2“) ein minimaler Unterschied, wobei der mediane LgM für mit der Note „1“ bewertete Aufnahmen 1,76, der für mit der Note „2“ bewertete 1,80 war.

#### 4.2.2 Zentrierung / Positionierung

Die entsprechenden Noten für Zentrierung/Positionierung wurden analog zu den Noten für Belichtung ausgewertet. Auch hier wurden die 9 Noten für jede Aufnahme zu einem Median zusammengefasst, wobei dann die jeweiligen Mediane verglichen werden.

4.2.2.1 Altersgruppen: 0 – 1 Jahr

Note	Häufigkeit	
	CR	CRCu
1	13	9
2	2	0
3	1	1
4	0	0
Total	16	10

**Tabelle 28: Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Zentrierung / Positionierung“ in der Altersgruppe 0 – 1 Jahr**

In der Altersgruppe bis ein Jahr ist jeweils der größte Anteil der Aufnahmen mit der Note „1“ bewertet, dabei werden bei CR 0-1 13 von 16 Aufnahmen mit „1“ bewertet, im Vergleich zu 9 von 10 im Kollektiv CRCu 0-1. Im Kollektiv CR 0-1 entfallen dabei 3 Bewertungen auf einen Median schlechter als „1“, im Kollektiv CRCu 0-1 ist dies nur eine einzige Bewertung. In beiden Vergleichskollektiven wird keine Aufnahme im Median mit der Note „4“ bewertet.

4.2.2.2 Altersgruppen: 1 – 5 Jahre

Note	Häufigkeit	
	CR	CRCu
1	32	28
2	3	2
3	1	1
4	0	0
Total	36	32

**Tabelle 29: Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Zentrierung / Positionierung“ in der Altersgruppe 1 - 5 Jahre**



In der Altersgruppe der Ein- bis Fünfjährigen wird die Zentrierung ähnlich bewertet, 32 von 36 Bewertungen mit im Median „1“ (CR) im Vergleich zu 28 von 31 Bewertungen (CRCu). Dabei werden nur 4 (CR) bzw. 3 (CRCu) schlechter als „1“ bewertet. Eine Bewertung mit im Median „4“ oder „5“ tritt nicht auf.

#### 4.2.2.3 Altersgruppen: 5 – 10 Jahre

Note	Häufigkeit	
	CR	CRCu
1	9	12
2	1	1
3	0	0
4	1	0
Total	11	13

**Tabelle 30: Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Zentrierung / Positionierung“ in der Altersgruppe 5 – 10 Jahre**

In der Altersgruppe 5 - 10 Jahre wird ebenfalls der Großteil der Aufnahmen im Median mit der Note „1“ bewertet, in der Gruppe CR 5-10 sind dies 9 von 11 Bewertungen gegenüber 12 von 13 in der Gruppe CRCu 5-10. Im Kollektiv CR 5-10 wird eine Aufnahme im Median mit der Note 4 bewertet, im Kollektiv mit 0,2 mm Cu war dagegen die schlechteste Note im Median eine „2“.

#### 4.2.2.4 Altersgruppen: 10 – 15 Jahre

Note	Häufigkeit	
	CR	CRCu
1	15	14
2	1	2
3	2	0
4	1	0
Total	19	16

**Tabelle 31: Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Zentrierung / Positionierung“ in der Altersgruppe 10 - 15 Jahre**

Im Kollektiv der Kinder von 10 - 15 Jahren wurden dabei 15 von 19 Aufnahmen im Median mit der Note „1“ (CR) bzw. 14 von 16 (CRCu) bewertet. Dabei waren im Kollektiv CR 10-15 nur 4 Bewertungen im Median schlechter als „1“, davon eine mit „4“. Im Kollektiv CRCu 10-15 waren nur 2 Aufnahmen im Median schlechter als „1“, dabei wurde keine Aufnahme schlechter als „2“ bewertet.

#### 4.2.2.5 Gesamtkollektive

Note	Häufigkeit	
	CR	CRCu
1	69	63
2	7	5
3	4	2
4	2	0
Total	82	70

**Tabelle 32: Mediane der 9 Einzelnoten im Kriterium „Zentrierung / Positionierung“ der Systeme im Vergleich**

Im Hinblick auf die Gesamtkollektive zeigt sich, dass der Großteil der Aufnahmen optimal zentriert bzw. positioniert ist, dies sind jeweils 69 von 82 (CR) bzw. 63 von 70 (CRCu). Im Median nicht optimal eingeblendet sind im Gesamtkollektiv CR 13 von 82 im Vergleich zu 7 von 70 im Gesamtkollektiv CRCu. Dabei werden im Kollektiv CR zwei Aufnahmen im Median mit der Note „4“ bewertet, im Kollektiv CRCu dagegen keine.

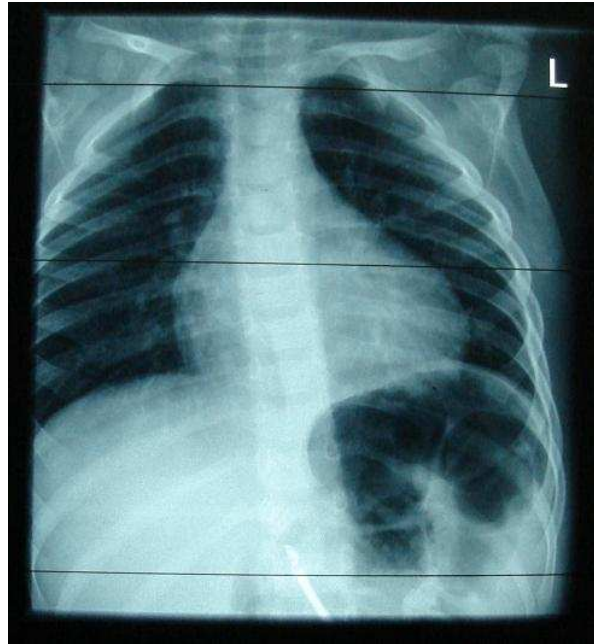
#### 4.2.2.6 Art der Fehlzentrierung oder –positionierung

Tendenz	Häufigkeit	
	CR	CRCu
„+“	16	10
„-“	17	4
Total	33	14

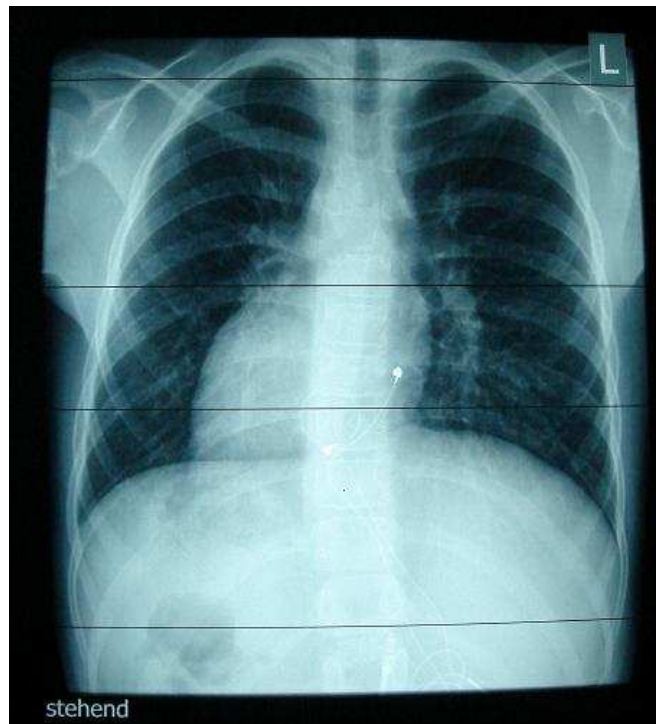
**Tabelle 33: Tendenz der Fehlzentrierung oder –positionierung bei den Kollektiven CR und CRCu im Vergleich**

Um einen Überblick über die Tendenz bei Fehlzentrierungen oder –positionierungen zu bekommen, wurde für grob fehlerhaft eingestellte Aufnahmen, die mit der Note „4“ bewertet wurden, zusätzlich ein „+“ für zu weite Aufblendung oder ein „-“, für ein Abschneiden von bildwichtigen Details vergeben. Im Kollektiv mit normalem Kupferfilter wurden (auf Basis der jeweils neun Einzelbewertungen der drei Beurteiler pro Aufnahme) etwa 0,04% der Aufnahmen mit der Note „4“ bewertet. Zu weit aufgeblendete Aufnahmen und solche bei denen Bildteile abgeschnitten wurden, hielten sich dabei etwa die Wage. Im Kollektiv mit verstärktem Kupferfilter entfiel auf mit der Note „4“ bewertete Aufnahmen (auf Basis der Einzelbewertungen) etwa ein Anteil von 0,02%. Dabei waren die fehlerhaften Aufnahmen tendenziell zu weit aufgeblendet.

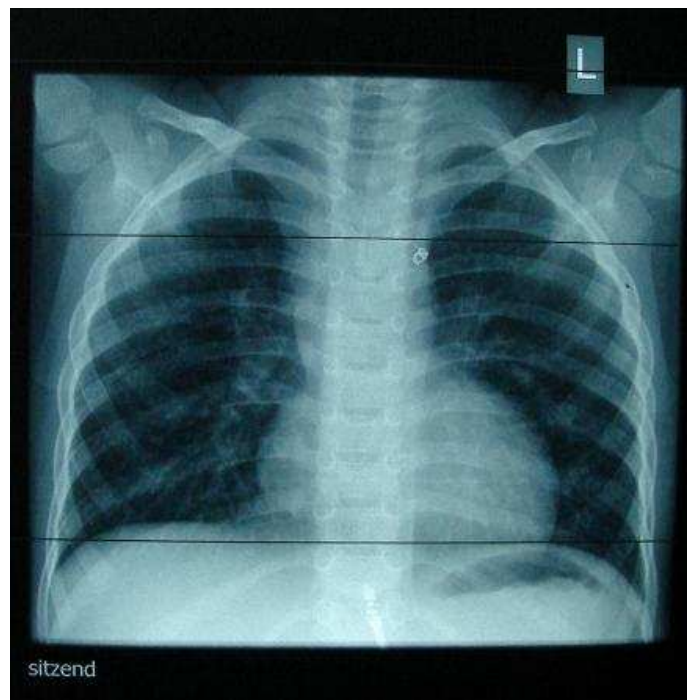
Es folgen einige Bildbeispiele für fehlerhaft eingeblendete oder zentrierte Aufnahmen sowie eine Aufnahme die als optimal bewertet wurde.



**Abbildung 24:** Fehlzentrierte und zu stark eingblendete Aufnahme mit abgeschnittenen Anteilen der rechten Lunge, gleichzeitig zu weite Aufblendung nach caudal. Relative Feldgröße 111%, Note „5“ im Kriterium „Einblendung“, im Kriterium „Zentrierung/Positionierung“ im Median Note „3“. Regelhafte Abbildung der Dosimetersonde im Epigastrium.



**Abbildung 25:** Nach caudal mangelhaft eingblendete Aufnahme. Relative Feldgröße 117%, Note „4“ im Kriterium „Einblendung“, im Kriterium „Zentrierung / Positionierung“ median Note „1“



**Abbildung 26: Optimal eingblendete Aufnahme. Relative Feldgröße 100%, Note „1“ im Kriterium „Einblendung“, median Note „1“ im Kriterium „Zentrierung / Positionierung“**

#### 4.2.2.7 Objektivierbares Qualitätsmerkmal für das Kriterium Zentrierung / Positionierung

Da bei der Bewertung der Aufnahmen der Bildmittelpunkt anhand des zentral abgebildeten Wirbelkörpers erfasst wurde, lässt sich den subjektiven Beurteilungen ebenfalls ein objektiver Wert gegenüberstellen. Dabei erfolgte die Auswertung für beide Filter gemeinsam, jedoch, auf Grund der unterschiedlichen Körperproportionen der Kinder im Wachstumsverlauf, getrennt nach Altersgruppen. Es wurden dabei die in den jeweiligen Altersgruppen mit der Note „1“ bewerteten Aufnahmen als Basis genommen (s. Tab. 34). Als Mittelwert wurde aus den bereits o.g. Gründen der Median gewählt.

Altersgruppe	Anzahl (n)	Median liegender BWK	Varianz
0 - 1 Jahr	22	6	2,23
1 - 5 Jahre	60	6 / 7	2,42
5 - 10 Jahre	21	7 / 8	1,30
10 - 15 Jahre	30	8	0,99

**Tabelle 34: Bildmittelpunkt bei optimaler Zentrierung (zentral abgebildeter Brustwirbelkörper) innerhalb der jeweiligen Altersgruppen**

### 4.2.3 Einblendung

Im Bezug auf die Noten für das Qualitätsmerkmal „Einblendung“ ist kein Mittelwert der Bewertungen erforderlich, da für jede Aufnahme im Konsens zweier Doktoranden nach den Qualitätskriterien in Punkt 3.6.1 nur eine Note vergeben wurde.

#### 4.2.3.1 Altersgruppen: 0 – 1 Jahr

Note	Häufigkeit	
	CR	CRCu
1	5	4
2	7	1
3	1	3
4	3	1
5	0	1
Total	16	10

**Tabelle 35: Bewertungen im Kriterium „Einblendung“ in der Altersgruppe 0 - 1 Jahr**

In den Kollektiven der bis ein Jahr alten Kinder zeigt sich, dass durchaus die Noten „4“ und „5“ vergeben werden. Im Kollektiv CR 0-1 entfallen dabei 3 von 16 Bewertungen schlechter

als „3“ aus, im Kollektiv CRCu 0-1 sind es 2 von 10. Dabei wird im Kollektiv CRCu 0-1 sogar einmal die Note „5“ vergeben. Der Großteil der Aufnahmen in beiden Kollektiven (13 von 16 bei CR, 8 von 10 bei CRCu) wird allerdings als mindestens befriedigend („3“) bewertet.

#### 4.2.3.2 Altersgruppen: 1 – 5 Jahre

Note	Häufigkeit	
	CR	CRCu
1	12	8
2	8	8
3	6	6
4	7	8
5	3	1
Total	36	31

**Tabelle 36: Bewertungen im Kriterium „Einblendung“ in der Altersgruppe 1 - 5 Jahre**

Im Kollektiv der Ein- bis Fünfjährigen fallen die Bewertungen schlechter aus; hier sind im Kollektiv CR 1-5 10 von 36 Aufnahmen schlechter als „3“ bewertet, im Kollektiv CRCu 1 - 5 sind dies 9 von 31. Analog zur Altersgruppe der nächstjüngeren Kinder ist jedoch der Großteil der Aufnahmen mindestens mit der Note „3“ bewertet.

#### 4.2.3.3 Altersgruppen: 5 – 10 Jahre

Note	Häufigkeit	
	CR	CRCu
1	5	4
2	2	2
3	2	3
4	2	3
5	0	1
Total	11	13

**Tabelle 37: Bewertungen im Kriterium „Einblendung“ in der Altersgruppe 5 - 10 Jahre**

Bei den Aufnahmen der Kinder von fünf bis 10 Jahren setzt sich ebenfalls dieser Trend fort.

#### 4.2.3.4 Altersgruppen: 10 – 15 Jahre

Note	Häufigkeit	
	CR	CRCu
1	4	4
2	8	9
3	4	1
4	1	2
5	2	0
Total	19	16

**Tabelle 38: Bewertungen im Kriterium „Einblendung“ in der Altersgruppe 10 - 15 Jahre**



Ähnlich wie in den vorangegangenen Altersgruppen sind die meisten Aufnahmen mindestens befriedigend eingeblendet. Auffällig sind in dieser Altersgruppe die beiden mangelhaft eingeblendeten Aufnahmen im Kollektiv CR 10-15. Zusätzlich zeigt sich, dass vergleichsweise wenige Bilder optimal eingeblendet sind, zugunsten häufiger auftretender Bewertungen mit der Note „2“.

#### 4.2.3.5 Gesamtkollektive

Note	Häufigkeit	
	CR	CRCu
1	26	20
2	25	20
3	13	13
4	13	14
5	5	3
Total	82	70

**Tabelle 39: Bewertungen im Kriterium „Einblendung“ der Filter der Gesamtkollektive im Vergleich**

Im Hinblick auf die Gesamtkollektive zeigt sich, dass der größere Anteil der Aufnahmen mindestens mit der Note „3“ bewertet wurde. Insgesamt 18 von 82 Aufnahmen (CR) bzw. 17 von 73 Aufnahmen (CRCu) wurden den Noten „4“ oder „5“ bewertet.

4.2.3.6 Objektivierbares Qualitätsmerkmal für das Kriterium „Einblendung“

Note	Anzahl (n)	Minimum (%)	Maximum (%)	Mittelwert	Median	Varianz
1	45	100	112	101,6	100	6,4
2	44	100	119	107,0	106	23,0
3	24	108	141	118,6	118	72,3
4	27	94	139	104,6	103	122,3
5	8	91	_*	_*	_*	_*

**Tabelle 40: Gegenüberstellung der subjektiven Einblendungsnoten mit dem objektivierbaren Parameter „relative Feldgröße“**

\* in 7 Fällen überschreitet das Strahlenfeld das Bildformat, weshalb eine Aussage über die Größe des Strahlenfeldes nicht möglich ist

Note	Anzahl (n)	Minimum (%)	Maximum (%)	Mittelwert	Median	Varianz
4 -	10	94	98	94,7	94	1,8
4+	17	100	139	110,4	107	100,6
5 -	1	91	91	_*	_*	_*
5+	7	111	_*	_*	_*	_*

**Tabelle 41: Aufstellung der relativen Feldgröße für die Noten „4“ und „5“ bei jeweils zu weiter Aufblendung („+“) oder abgeschnittenen Bilddetails („-“)**

\* nur ein Wert vorhanden

\*\* in 7 Fällen überschreitet das Strahlenfeld das Bildformat, weshalb eine Aussage über die Größe des Strahlenfeldes nicht möglich ist

Um eine möglichst hohe Aussagekraft der mittleren relativen Feldgrößen im Bezug auf die erzielte Note zu erreichen, wurden auch in diesem Kriterium die Kollektive CR und CRCu zusammengefasst.

Dafür ergaben sich für die Note „1“ eine mediane relative Feldgröße von 100%, für die Note „2“ ein Wert von 106% und für die Note „3“ 118%. Mittelwerte für die relativen Feldgrößen

der Noten „4“ und „5“ erscheinen wenig sinnvoll, weil bei diesen Noten eine Abweichung der Feldgröße in beide Richtungen möglich ist und der entstehende Mittelwert somit am ehesten von der Richtung der jeweiligen Abweichungen abhängt. Tendenziell ist allerdings, analog zu 4.2.2.6, zu erkennen, dass eine Tendenz in Richtung zu großer Strahlenfelder, also einer zu weiten Aufblendung, besteht. Bei einzelnen mit der Note „5“ beurteilten Aufnahmen überschreitet das Nutzstrahlenfeld sogar das Kassettenformat, womit eine ausreichende Einblendung nicht dokumentiert werden kann, selbst wenn diese möglicherweise vorgelegen hat. Dies war jeweils der Fall bei groß gewachsenen Jugendlichen, für die das maximale Kassettenformat ausgenutzt werden musste, dies allerdings vom Untersuchenden überschätzt wurde.

### 4.3 Dosis-beeinflussende Faktoren

Explorativ sollen anhand der vorliegenden Daten mögliche Zusammenhänge von Körperparametern mit der resultierenden Oberflächendosis bei einer Röntgenaufnahme untersucht werden.

#### 4.3.1 Größe, Gewicht, Body-Mass-Index

Da die Expositionsparameter für die Altersgruppen bis 10 Jahren durch die Altersgruppe festgelegt sind, kommt es bei der Betrachtung von Oberflächendosis im Feld im Bezug auf Größe und Gewicht zu einem Stufenphänomen, das durch die Altersgruppen erklärt werden kann. Aus diesem Grund wird auf eine nähere Betrachtung der Altersgruppen bis 10 Jahren verzichtet. Dahingegen wurden die Aufnahmen ab einem Alter von 10 Jahren am Rasterwandstativ mit einer Belichtungsautomatik durchgeführt, bei der das Absorptionsverhalten des Individuums abhängig von körperbezogenen Parametern die Expositionsparameter mAs-Produkt und Belichtungsdauer beeinflusst. Daher wurde auf diese Altersgruppe ein besonderes Augenmerk gerichtet. Dieser Effekt tritt unabhängig vom verwendeten Filter auf, deshalb wurden beide Kollektive CR 10-15 und CRCu 10-15 für diese Betrachtung zusammengefasst, um einen größeren Stichprobenumfang zu erreichen.

		Oberflächendosis im Strahlenfeld
Körpergröße	r	0,055
	Signifikanzniveau	0,750
	Anzahl (n)	36
Gewicht	r	0,416
	Signifikanzniveau	0,012
	Anzahl (n)	36
Body-Mass- Index	r	0,537
	Signifikanzniveau	0,001
	Anzahl (n)	36

**Tabelle 42: Pearson – Korrelation der Faktoren Körpergröße, Gewicht, BMI und der Oberflächendosis im Strahlenfeld im zusammengefassten Kollektiv aus CR 10-15 und CRCu 10-15**

In der (explorativen) Untersuchung der Parameter auf Korrelation mit der Oberflächendosis im Strahlenfeld zeigt sich, dass ein starker Zusammenhang mit dem Körpergewicht ( $r = 0,416$ ) und ein noch stärkerer Zusammenhang mit dem Body-Mass-Index ( $r = 0,537$ ) zu bestehen scheint.

#### 4.3.2 Thoraxdurchmesser

Analog zu den Untersuchungen unter 4.3.1 wurde eine Korrelation von Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld mit dem sagittalen Thoraxdurchmesser durchgeführt. Aus den ebenfalls unter 4.3.2 genannten Gründen wurden für eine Überprüfung auf einen möglichen Zusammenhang nur die Patienten, deren Untersuchung am Rasterwandstativ mit Belichtungsautomatik durchgeführt wurde, verwendet.

		Oberflächendosis im Strahlenfeld
Thorax- Durchmesser	r	0,503
	Signifikanzniveau	0,002
	Anzahl (n)	36

**Tabelle 43: Pearson – Korrelation des Faktors Thoraxdurchmesser und der Oberflächendosis im Strahlenfeld im zusammengefassten Kollektiv aus CR 10-15 und CRCu 10-15**

Hier zeigte sich mit einem Korrelationskoeffizienten von  $r = 0,503$  ein signifikanter Zusammenhang.

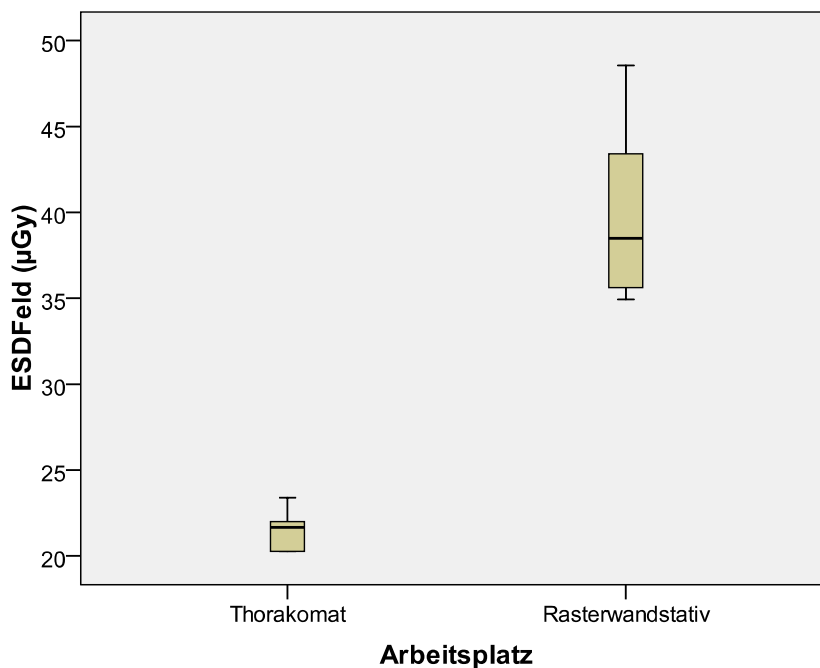
#### 4.3.3 Einsatz des Streustrahlenrasters

Das nach den Leitlinien der BÄK zur Röntgendiagnostik [27] ab einem sagittalen Thoraxdurchmesser von 15 cm empfohlene Streustrahlenraster (in Kombination mit pa-Strahlengang und Hartstrahltechnik) bringt neben einer gewünschten Minderung von Streu-Artefakten eine Erhöhung der applizierten Dosis mit sich. Wir stellen die im Rahmen der Studie an den verschiedenen Arbeitsplätzen (Thoracomat vs. Rasterwandstativ) untersuchten Patienten mit der gemessenen Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld einander gegenüber.

Die Untersuchungen am Thoracomat fanden mit 73 kV, 1,6 mAs und einer Belichtungszeit von 6,87 ms statt. Die jeweiligen Belichtungen am Rasterwandstativ fanden mit 125 kV und im Mittel 0,82 mAs bei einer mittleren Expositionsdauer von 6,95 ms statt. Der mediane Thoraxdurchmesser bei den am Thoracomat untersuchten Patienten betrug dabei 13,5 cm, der bei jenen am Rasterwandstativ 16 cm. Die Belichtung wurde bei allen Aufnahmen im Median mit der Note „1“ bewertet. Dabei wurde bei den 9 Einzelbewertungen, die jedes Bild im Kollektiv ohne Raster erhält, viermal die Note „2“ vergeben, im Kollektiv mit Raster einmal die Note „4“, die restlichen Bewertungen erfolgten mit der Note 1.

Arbeitsplatz	Anzahl (n)	Minimum ( $\mu\text{Gy}$ )	Maximum ( $\mu\text{Gy}$ )	Median	Varianz
Thorakomat	6	20,26	23,40	21,66	1,40
Rasterwandstativ	5	34,93	48,56	38,49	32,94

**Tabelle 44: Vergleich der Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld bei Untersuchungen ohne und mit Streustrahlenraster innerhalb des Kollektivs CR 5-10**



**Abbildung 27: Vergleich der Oberflächendosis im Nutzstrahlenfeld bei Untersuchungen ohne und mit Streustrahlenraster innerhalb des Kollektivs CR 5-10**

Es zeigt sich, dass die Oberflächendosis der Aufnahmen mit Streustrahlenraster im Median doppelt so hoch wie ohne Raster ist (38,49  $\mu\text{Gy}$  mit im Vergleich zu 21,66  $\mu\text{Gy}$  ohne Raster). Gleichzeitig weisen die am Rasterwandstativ durchgeführten Untersuchungen eine wesentlich breitere Streuung der Dosiswerte auf.

#### 4.4 Korrelation der Dosisindikatoren

Um festzustellen, wie sinnvoll der LgM-Wert als herstellerepezifischer Wert für die Expositionskontrolle unter Studienbedingungen ist und in welcher Ausprägung ein Zusammenhang mit der real applizierten Dosis besteht, wurde eine Pearson – Korrelation der Oberflächendosis im Strahlenfeld mit dem entsprechenden LgM-Wert durchgeführt. Da der LgM-Wert unabhängig von der Filterung betrachtet werden kann, wurden zur Vergrößerung des Stichprobenumfangs die Kollektive mit herkömmlichem und verstärktem Kupferfilter zusammengefasst. Allerdings ist der resultierende LgM-Wert nur vergleichbar, wenn er mit vergleichbaren Standardaufnahmen (mit ähnlicher Bildinformation) erhoben wird. Aus diesem Grund wurden die jeweiligen Alterskollektive getrennt betrachtet:

Kollektive		Oberflächendosis im Strahlenfeld
LgM	r	0,796
(CR+CRCu 0-1 Jahr)	Anzahl (n)	26
LgM	r	0,523
(CR+CRCu 1-5 Jahre)	Anzahl (n)	67
LgM	r	-0,227
(CR+CRCu 5-10 Jahre)	Anzahl (n)	24
LgM	r	0,097
(CR+CRCu 10-15 Jahre)	Anzahl (n)	35

**Tabelle 45: Pearson – Korrelation des LgM-Wertes und der Oberflächendosis im Strahlenfeld in den zusammengefassten Kollektiven (CR+CRCu 0-1, CR+CRCu 1-5, CR+CRCu 5-10, CR+CRCu 10-15)**

In den Kollektiven 0 - 1 Jahr und 1 - 5 Jahre zeigt sich eine starke Korrelation ( $r = 0,796$  und  $r = 0,523$ ). Im Kollektiv der Fünf- bis Zehnjährigen besteht allerdings eine negative Korrelation, im Kollektiv der nächstälteren Kinder besteht nur eine sehr geringe Korrelation.

## 5 DISKUSSION

Bei radiologischer Diagnostik im Kindesalter gilt es bei Untersuchungen mit ionisierender Strahlung nach dem ALARA-Prinzip (As low as reasonably achievable) zu verfahren, also eine Diagnose mit der niedrigst möglichen applizierten Dosis zu stellen.

Dabei ist zu allererst zu evaluieren, welche Untersuchungsverfahren zur Verfügung stehen und ob überhaupt eine Methode mit ionisierender Strahlung notwendig wird. So haben in bestimmten Bereichen, wie z.B. der Abdomen- und Schädel diagnostik Sonografie und Magnetresonanztomografie konventionelle radiologische Untersuchungen bei bestimmten Fragestellungen bereits nahezu ersetzt [35]. Dabei ist vor allem vor der Durchführung von computertomografischen Untersuchungen zu prüfen, ob nicht auch projektionsradiografische Verfahren ausreichen. Ist die Entscheidung auf eine Methode mit ionisierender Strahlung gefallen, ist, je Fragestellung der Untersuchung, die notwendige Bildqualität festzusetzen. So ist zum Beispiel in der Skelettradiologie zum Frakturausschluss eine bessere Bildqualität notwendig als für eine Kontrolle einliegender Osteosynthesematerials [36, 37]. Vor dem Hintergrund dieser Abwägungen ist auch die Erfahrung des Untersuchers insofern von Bedeutung, als dass ein erfahrener Radiologe eine pathologische Struktur auch auf einer Aufnahme weniger guter Qualität erkennen kann [38]. Durch gute Einstelltechnik lässt sich die resultierende Dosis ebenfalls signifikant senken, indem durch korrekte Zentrierung und Positionierung sowie maximale Kollimation das Nutzstrahlenfeld so klein wie möglich gehalten werden soll. Dabei ist darauf zu achten, dass eine zu starke Einblendung mit Abschneiden relevanter Strukturen zur Wiederholung einer Aufnahme führen kann [37]. So kann auch durch leichte Fehler bei der Durchführung, wie z.B. einer ungewollten Expirationsaufnahme beim Röntgen-Thorax, durch eine Wiederholung der Untersuchung eine um 100% höhere Dosis entstehen. Auf Grund der fehlenden Dosis-Schwärzungs-Relation bei digitalen Radiografieverfahren ist es unerlässlich, die applizierte Dosis zu dokumentieren und dem Untersucher ersichtlich zu machen. Einzig durch eine auf den Aufnahmen sichtbare Dosisangabe bzw. einen Expositionsparameter ist durch das damit beim Untersucher geschaffene Bewusstsein eine Dosisreduktion um 33% möglich [18].

Ebenfalls vor der Untersuchung ist individuell zu entscheiden, ob auf Grund des Objektdurchmessers ein Streustrahlenraster notwendig ist. Die durch Streustrahlenreduktion gewonnene Bildqualität trägt, je nach Schachtverhältnis des verwendeten Rasters dabei den Preis einer 2-3fachen Oberflächendosis [39]. Neben diesen vor allem untersucherabhängigen Mög-



lichkeiten ergibt sich im Zuge der technischen Weiterentwicklung eine durch immer effizientere Detektoren hervorgerufene Dosisreduktion.

Soll eine bereits vorhandene Röntgenanlage dosisoptimiert werden, ist dies vor allem durch eine Aufhärtung der Strahlung möglich, entweder durch eine Erhöhung der Röhrenspannung mit gleichzeitiger Senkung des Röhrenstroms, oder durch den Einsatz von Röhrenfiltern.

Durch Erhöhung der Röhrenspannung lassen sich dabei Einsparungen der Oberflächendosis von 20-50% erreichen, wobei Grenzen durch die benötigte Bildqualität und vor allem durch die Detektoreigenschaften gesetzt sind [19, 40-48]. Das Prinzip, mit Hilfe von Röhrenfiltern aus unterschiedlichsten Materialien den Anteil der niederenergetischen Strahlung am charakteristischen Röhrenspektrum zu minimieren um eine Dosisreduktion zu erreichen, ist nicht neu. In diesem Zusammenhang verwendet man seit den 1960er Jahren unterschiedlich starke Folien der Elemente mit Ordnungszahlen zwischen 25 und 35 (meist Aluminium oder Kupfer), die im Strahlengang als Hochpass den Anteil der Strahlung bis etwa 100 keV herabsetzen [49, 50]. In den 1980er Jahren wurde der Forschungsschwerpunkt auf die Optimierung des Filtermaterials gesetzt, da es durch den Einsatz von herkömmlichen Filtern mit einer relativ homogenen Abschwächung bis etwa 100 keV auch zu einer signifikanten Abschwächung der Nutzstrahlung kommt. Durch den Einsatz von seltenen Erden mit einer Ordnungszahl zwischen 40 und 70 wie Gadolinium oder Erbium ergaben sich Filter, die als Bandpass dienen, die also das Röhrenspektrum einen Schritt näher an eine rein monochromatische Strahlung bringen sollen, indem sie in einem charakteristischen keV-Bereich beinahe strahlentransparent sind und jeweils weichere und härtere Anteile abschwächen. Die initiale Euphorie mit beworbenen möglichen 70% Dosisersparung bei gleich bleibender Bildqualität (Werbung mit „Cut patient x-ray doses in half“ in Radiology 1986, 161, 146A) konnte im weiteren Verlauf der Nachfolgearbeiten nicht reproduziert werden. Als sich in umfassenden Studien keine signifikante Überlegenheit dieser K-Edge-Filter gegenüber herkömmlichen Filtern nachweisen ließ, wurden Forschungsmaßnahmen in diesem Bereich, nicht zuletzt auf Grund der immensen Kosten der seltenen Materialien, minimiert [49, 51]. In der Kinderradiologie wurden im Rahmen der nationalen Richtlinien Röhrenfilter schließlich zur Pflichtausstattung [26], wobei die Grenze der maximalen Filterstärke damit vom Kontrastverhalten der Film-Folien-Systeme begrenzt wurde, so dass der verpflichtende Filter in der Kinderradiologie mit 0,1 mm Al + 1 mm Cu festgeschrieben wurde. Nachdem sich digitale Radiographiesysteme, die seit Mitte der 80er Jahre erhältlich waren und sich anfangs durch einen deutlich höheren Dosisbedarf auszeichneten, in den 90er Jahren schließlich im Bezug auf die Dosisempfindlichkeit

den Film-Folien-Kombinationen angenähert hatten, zeigte sich, dass sie unter anderem durch die Möglichkeit des Postprocessings, also der digitalen Bildoptimierung, Kontrastminderungen wie etwa durch den Einsatz von dickeren Röhrenfiltern besser tolerieren [52] und damit einen zusätzlichen möglichen Angriffspunkt zur Dosisoptimierung bieten.

Auf dem Gebiet der digitalen Projektionsradiographie gibt es verschiedene Gerätelösungen, bei denen die CR-Systeme (computed radiography) und DR-Systeme (direct radiography) herauszuheben sind. DR-Systeme, oder Flachdetektoren, basieren auf dem Prinzip, dass im Detektorarray jeder einzelne Pixel als Detektor dient, absorbierte Röntgenquanten führen dabei innerhalb des (einzelnen) Detektors zu einer Ladungsänderung, die über ein TFT-Array (Thin Film Transistor) örtlich zugeordnet wird. Als Detektormaterial dient bei Geräten der neuesten Generationen amorphes Selen [24]. Diese Geräte zeichnen sich durch eine hohe Effizienz aus, sind allerdings Bauart-bedingt zum heutigen Zeitpunkt noch nicht transportabel und im Vergleich zu sämtlichen CR-Systemen aufgrund der komplexen Bauweise wesentlich teurer [1, 53-55]. Speicherfolien- oder CR-Systeme weisen zwar eine niedrigere Effizienz auf, zeigen sich allerdings auf Grund der Transportabilität und des geringeren Kostenaufwandes in der Anschaffung als gute Alternative zu Film-Folien-Kombinationen. In der Kinderradiologie erfolgte der Wechsel auf digitale Systeme nur langsam, da anfänglich Bildqualität und Dosisbedarf der Geräte denen von Film-Folien-Kombinationen zurückstanden. Durch neue Speicherfoliensysteme, die vergleichbar oder effizienter als Film-Folien-Kombinationen sind [56, 57], war auch in der pädiatrischen Radiologie der Umstieg auf ein digitales System möglich. Vor dem Hintergrund der größeren Toleranz gegenüber Kontrastminderungen infolge von aufgehärteter Strahlung [56] wurden mit den Geräten der neueren Generationen weitere Dosisreduktionen möglich. Wie von Heyne et al. [48] bereits anhand eines Thoraxphantoms in Hartstrahltechnik untersucht, ergibt sich durch zusätzliche Filterung eine Dosisreduktion bei weiterhin ausreichender Bildqualität.

Die vorliegende Studie stellt die praktische Anwendung dieser Dosisreduktion in Weich- und Hartstrahltechnik bei Thoraxaufnahmen im Kindesalter im klinischen Alltag dar.

## 5.1 Dosisvergleich der untersuchten Filter

Im Verlauf der im Rahmen dieser Studie durchgeführten Untersuchungen zeigte sich durch den Einsatz der zusätzlichen Kupferfilterung eine signifikante Dosisenkung im Nutzstrahlenfeld bei allen Untersuchungen, die mit festen Expositionsparametern am Thoracomat durchgeführt wurden. Im Median ergab sich hierdurch eine Dosisreduktion um 39 Prozent. Dabei resultierte durch die pro Altersgruppe vorgegebenen Expositionswerte eine so enge Streuung der Messwerte, dass diese im Bereich des Messfehlers des verwendeten Dosimeters lag.

Bezogen auf die Untersuchungen in Hartstrahltechnik am Rasterwandstativ lässt sich kein signifikanter Dosisunterschied nachweisen, die median applizierte Dosis bei 0,2 mm Kupferfilterung scheint bei den betrachteten Untersuchungen sogar höher zu sein. Im Gegensatz zu den Aufnahmen am Thoracomat wurden solche am Rasterwandstativ mit AEC (automatic exposure chambers), also Belichtungsautomatik, durchgeführt. Durch die Verwendung der AEC in dieser Studie ist die Feststellung eines Dosisunterschiedes allerdings a priori schwer möglich, da dabei eine Abschaltung erst bei zuvor eingestellter Abschaltdosis am Detektor hinter dem durchstrahlten Objekt stattfindet. Durch diese Tatsache ist die Streuung der Messwerte in diesem Kollektiv eher auf den Körperbau der untersuchten Patienten als auf die unterschiedlichen Filter zurückzuführen. Allerdings ist dabei anzumerken, dass hier möglicherweise auch ein Empfindlichkeitsunterschied des Dosimeters bzw. der Messkammer der Belichtungsautomatik gegenüber einer aufgehärteten Strahlung eine Rolle spielen könnte.

Im Vergleich zu den im Nutzstrahlenfeld gemessenen Dosiswerten weisen die im Bereich der Gl. thyroidea erhobenen Messwerte eine sehr viel breitere Streuung auf. Diese Streuung ist über alle Altersgruppen hinweg so ausgeprägt, dass sich der hochsignifikante Dosisunterschied der beiden Filterkollektive hier nicht reproduzieren lässt. Im Unterschied zur Dosismessung im Nutzstrahlenfeld, bei der die Sonde in jedem Fall im Strahlenfeld liegen musste, war für die Messungen im Schilddrüsenbereich Voraussetzung, dass sie im Thyroideabereich lag (unabhängig, ob diese innerhalb oder außerhalb des direkten Strahlenfeldes lag). Daraus resultiert, dass erstere immer von homogener Nutzstrahlung getroffen wurden, was sich in einer engen Streuung der Messwerte niederschlägt. Für die über der Gl. thyroidea gemessene Dosis ergibt sich der Messwert damit maßgeblich durch die Tatsache, ob die Messsonde innerhalb oder außerhalb des Nutzstrahlenfeldes lag. Im Sinne der Strahlenhygiene sollten besonders strahlensensible Organe wie auch die Schilddrüse in jedem Fall außerhalb des einge-

blendeten Bereichs liegen [27]. Dies kann bei manchen Patienten mit z.B. Körperbau-bedingt kurzem Hals oder mangelnder Mitarbeit schwer möglich sein. Eine direkte Mitexposition der Gl. thyroidea kann dabei auch durch mangelhafte Einblendung seitens der/des MTRA verursacht sein. Beim Blick auf die Oberflächendosis im Bereich der Schilddrüse der Gesamtkollektive CR und CRCu im Vergleich zeigt sich neben einem Absolutwert von 3,76  $\mu\text{Gy}$  beim Kollektiv mit 0,1 mm Cu gegenüber 2,25  $\mu\text{Gy}$  bei 0,2 mm Cu eine deutlich geringere Streuung der Messwerte bei den (später erhobenen) Daten des Gesamtkollektivs CRCu. Auch in einzelnen Altersgruppen innerhalb dieses Kollektivs setzt sich dieser Trend fort. Neben einer besseren Platzierung der Messsonden (außerhalb des Nutzstrahlenfeldes) lässt sich als möglicher Erklärung eine engere Einblendung vermuten.

## 5.2 Resultierende Bildqualität

Nach dem ALARA-Prinzip soll eine Dosisenkung dergestalt geschehen, dass sie noch „reasonable“, also vernünftig, ist. In der Theorie lässt sich bei jedem radiografischen System eine minimale Dosis erreichen – diese niedrigere Dosis ist dabei allerdings nur dann von Wert, wenn Sie nicht mit einem übermäßigen Verlust an Bildqualität einhergeht. Da diese Bildqualität mehrdimensional zu betrachten ist, bedienen sich Autoren in Vergleichsarbeiten unterschiedlichster Methoden um diese zu bestimmen. Neben der Möglichkeit der objektiven Beurteilung der Eigenschaften des Bilderzeugungssystems mit technisch messbaren Parametern wie der Signal-to-Noise-Ratio (SNR) oder der detektiven Quanteneffizienz (DQE) wie z.B. bei Busch [35, 36] oder Seibert [38] lässt sich, vor allem im Bezug auf die Praktikabilität, eine subjektive Beurteilung anhand des Bildeindrucks als weitere Möglichkeit nennen. Diese subjektive Beurteilung sollte dabei mittels klar festgelegter Parameter, z.B. Scores objektivierbar sein. Die Bewertungen können in diesem Fall an speziellen Phantomen [58-61] oder bei diagnostischen Aufnahmen an Patienten [45-47, 62] erfolgen.

In der vorliegenden Arbeit entschied man sich für eine Kombination dieser beiden Möglichkeiten. Als Score zur Beurteilung der subjektiven Bildqualität diene der von Alt et al. [33] verwendete, mit besonderem Augenmerk auf das Kriterium „Belichtung“. Die Kriterien „Zentrierung/Positionierung“ und „Einblendung“ sind dabei notwendig um eine gleichbleibende Bildqualität zu gewährleisten, aber nicht dosisabhängig, also unabhängig vom verwendeten Filter. Sind diese Kriterien auch nicht dosisabhängig, so beeinflussen sie doch die resultierende Dosis pro Aufnahme, z.B. durch eine zu weite Aufblendung und Mitexposition nicht

diagnoserelevanter Regionen oder eine Wiederholung der Untersuchung durch fehlzentrierte Aufnahmen bzw. zu starke Kollimation mit Abschneiden wichtiger Bilddetails.

Im Kriterium „Belichtung“ bewerteten die drei Betrachter die Aufnahmen der Filterkollektive ausschließlich mit den Noten „1“ und „2“. Die mit „2“ bewerteten Aufnahmen wurden dabei als leicht unterexponiert im Sinne eines verstärkten Bildrauschens empfunden, allerdings ohne Einschränkung auf die diagnostische Wertigkeit. Trotz der um etwa 39% niedrigeren Dosis durch den Einsatz von 0,2 mm Cu ließ sich in diesem Kriterium altersgruppenintern und im Vergleich der Gesamtkollektive kein Unterschied der Bildqualität nachweisen. Leider war es aus Softwaregründen nicht möglich über die Region of Interest in vorher definierten charakteristischen Bildarealen einen objektivierbaren Parameter für die individuelle Exposition der Aufnahmen zu ermitteln.

Für das Kriterium „Zentrierung/Positionierung“ ergab sich, dass im Gesamtkollektiv CR 84,1% der Aufnahmen optimal zentriert waren, gegenüber 90,0% im Gesamtkollektiv CRCu. Dabei zeigt sich auch im Blick auf die einzelnen Altersgruppen, dass die Bewertungen der Aufnahmen mit 0,2 mm Cu, die im Laufe der Studie später angefertigt wurden, über alle Altersgruppen hinweg besser bewertet wurden, als die früher angefertigten Aufnahmen mit 0,1 mm Cu.

Im Kriterium „Einblendung“ ergab sich im Gegensatz zu den guten Noten der vorangegangenen Punkte eine auffallend große Anzahl an Bewertungen, die schlechter als mit der Note „2“ ausfielen. Dabei wurden im Gesamtkollektiv mit 0,1 mm Cu 37,8% der Aufnahmen schlechter als „2“ bewertet (im Vergleich zu 42,9% im Kollektiv mit 0,2 mm Cu), 22% (0,1 mm Cu) bzw. 23,3% (0,2 mm Cu) waren sogar schlechter als „3“. Bei den mit „4“ und „5“ bewerteten Aufnahmen überwiegen solche, in denen eine zu weite Aufblendung erfolgte solchen, bei denen wichtige Bilddetails, wie z.B. die *Recc. costodiaphragmatices* abgeschnitten wurden. Bei zwei der mit „5“ bewerteten Aufnahmen, die aus der Gruppe der 10- bis 15-Jährigen stammen, waren die Einblendungsränder nicht sichtbar, eine Bestimmung der Feldgröße also unmöglich. Es handelte es sich dabei um großgewachsene Jugendliche, bei denen das komplette Kassettenformat ausgenutzt werden musste, das bei der Einblendung vom Untersucher offenbar überschätzt wurde. Da dies eine technisch vermeidbare Fehlerquelle darstellt, wäre die Nachrüstung einer Einblendautomatik für das benutzte Rasterwandstativ zu überdenken.

Ein unmittelbarer Einfluss des Alters auf die Art der fehlerhaften Einblendung ist nicht zu erkennen.

Als objektivierbaren Parameter stellten wir den ermittelten Noten die relative Feldgröße gegenüber. Die Werte (s. Tab. 40) von durchschnittlich 100% (Note „1“), 106% (Note „2“) und 118% (Note „3“) im Bezug auf die optimal eingeblendete Feldgröße stellen dabei Werte dar, anhand deren Größe sich ebenfalls der Grad der möglichen Dosisersparung zeigt: Bei den Aufnahmen mit der Note „3“ sind im Median 18% der Feldgröße vermeidbar mitexponiert worden, bei 5,9% der Aufnahmen betrug die relative Feldgröße mehr als 120%. Angesichts der elf Aufnahmen (7,2% aller Untersuchungen) mit abgeschnittenen Bilddetails war es in keinem Fall notwendig, die Untersuchung zu wiederholen.

Eine Dosiserhöhung durch mangelhafte Einblendung lässt sich allerdings durch die gemessene Oberflächendosis nicht erfassen. Für die folgenden Studien steht ein auch im Niedrigdosisbereich akkurat messendes Dosimeter für die Messung des Dosisflächenprodukts zur Verfügung, um auch diese durch unterschiedliche Einblendung verursachten Dosisunterschiede ausreichend genau für Vergleichszwecke dokumentieren zu können. Ziel ist es auch hier durch optimale Einstelltechnik eine Dosisreduktion zu erreichen. In Rahmen der Arbeit von Kurtz et. al. [63] zeigt sich eben dieser Effekt der möglichen Dosisersparung durch effektivere Einblendung im Rahmen einer Kontrolle und Optimierung der Einstelltechnik der Mitarbeiter.

Die hier erhobenen Vergleichswerte werden als Grundlage für die folgenden Arbeiten dieser Forschungsgruppe dienen, die auch im Hinblick auf eine weitere Optimierung der Einstelltechnik ausgelegt sind.

### 5.3 Dosis-beeinflussende Faktoren

Die unter 4.3 aufgeführten Betrachtungen zum Zusammenhang zwischen biometrischen Parametern und der resultierenden Oberflächendosis zeigen eine erwartungsgemäß starke Korrelation zwischen dem Body-Mass-Index der Patienten und der Dosis. Innerhalb einer Altersgruppe angewendet (hier im Bezug auf die 10- bis 15-Jährigen) zeigt der sagittale Thoraxdurchmesser dabei eine annähernd starke Korrelation, wobei er einen schneller zu erhebenden Wert darstellt. In den weiteren Korrelationen zeigten sich Alter, Gewicht, Größe diesen Faktoren als unterlegen. Der sagittale Thoraxdurchmesser stellt dabei allerdings dennoch einen eher experimentellen Parameter dar, der im Alltag zur Ermittlung des Dosisbedarfs eine untergeordnete Rolle spielt. Wie von der BÄK empfohlen, eignet er sich allerdings als Entscheidungshilfe ab wann für eine Aufnahme ein Streustrahlenraster erforderlich ist oder nicht [27].

Dort empfiehlt man die Verwendung eines Rasters ab einem Objektdurchmesser von 12-15 cm. Die in der vorliegenden Studie angefertigten Aufnahmen ohne Raster waren vom Bildeindruck allerdings nicht denen mit Raster unterlegen. Vor dem Hintergrund der beinahe um den Faktor 2 höheren Oberflächendosis bei Einsatz eines Streustrahlenrasters [39], wie unter 4.3.3 dargestellt, sollte geprüft werden, ob der Objektdurchmesser, ab dem ein Streustrahlenraster empfohlen wird, weiter nach oben gesetzt werden kann.

Im Bezug auf diese Möglichkeit zur Dosisreduktion besteht noch Forschungsbedarf; Arbeiten im Hinblick auf diese Problematik sollten folgen.

### 5.4 Schlussfolgerung

Im Rahmen der Studie zeigte sich, dass bei dem betrachteten Speicherfoliensystem im Routinebetrieb einer kinderradiologischen Abteilung durch die Verwendung eines dickeren Kupferfilters in Verbindung mit festen Expositionsparametern eine Reduktion der Oberflächendosis von durchschnittlich 39% bei Untersuchungen in Weichstrahltechnik bei gleich bleibender diagnostischer Bildqualität möglich ist. Bei Untersuchungen in Hartstrahltechnik ließ sich kein signifikanter Dosisunterschied nachweisen, was am ehesten auf die Verwendung einer Belichtungsautomatik mit vorgegebener Abschaltdosis zurückzuführen ist.

Es verbleibt Potenzial für eine weitere Dosisoptimierung. Diese kann zum einen durch technische Maßnahmen erreicht werden, wie etwa weiter gehende Modifikationen der Expositionsparameter (Anhebung der Röhrenspannung, Senkung des Röhrenstroms), einen nochmals dickeren Filter oder eine entsprechende Anpassung der Abschaltdosis bei Verwendung einer Belichtungsautomatik. Zum anderen ist diese unabhängig vom verwendeten System durch eine Optimierung der Einstelltechnik mit verbesserter Einblendung, Fragestellungs-bezogene Anpassung der Expositionsparameter, sowie eine Evaluation der Notwendigkeit zur Verwendung eines Streustrahlenrasters möglich. Diese Möglichkeiten sind Gegenstand folgender Studien.

## 6 ZUSAMMENFASSUNG

Bei radiologischen Untersuchungen im Kindesalter gilt auf Grund der höheren Strahlensensibilität ein besonderes Augenmerk auf die applizierte Strahlendosis bei jeder Untersuchung. Nach Einführung eines Nadelstruktur-Speicherfoliensystems der Firma Agfa (Mortsel, Belgien) in einer kinderradiologischen Abteilung erfolgte eine kontrollierte Dosisoptimierung im Rahmen einer prospektiven Studie an insgesamt 152 Patienten im Alter von 0 bis 15 Jahren durch Verwendung eines dickeren Kupferfilters bei medizinisch indizierten Thoraxaufnahmen im Routinebetrieb. Ziel der Studie war eine Dosisreduktion bei möglichst gleich bleibender Bildqualität. Ein Kollektiv von 70 Patienten wurde mit dem dickeren Röhrenfilter von 1 mm Aluminium und 0,2 mm Kupfer untersucht, im Vergleich zur Kontrollgruppe von 82 Patienten, bei deren Untersuchungen der herkömmliche pädiatrische Röhrenfilter von 1 mm Aluminium und 0,1 mm Kupfer verwendet wurde. Bei einem sagittalen Thoraxdurchmesser kleiner als 15 cm wurden die Aufnahmen dabei in Weichstrahltechnik angefertigt, bei größerem Thoraxdurchmesser erfolgten die Untersuchungen in Hartstrahltechnik unter Verwendung eines Streustrahlenrasters. Als Doseinheit wählte man die Oberflächendosis, die mit einem Halbleiterdosimeter im Nutzstrahlenfeld und im Bereich der Gl. thyroidea erfasst wurde. Die resultierende Bildqualität wurde anhand eines etablierten Scores von 3 Fachärzten für Radiologie und 2 Medizinstudenten Scores im Hinblick auf Belichtung, Zentrierung und Einblendung beurteilt. Den subjektiven Beurteilungen stellte man jeweils einen objektivierbaren Parameter gegenüber. Durch den Einsatz des dickeren Kupferfilters ergab sich bei den Aufnahmen ohne Streustrahlenraster eine mediane Dosisreduktion im Nutzstrahlenfeld um 39% ohne Verschlechterung des subjektiven Bildeindrucks. Bei den Aufnahmen mit Streustrahlenraster zeigte sich für beide Filter kein signifikanter Dosisunterschied, allerdings auch kein Unterschied der resultierenden Bildqualität. Angesichts der gleich bleibenden Bildqualität bei niedrigerer Oberflächendosis besteht weiterhin ein Potenzial für weitere Dosisoptimierungen, die sowohl durch Veränderungen der Expositionsparameter als auch durch den Einsatz dickerer Röhrenfilter realisiert können. Neben der Dosisreduktion durch Modifikation der Strahlenqualität bieten sich ferner noch die Möglichkeiten einer Verbesserung der Einstelltechnik mit engerer Einblendung. Angesichts des hohen Dosisbedarfs bei Verwendung eines Streustrahlenrasters bei Thoraxaufnahmen im Kindesalter ist die Notwendigkeit eines Rasters auch bei einem Objektdurchmesser von mehr als 15 cm genau zu prüfen. Diese Optimierungsmöglichkeiten sollten Gegenstand nachfolgender Studien sein.



## 7 SUMMARY

For each radiological investigation in children special focus is required on the applied radiation dose because of increased sensitivity of growing tissues to radiation exposure.

After the introduction of a needle structure image plate system (Agfa, Mortsel, Belgium) in a pediatric radiology department, a prospective study was conducted to optimise radiation dose by using a thick copper (Cu) filter during routine operation in medically indicated chest x-rays in 152 patients age 0 to 15 years. Dose reduction was aimed for at constant diagnostic quality. 70 patients were investigated using 1mm aluminium (Al) and 0.2 mm Cu x-ray tube filters vs. a control group of 82 patients using a conventional filter system of 1 mm Al and 0.1 mm Cu. In patients with a sagittal thoracic diameter of less than 15cm low kilovoltage technique was applied, whereas in greater thoracic diameters the investigation was performed with high kilovoltage technique using a scatter radiation grid. The surface dose was measured with an electronic semiconductor dosimeter in the radiation field and in the area of the thyroid gland. The diagnostic quality was assessed by 3 radiologists and 2 medical students according to a well established score system taking into consideration exposure, centering and collimation. The subjective evaluation was contrasted with an objective parameter.

By using thicker Cu filters the median dose reduction was 39% for images without using a scatter radiation grid at subjectively unchanged diagnostic quality. When using the scatter radiation grid there was no significant change in patient dose for both filters and there was no difference in image quality. Due to constant image quality at low surface dose there is potential for further dose reduction by changing imaging parameters as well as using thicker tube filters. Besides dose reduction through modifications of radiation quality changes of the image acquisition parameters as well as closer collimation can be useful. Considering the high dose demand when using a scatter radiation grid for chest x-rays in children the necessity for such a grid in patients with a sagittal thoracic diameter larger than 15 cm should be questioned and investigated in future studies.

## 8 LITERATURVERZEICHNIS

1. Körner M, Weber CH, Wirth S et al. Advances in digital radiography: Physical principles and system overview. *RadioGraphics* 2007; 27: 675–686.
2. Körner M, Wirth S, Treitl M et al. Initial clinical results with a new needle screen storage phosphor system in chest radiograms. *RöFo – Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* 2005; 177: 1491-1496.
3. Weatherburn GC, Bryan S, Davies JG. Comparison of doses for bedside examinations of the chest with conventional screen-film and computed radiography: results of a randomized controlled trial. *Radiology*. 2000 Dec; 217(3): 707-12.
4. Kleinerman RA. Cancer risks following diagnostic and therapeutic radiation exposure in children. *Pediatric Radiology* 2006; 36 Suppl 14: 121-125.
5. Jung H. Strahlenrisiko. *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* 1995; 162(2): 91-98.
6. Dropkin G. Low dose radiation and cancer in A-bomb survivors: latency and non-linear dose-response in the 1950-90 mortality cohort. *Environmental Health* 2007; 6: 1.
7. Lockwood D, Einstein D, Davros W. Diagnostic imaging: Radiation dose and patients' concerns. *Cleveland Clinic Journal of Medicine* 2006; 73(6): 583-586.
8. Royal HD. Effects of low level radiation-what's new? *Seminars in Nuclear Medicine*. 2008 Sep; 38(5): 392-402.
9. Brenner DJ, Sachs RK. Estimating radiation-induced cancer risks at very low doses: rationale for using a linear no-threshold approach. *Radiation and Environmental Biophysics*. 2006 Mar; 44(4): 253-6.
10. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ et al. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *American Journal of Roentgenology* 2001; 176(2): 289-296.
11. Berrington de González A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: Estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet* 2004 ; 363(9406): 345-351.
12. Howe GR, McLaughlin J. Breast cancer mortality between 1950 and 1987 after exposure to fractionated moderate-dose-rate ionizing radiation in the Canadian fluoroscopy

- cohort study and a comparison with breast cancer mortality in the atomic bomb survivors study. *Radiation Research*. 1996 Jun; 145(6): 694-707.
13. Brenner DJ, Doll R, Goodhead DT et al. Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: Assessing what we really know. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America (PNAS)* 2003; 100(24): 13761-13766.
  14. Cohen BL. Cancer risk from low-level radiation. *American Journal of Radiology* 2002; 179(5): 1137-1143.
  15. Brix G, Nekolla EA, Griebel J. Strahlenexposition von Patienten durch diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen: Fakten, Bewertungen und Trends. *Radiologie* 2005; 45: 340-349.
  16. Alzen G, Beiderwellen K, Volz M, Fiebich M. Vergleichende Beurteilung von Dosis und Bildqualität eines konventionellen 400er Film-Folien-Systems mit einem digitalen Speicherfoliensystem anhand von Thoraxaufnahmen im Kindesalter. 88. Deutscher Röntgenkongress. *RöFo – Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* 2007; 179: S1: 115.
  17. Hufton AP, Doyle SM, Carty HM. Digital radiography in paediatrics: radiation dose considerations and magnitude of possible dose reduction. *British Journal of Radiology* 1998; 71(842): 186-199.
  18. Willis CE. Strategies for dose reduction in ordinary radiographic examinations using CR and DR. *Pediatric Radiology* 2004; 34 Suppl 3: 196-200.
  19. Vassileva J. A phantom approach to find the optimal technical parameters for plain chest radiography. *British Journal of Radiology* 2004; 77(920): 648-653.
  20. Fasbender R, Schaetzing R. Neue CR-Technologien für die digitale Radiographie. *Radiologie* 2003; 43(5): 367-373.
  21. Goretzki G. *Medizinische Strahlenkunde*. 1. Auflage. München, Wien, Baltimore, Urban & Schwarzenberg 1987: 36-197.
  22. Laubenberger T, Laubenberger J. *Technik der medizinischen Radiologie*. 7. Auflage. Köln, Deutscher Ärzte-Verlag 1999: 31-611.

23. Ewen K, Borchers J, Bunke J et al. Moderne Bildgebung, Referenz-Reihe Radiologische Diagnostik, Mödler (Hrsg). Stuttgart, New York, Georg Thieme Verlag 1998: 1-140.
24. Busch HP. Digitale Projektionsradiographie. Technische Grundlagen, Abbildungseigenschaften und Anwendungsmöglichkeiten. Radiologe 1999; 39: 710-724.
25. Schulz RF. Digitale Detektorsysteme für die Projektionsradiografie. RöFo – Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren 2001; 12: 1137-1146.
26. Bundesärztekammer. Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik - Qualitätskriterien röntgendiagnostischer Untersuchungen. Deutsches Ärzteblatt 1995; 92(34-35): 2272-2285.
27. Bundesärztekammer. Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik - Qualitätskriterien röntgendiagnostischer Untersuchungen. <http://www.bundesaerztekammer.de/downloads/LeitRoentgen2008Korr2.pdf>  
Erstellt: 23.11.2007, Abruf: 15.3.2010
28. Schröder UG, Schröder BS. Strahlenschutzkurs für Mediziner. 2. Auflage. Stuttgart, New York, Georg Thieme Verlag 2007: 3-156.
29. Kauffmann GW, Moser E, Sauer R. Radiologie. 2. Auflage. München, Jena, Urban & Fischer Verlag 2001: 7-243.
30. o.V. Anwendung der effektiven Dosis bei medizinischen Untersuchungen. Empfehlung der Strahlenschutzkommission. Bundesanzeiger 1997; 213.
31. Krieger H. Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes. 2. Auflage. Wiesbaden, BG Teubner Verlag 2007: 158-363.
32. Betke K, Künzer W, Schaub J. (Hrsg.): Keller / Wiskott. Lehrbuch der Kinderheilkunde. 6. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 1991.
33. Alt CD, Engelmann D, Schenk JP et al. Qualitätskontrolle von Röntgenthoraxaufnahmen bei Kindern in diagnostischen Zentren mit und ohne kinderradiologische Kompetenz. RöFo – Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren 2006; 178: 191-199.

34. Bödeker RH, Frenz I, Mann, M. Einführung in die medizinische Statistik. Korrigierte Auflage. Gießen: Verlag der Ferber'schen Universitätsbuchhandlung 2004.
35. Busch HP, Faulkner K, Malone JF. Image quality criteria applied to digital radiography. *Radiation Protection Dosimetry* 1995; 57: 139-140.
36. Busch HP, Faulkner K. Image quality and dose management in digital radiography: A new paradigm for optimisation. *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 117(1-3): 143–147.
37. Uffmann M, Schaefer-Prokop C, Neitzel U. Abwägen von Dosisbedarf und Bildqualität in der digitalen Radiographie. *Radiologe* 2008; 48: 249-257.
38. Seibert JA. Tradeoffs between image quality and dose. *Pediatric Radiology* 2004; 34(Suppl 3): 183–195.
39. Rill LN, Brateman K, Arreola M. Evaluating radiographic parameters for mobile chest computed radiography: Phantoms, image quality and effective dose. *Medical Physics* 2003; 30(10): 2727-2735.
40. Fung KK, Gilboy WB. The effect of beam tube potential variation on gonad dose to patients during chest radiography investigated using high sensitivity LiF:Mg,Cu,P thermoluminescent dosimeters. *British Journal of Radiology* 2001; 74(880): 358-367.
41. Hamer OW, Völk M, Geiger B et al. Kontrast-Detail-Erkennbarkeit in Abhängigkeit von Strahlenqualität und Dosis: Vergleich zwischen Flachdetektor und Speicherfolie. *RöFo – Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* 2002; 174 (Supp 1): 244.
42. Hamer OW, Sirlin CB, Strotzer M et al. Chest radiography with a flat-panel detector: Image quality with dose reduction after copper filtration. *Radiology* 2005; 237(2): 691-700.
43. McDonald S, Martin CJ, Darragh CL et al. Dose-area product measurements in paediatric radiography. *British Journal of Radiology* 1996; 69(820): 318-325.
44. Hansson B, Finnbogason T, Schuwert P. Added copper filtration in digital paediatric double-contrast colon examinations: Effects on radiation dose and image quality. *European Radiology* 1997; 7(7): 1117-1122.

45. Heyne JP, Merbold H, Sehner J et al. Reduktion der Strahlendosis mittels Speicherfolienradiographie im Vergleich zum konventionellen Film-Folien-System mit Rasterkassette am Schädelphantom. *RöFo – Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* 1999; 171: 54-59.
46. Heyne JP, Merbold H, Sehner J et al. Reduktion der Strahlendosis mittels Speicherfolienradiographie am Handphantom. *RöFo – Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* 2000; 172: 386-390.
47. Heyne JP, Sehner J, Neumann R et al. Reduktion der Strahlenexposition mittels Speicherfolienradiographie an Becken und Lendenwirbelsäule. *RöFo – Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* 2002; 174(1): 104-111.
48. Heyne JP, Mentzel HJ, Neumann R et al. Phantomuntersuchung zur Strahlendosisreduktion mittels neuer, auf Nadelstruktur basierender Speicherfolienradiografie und Zusatzfilterung in der Thoraxradiografie bei Jugendlichen und größeren Kindern. *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* 2008; 180(3): 231-237.
49. Sandborg M, Carlsson C, Carlsson G. Shaping X-ray spectra with filters in X-ray diagnostics. *Medical and Biological Engineering and Computing* 1994; 32(4): 384-390.
50. Jennings RJ. A method for comparing beam-hardening filter materials for diagnostic radiology. *Medical Physics*. 1988 Jul-Aug; 15(4): 588-99.
51. Nagel HD. Comparison of performance characteristics of conventional and K-edge filters in general diagnostic radiology. *Physics in Medicine and Biology* 1989; 34(9): 1269-1287.
52. Seifert H, Jesberger HJ, Schneider G et al. Dose reduction in thorax radiography in simulated neonates with additional filtration and digital luminescence radiography. *Acta Radiologica* 1998; 39(5): 514-519.
53. Schmidt EL, Herbig W. Der Flachbilddetektor auf der Basis von amorphem Selen. *Radiologie* 2003; 43(5): 374-378.
54. Strotzer M, Völk M, Feuerbach S. Flachdetektoren in der digitalen Radiographie. *Deutsches Ärzteblatt* 2002; 38: 2484-2488.

55. Strotzer M, Volk M, Frund R et al. - Routine Chest Radiography Using a Flat-Panel Detector: Image Quality at Standard Detector Dose and 33% Dose Reduction. *American Journal of Roentgenology* 2002; 178(1): 169-171.
56. Lu ZF, Nickeloff EL, So JC et al. Comparison of computed radiography and film/screen combination using a contrast-detail phantom. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 2003; 4(1): 91-98.
57. Ramli K, Abdullah B JJ, Ng K-H et al. Computed and conventional chest radiography: a comparison of image quality and radiation dose. *Australasian Radiology* 2005; 49(6): 460-466.
58. Busch HP, Busch S, Decker C et al. Bildqualität und Dosis in der digitalen Projektionsradiographie. *RöFo – Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* 2003; 175: 32–37.
59. De Hauwere A, Bacher K, Smeets P et al. Analysis of image quality in digital chest imaging. *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 117(1-3): 174-177.
60. Kheddache S, Denbratt L, Angelhed JE. Digital chest radiography - optimizing image processing parameters for the visibility of chest lesions and anatomy. *European Journal of Radiology* 1996; 22(3): 241-245.
61. Redlich U, Hoeschen C, Doehring W. Assessment and optimisation of the image quality of chest-radiography systems. *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 114(1-3): 264-268.
62. Hamer OW, Sirlin CB, Strotzer M et al. Chest radiography with a flat-panel detector: Image quality with dose reduction after copper filtration. *Radiology* 2005; 237(2): 691-700.
63. Kurtz C, Czapp W, Trampe I et al. Röntgen durch den Radiologen! Einfluss auf einen kontinuierlichen Qualitätsverbesserungsprozesses? *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* 2000; 172(4): 391-396.

## **9 ERKLÄRUNG**

„Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.“



## 10 DANKSAGUNG

Herrn Professor Dr. Gerhard Alzen möchte ich für die Auswahl und Überlassung des Dissertationsthemas und die freundliche Betreuung und Unterstützung während der Anfertigung dieser Arbeit danken.

Weiterhin danke ich Frau Dr. Mira Läßig, Herrn Privatdozent Dr. Lars Daniel Berthold und Herrn Dr. Jörg-Michael Goldbach für die Hilfe und Mitwirkung während der Durchführung der Studie. Mein Dank für die Hilfe bei komplexen, technischen Fragen und Problemen gilt Herrn Professor Dr. Martin Fiebich und Frau Dipl. Ing. Claudia Lämmler. Für die Hilfe bezüglich Hersteller-spezifischer Daten möchte ich Herrn Frank Barzen von der Firma Agfa HealthCare danken. Herr Dr. Rolf-Hasso Bödecker, Herr Dr. Jörn Pons-Kühnemann und Frau Christine Scheibelhut haben durch ihre Anregungen und Lösungsvorschläge maßgeblich zum Gelingen der statistischen Auswertungen beigetragen. Ein besonderer Dank gilt allen radiologischen Assistentinnen und Assistenten, die mich mit großer Geduld und Ausdauer in die Durchführung der Untersuchungen einführten und während der Datenerhebung einen problemlosen Ablauf gewährleisteten. Für konstruktive Kritik und kreative Hilfe bei formellen Fragen danke ich Frau Dr. Monika Lüdemann, Frau Anja Hischemöller und meinem Bruder Michael Beiderwellen.

Abschließend möchte ich noch meinen Eltern danken. Ohne Ihre unermüdliche Unterstützung während meines gesamten Studiums wäre eine Vollendung dieser Arbeit unmöglich gewesen.

**Der Lebenslauf wurde aus der elektronischen  
Version der Arbeit entfernt.**

**The curriculum vitae was removed from the  
electronic version of the paper.**