

**Strahlendosis und Bildqualität
von Röntgenaufnahmen der Hand
unter Verwendung eines Film-Folien-Systems
und eines Speicherfolien-Systems**

INAUGURALDISSERTATION

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

vorgelegt von

Harfst, Benjamin

aus Wetzlar

Gießen 2011

Aus dem medizinischen Zentrum für Radiologie
Abteilung Kinderradiologie
Geschäftsführender Direktor Prof. Dr. med. Gerhard Alzen
Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH
Standort Gießen

Gutachter: Prof. Dr. med. Gerhard Alzen

Gutachter: Prof. Dr. med. A. C. Langheinrich

Tag der Disputation: 19.07.2011

INHALTSVERZEICHNIS

1	<u>EINLEITUNG</u>	1
1.1	GESCHICHTLICHES	1
1.2	AKTUELLE ENTWICKLUNGEN	1
1.3	STRAHLENRISIKO, STRAHLENSCHUTZ UND DOSISREDUKTION	2
1.4	NEUE HERAUSFORDERUNGEN	2
1.5	ZIELSETZUNG UND KERNFRAGE DER STUDIE	3
2	<u>PHYSIKALISCHE UND TECHNISCHE GRUNDLAGEN DER RÖNTGENDIAGNOSTIK</u>	5
2.1	EINTEILUNG DER STRAHLUNG	5
2.2	PHYSIKALISCHE GRUNDLAGE	5
2.2.1	ATOME	5
2.2.2	ANREGUNG UND LICHTEMISSION	6
2.3	SCHWÄCHUNG IM DURCHSTRAHLTEN OBJEKT	7
2.3.1	PHOTOEFFEKT	7
2.3.2	COMPTON-EFFEKT	7
2.3.3	PAARBILDUNGSPROZESS	8
2.4	FUNKTION EINER RÖNTGENRÖHRE	9
2.5	BILDQUALITÄT	9
2.5.1	BILDQUALITÄT ALLGEMEIN	9
2.5.2	KONTRAST UND BILDSCHÄRFE	10
2.5.3	DETAILERKENNBARKEIT	10
2.5.4	FILTER	11
2.5.5	QUANTENAUSBEUTE	12
2.5.6	DAS ALARA PRINZIP	12
2.6	STRAHLENSCHUTZ	12
3	<u>MATERIAL UND METHODE</u>	13
3.1	RÖNTGENARBEITSPLATZ	13
3.2	FILM-FOLIEN-SYSTEM	14
3.2.1	ABBILDUNGSQUALITÄT BEIM FILM-FOLIEN-SYSTEM	16
3.2.2	UNTERSUCHUNGSKOLLEKTIV DES FILM-FOLIEN-SYSTEMS	16
3.3	DIGITALE RADIOGRAPHIE (CR)	17
3.3.1	VORTEILE UND HERAUSFORDERUNGEN DER DIGITALEN RADIOGRAPHIE SYSTEME	18
3.3.2	UNTERSUCHUNGSKOLLEKTIV DER DIGITALEN RADIOGRAPHIE	19
3.4	PRAKTISCHE DURCHFÜHRUNG DER KLINISCHEN MESSUNG	19
3.4.1	BELICHTUNGSPARAMETER	20
3.4.2	STUDIENPROTOKOLL	20
3.4.3	ERFASSUNG DER BILDQUALITÄT	21
3.4.4	BEWERTUNG DER BILDQUALITÄT BEIM FILM-FOLIEN-SYSTEM	21
3.4.5	BEWERTUNG DER BILDQUALITÄT BEIM DIGITALE-SPEICHERFOLIEN-SYSTEM	22
3.5	STATISTISCHE AUSWERTUNGEN	26

3.5.1	DESKRIPTIVE STATISTIK	26
3.5.2	INTRA- UND INTEROBSERVER-RELIABILITÄT	26
3.5.3	KORRELATION ZWISCHEN SUBJEKTIVER BEWERTUNG DES RAUSCHENS UND OBJEKTIVER MESSUNG DER STANDARDABWEICHUNG DER DICHTEWERTE	26
4	ERGEBNISSE	27
4.1	ERGEBNISSE DES FILM-FOLIEN-SYSTEMS	27
4.1.1	OBERFLÄCHENDOSIS DER EINZELGRUPPEN FFS 3,2MAS; FFS 3,6MAS; FFS 4,0MAS	27
4.1.2	BELICHTUNG UND ZENTRIERUNG FFS 3,2MAS	27
4.1.3	BELICHTUNG UND ZENTRIERUNG FFS 3,6MAS	28
4.1.4	BELICHTUNG UND ZENTRIERUNG FFS 4,0MAS	28
4.1.5	EINBLENDUNG FFS 3,2MAS; FFS 3,6MAS; FFS 4,0MAS	29
4.1.6	VERGLEICH DER ERGEBNISSE FFS 3,2MAS; FFS 3,6MAS; FFS 4,0MAS	30
4.2	ERGEBNISSE DER DIGITALEN AUFNAHMEN	31
4.2.1	OBERFLÄCHENDOSIS DER EINZELGRUPPEN CR 3,2MAS; CR 3,6MAS; CR 4,0MAS; CR 2,0MAS	31
4.2.2	RAUSCHEN UND ZENTRIERUNG CR 3,2MAS	31
4.2.3	RAUSCHEN UND ZENTRIERUNG CR 3,6MAS	32
4.2.4	RAUSCHEN UND ZENTRIERUNG CR 4,0MAS	33
4.2.5	RAUSCHEN UND ZENTRIERUNG CR 2,0MAS	34
4.2.6	INTRAOBSERVER-RELIABILITÄT	35
4.2.7	INTEROBSERVER-RELIABILITÄT	36
4.2.8	KORRELATION ZWISCHEN SUBJEKTIVER BEWERTUNG DES RAUSCHENS UND OBJEKTIVER MESSUNG DER STANDARDABWEICHUNG DER DICHTEWERTE.	36
4.2.9	EINBLENDUNG CR 3,2MAS; CR 3,6MAS; CR 4,0MAS; CR 2,0MAS	37
4.2.10	VERGLEICH DER ERGEBNISSE CR 3,2MAS; CR 3,6MAS; CR 4,0MAS; CR 2,0MAS	37
4.3	VERGLEICH DER ERGEBNISSE FILM-FOLIEN-SYSTEM UND DIGITALES SPEICHERFOLIEN-SYSTEM	39
4.3.1	OBERFLÄCHENDOSIS	39
4.3.2	EINBLENDUNG	40
4.3.3	RAUSCHEN/BELICHTUNG	41
4.3.4	ZENTRIERUNG	41
4.3.5	GESAMTScores DER BILDER	42
5	DISKUSSION	43
5.1	BELICHTUNG	43
5.2	FILTER UND DOSISREDUKTION	44
5.3	RAUSCHEN	44
5.4	STRAHLENSCHUTZ	46
5.5	SCHLUSSFOLGERUNG UND AUSBLICK	46
6	ZUSAMMENFASSUNG	48
7	SUMMARY	50
8	LITERATURVERZEICHNIS	52

9	ANHANG	60
9.1	TABELLENVERZEICHNIS	60
9.2	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	61
9.3	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	62
9.4	DANKSAGUNG	63
9.5	ERKLÄRUNG ZUR AUTHENTIZITÄT	63

1 EINLEITUNG

1.1 Geschichtliches

Als Wilhelm Conrad Röntgen am Abend des 8. November 1895 eine „Neue Art der Strahlung“ entdeckte und sie „X-Strahlung“ nannte, konnte er nicht absehen, in welchem Ausmaß diese Entdeckung in verschiedenen Bereichen des Lebens Einzug halten würde. Schon innerhalb weniger Monate wurde diese neue Art der Strahlung im medizinischen Bereich zur Diagnostik eingesetzt und ist in der heutigen Diagnostik sowohl in Form des herkömmlichen Röntgenbildes, als auch vor allem in Form der hochauflösenden CT-Untersuchungen nicht mehr fortzudenken. Durch die laufenden Weiterentwicklungen konnte die Strahlendosis der einzelnen Aufnahme reduziert und die Qualität der Bilder verbessert werden.

Schon relativ schnell nach der Entdeckung der Röntgenstrahlung wurde klar, dass diese auch negative Eigenschaften hat. Dennoch blieb der Umgang mit den Strahlen bis in die vierziger Jahre des zwanzigsten Jahrhunderts kaum kontrolliert und Untersuchungen wurden freizügig eingesetzt. Dies lässt sich zum Beispiel an der arglosen Nutzung von Röntgenapparaten zur Erkennung der Schuhgröße erkennen, welche in größeren Schuhgeschäften zum Einsatz kamen [52]. Erst nach 1949 gewann der Strahlenschutz in zunehmendem Maße an Bedeutung.

1.2 Aktuelle Entwicklungen

CT-Untersuchungen und Röntgenbilder tragen heute den größten Anteil zur Strahlungsbelastung der Zivilbevölkerung bei [18, 20]. Trotz der Möglichkeiten zur Diagnostik ohne ionisierende Strahlung, beispielsweise der MRT oder Sonographie, steigt die Zahl der Röntgen- und CT-Untersuchungen in der Bevölkerung insgesamt und besonders auch bei Kindern, beständig an [72]. Im Jahre 2001 wurden zum Beispiel in Deutschland 148 Millionen Röntgenanwendungen durchgeführt, dieses entspricht 1,82 Untersuchungen pro Person im Jahr. Die Strahlenbelastung stieg von 1996 bis 2001, maßgeblich wegen der starken Zunahme der CT-Untersuchungen pro Person von 1,6mSv auf 1,8mSv pro Jahr an [20, 64].

1.3 Strahlenrisiko, Strahlenschutz und Dosisreduktion

Das Bundesamt für Strahlenschutz schätzt, dass 50% der Röntgenaufnahmen überflüssig sind und betont demzufolge die Notwendigkeit der genaueren Rechtfertigung von Röntgenaufnahmen [11].

Einige Autoren nehmen an, dass 0-6 % der Malignome, die bis zu einem Alter von 75 Jahren auftreten, auf durch medizinische Anwendungen zugeführte Strahlung zurückzuführen seien. Dabei wird davon ausgegangen, dass es keine Grenzdosis gibt und selbst geringe Strahlendosen das Risiko zur Induktion von Malignomen in sich bergen [8-10, 18, 33, 75].

Auch bei einem sehr geringen Einzelfallrisiko muss bei der hohen Anzahl von Röntgenanwendungen innerhalb der Gesamtbevölkerung beim Strahlenschutz das stochastische Risiko durch die zugeführte Dosis für das gesamte Kollektiv beachtet werden.

Besonders bei Kindern unter 10 Jahren geht man, unter anderem wegen der schnelleren Zellteilung und der längeren Restlebenszeit, von einem bis zu 10-fach erhöhten Risiko für Strahlenschäden aus [6, 16, 19, 23-26, 29, 37, 47, 68].

Nur wenige Autoren beschreiben einen positiven Effekt geringer Strahlendosen auf das Immunsystem und gehen von einer Überschätzung des Risikos aus [22].

Bei allen Risiken darf der Nutzen, den der Informationsgewinn durch Röntgendiagnostik mit sich bringt, nicht übersehen werden. Gerade für Schwerstkranke ist das Risiko für durch die applizierte Strahlung induzierte Malignome, im Vergleich zum Nutzen durch den Informationsgewinn meist verschwindend gering [53].

Durch ständige Weiterentwicklung der Röntgensysteme entstehen durch die höhere Sensitivität von CR- und DR-Systemen neue Möglichkeiten zur Dosisreduktion [6, 15, 24, 25, 27, 32, 34, 39-42, 57, 58, 61, 63, 70, 81]. Die bessere Ortsauflösung und die höhere DQE kann dann entweder zur Verbesserung der Bildqualität oder zur Senkung der Strahlendosis genutzt werden. Im Jahre 1977 wurde durch die IRPA das ALARA-Prinzip eingeführt. Seitdem ist das primäre Ziel nicht mehr die optimale Bildqualität, sondern der Fokus liegt darauf, die Strahlendosis für die Aufnahme so gering wie möglich zu wählen, aber gleichzeitig eine für Beurteilung und Diagnosefindung ausreichende Bildqualität zu erreichen [15, 26, 37, 43, 55, 63, 71, 82].

1.4 Neue Herausforderungen

Die Umstellung vom konventionellen Film-Folien-System auf die Digitalen-Systeme beinhaltet aber neben den Vorteilen auch neue Herausforderungen. Ein wesentlicher Vorteil der CR-Systeme besteht in der Entkoppelung der Bildinfor-

mation vom Röntgenfilm. Das Bild kann nun an beliebigen Rechnern, die mit dem PACS verbunden sind, befundet werden. Durch den 100-fach größeren dynamischen Umfang und die beliebige Anpassung des Kontrasts, kommt es so gut wie nicht mehr zur Unter- oder Überbelichtung und somit auch kaum zur Wiederholung von Aufnahmen [15, 27]. Durch den weiten dynamischen Umfang besteht allerdings die Gefahr des schleichenden Dosisanstiegs, da eine direkte Auswirkung in Form von Überbelichtung nicht mehr zu sehen ist. Die Bildqualität steigt bei steigender Strahlendosis. Dies kann dazu führen, dass es durch die Bevorzugung rauscharmer Bilder zu einem schleichenden Dosisanstieg kommen kann. Eine Unterbelichtung ist an der Zunahme des Rauschens zu erkennen. Zudem kann das Bild bei anfangs unzureichender Kollimation digital beschnitten und somit geschönt werden. Um eine optimale Qualität zu erreichen, ist eine ständige Suche nach dem optimalen Schnittpunkt von Strahlendosis und Bildqualität und die bestmögliche Schulung des Personals nötig [51].

1.5 Zielsetzung und Kernfrage der Studie

Bei der Umstellung des Röntgensystems vom Film-Folien-System auf das Digitale Speicherfoliensystem wurden nur die Kassetten und die Ausleseeinheit gewechselt. Die Röntgeneinrichtung an sich blieb gleich. In dieser Studie wird mit verschiedenen Einstellungsänderungen und Filtern nach der optimalen Einstellung für dieses System gesucht. Ziel ist es, die verschiedenen Aufnahmeeinstellungen zu vergleichen und den optimalen Schnittpunkt zwischen der für die Diagnostik ausreichenden Bildqualität und einer möglichst geringen Strahlendosis bei pa-Handaufnahmen nach dem ALARA-Prinzip zu finden.

Die technische Performance der verschiedensten digitalen Röntgensysteme wurde von mehreren Gruppen anhand von Testcharts und Phantomen, vor allem des Thorax, getestet [7, 42, 46, 77]. Bush et al. bezweifelt allerdings die Aussagekraft der Phantomuntersuchungen für die endgültige Qualitätsoptimierung, da diese den klinischen Alltag nicht adäquat darstellen. Die technische Performance der Geräte in Form von DQE und Ortsauflösung sind nicht allein für die Qualität der Bilder ausschlaggebend. Verschiedene Faktoren, angefangen von der richtigen Aufnahmeeinstellung, der Kollimation, dem Durchmesser des zu untersuchenden Gebietes und der adäquaten Bildnachverarbeitung spielen dabei eine entscheidende Rolle. Bei der Qualitätsoptimierung müssen deshalb viele Faktoren beachtet werden. Klinische Untersuchungen zur Qualitätsoptimierung sind aus diesem Grunde unersetzlich [14, 17, 21].

In dieser Studie werden die Bildqualität von FFS-Aufnahmen und CR-Aufnahmen bei Modifikation der Belichtungseinstellungen wie, kV (Röhrenspannung), mAS

(Stromstärken-Sekunden-Produkt) und ms (Belichtungszeit) und Einsatz verschiedener Filter (0,1mm Cu+1mm Al und 0,2mm Cu+1mm Al) verglichen. Kernfrage der Studie ist also, welche Möglichkeiten zur Dosisreduktion bei dv-Handaufnahmen durch die Verwendung verschiedener Filter und die Variation der Strahlenqualität nach dem ALARA-Prinzip bestehen.

2 PHYSIKALISCHE UND TECHNISCHE GRUNDLAGEN DER RÖNTGENDIAGNOSTIK

2.1 Einteilung der Strahlung

Um vom Objekt zum Bild zu kommen wird Strahlung benötigt. Beim Fotografieren ist dies Strahlung aus dem für den Menschen sichtbaren Spektrum. Bei der Röntgendiagnostik entsteht das Bild einerseits durch für das menschliche Auge unsichtbare Strahlen, andererseits durch Strahlen aus dem sichtbaren Bereich. Als Strahlung wird in der Physik die Ausbreitung von Teilchen oder Wellen bezeichnet. Breiten sich Teilchen aus, spricht man von Teilchenstrahlung, breiten sich dagegen Wellen aus, spricht man von Wellenstrahlung. Allerdings ist davon auszugehen, dass jede Strahlung eine Mischung aus beidem ist. Strahlung hat immer eine Richtung und transportiert Energie. Abhängig von der Energie unterscheidet man energiereiche, ionisierende und energieärmere nicht ionisierende Strahlung [1, 2, 4].

Die Energie der Teilchen wird in eV angegeben. In der Röntgendiagnostik haben wir es mit ionisierender Strahlung zu tun. Diese Strahlung wird nochmals unterteilt in direkt bzw. indirekt ionisierende Strahlung. Hochenergetische Gamma-Strahlung und die aus geladenen elektrischen Teilchen bestehende Teilchenstrahlung (Elektronen, Protonen und Alphateilchen) können direkt ionisieren. Photonenstrahlung niedrigerer Energie kann indirekt ionisieren. Photonen haben sowohl Eigenschaften von Teilchen, als auch von Wellen. Sie bestehen aus Energiepaketen, den so genannten Quanten. Das Spektrum der Strahlen mit seinen vielfachen Anwendungsmöglichkeiten erstreckt sich von den energiearmen Radiowellen, zum infraroten Bereich, über das für den Menschen sichtbare Spektrum, bis zum ultravioletten Anteil und den noch energiereicheren Röntgenstrahlen und der kosmischen Strahlung [1,2].

2.2 Physikalische Grundlage

2.2.1 Atome

Jedes Element besteht aus Atomen. Ein Atom besitzt als kleinste Einheit die Eigenschaften des Elements zu dem es gehört und ist nicht weiter teilbar, ohne die Information und Elementzugehörigkeit zu verlieren. Ein Atom besteht aus verschiedenen Elementarteilchen. Dazu gehören die Elektronen, die sich auf definierten Bahnen um den Kern des Atoms bewegen. Dieser Kern besteht aus Nucleonen, wobei diese in Neutronen und positiv geladene Protonen unterteilt werden. Anhand der Anzahl der Protonen, nach der auch die Ordnungszahl bestimmt

wird, werden die chemischen Elemente geordnet. Nach dem Bohr-Atommodell bewegen sich die Elektronen um den Atomkern auf Schalen, deren Durchmesser zunimmt. Die Schalen werden von innen nach außen mit den Buchstaben K, L, M beschrieben.

Die Elektronen der inneren Schalen haben die geringste Bindungsenergie. Diese nimmt mit jeder Schale zu. Auf jeder Schale kann sich nur eine bestimmte Anzahl von Elektronen befinden. Die Bindungsenergie der Elektronen der einzelnen Schalen ist nicht konstant, sondern steigt mit zunehmender Ordnungszahl [1, 2].

2.2.2 Anregung und Lichtemission

Wird einem Atom Energie in Form von Strahlung oder freien Elektronen zugeführt, kann diese Energie dazu führen, dass ein Elektron aus einer kernnahen Schale einen freien Platz in einer kernfernen Schale einnimmt. Durch die Energie, die zugeführt wurde, wird das Elektron einem höheren Energieniveau zugeführt. Übersteigt die zugeführte Energie einen bestimmten Wert, löst sich das Elektron vom zugehörigen Atom. Es entsteht ein freies Elektron und das Atom befindet sich im ionisierten Zustand. Aufgrund des Energieminimierungsgesetzes versucht jedes Atom einen Zustand möglichst niedriger Energie zu erreichen. Das vorher auf eine kernfernere Schale gehobene Elektron fällt also wieder auf seine ursprüngliche Schale zurück und muss hierbei die vorher aufgenommene Energie abgeben. Bei hohen Energiedifferenzen z.B. in Form von Röntgenstrahlung, bei kleinen Energiedifferenzen häufig als sichtbares Licht.

Bei Übergängen in den kernnahen Schalen wird mehr Energie emittiert als bei Übergängen in den kernferneren Schalen und es entsteht Strahlung mit höherer Energie wie z. B. Röntgenstrahlung. Da sich die Bindungsenergie für jedes Element unterscheidet, hat auch jedes Element sein ganz individuelles Spektrum an Strahlen, die es abgeben kann.

Gelangen schnelle Elektronen in die Nähe des Atomkerns, werden sie durch die Ladungsunterschiede abgelenkt und abgebremst. Die hierbei entstehende Energie wird als sogenannte Bremsstrahlung in Form von Röntgenstrahlung abgegeben. Diese hat ein kontinuierliches Spektrum und ist nicht spezifisch für bestimmte Elemente.

Das reale Röntgenspektrum setzt sich also aus charakteristischer Strahlung und Bremsstrahlung zusammen. Die Wahrscheinlichkeit, dass ein Röntgenquant entsteht, liegt bei etwa 1% der Fälle. Die Energie der restlichen 99% der Elektronen wird über verschiedene Mechanismen in Wärme umgewandelt und ist für die Diagnostik unbrauchbar [1, 2, 3].

2.3 Schwächung im durchstrahlten Objekt

2.3.1 Photoeffekt

Dringt die entstandene Röntgenstrahlung in Materie ein und stößt auf das Elektron eines Atoms, gibt sie ihre gesamte Energie an dieses Elektron ab. Das getroffene Elektron löst sich aus seiner Schale. Wird das fehlende Elektron auf dieser Schale von einem Elektron der nächsthöheren Schale gefüllt, emittiert das Atom Licht. Die Häufigkeit des Auftretens dieses Effekts wird von der Dichte des Materials und dessen Durchmesser bestimmt. Dies erklärt auch, warum zur Abschirmung vor Röntgenstrahlung Blei Verwendung findet. Röntgenstrahlen mit niedrigerer Energie sind stärker vom Photoeffekt betroffen als Strahlung höherer Energie. Diesen Effekt nutzt man zur Aufhärtung der Strahlung mittels Aluminium oder Kupferfiltern. Es wird hierbei hauptsächlich die niederenergetische Strahlung zurückgehalten. Die Strahlung, die durch den Filter durchtritt, hat einen höheren Anteil harter Strahlung. Die Oberflächendosis (ESD) wird gesenkt.

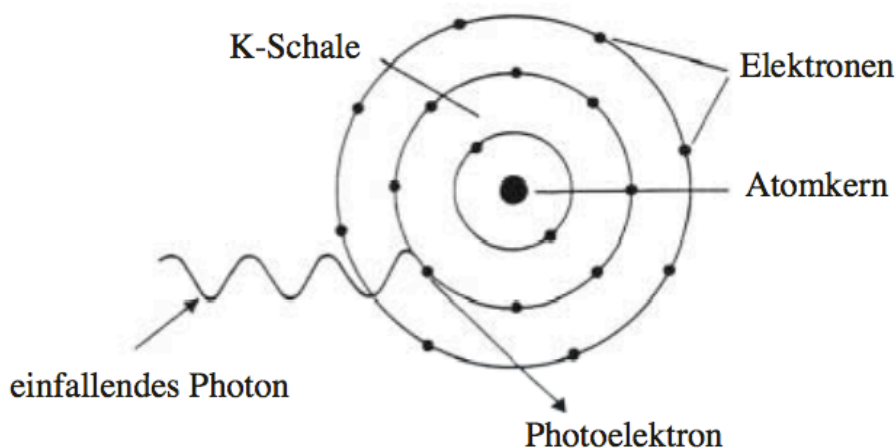


Abbildung 1: Photoeffekt [4]

2.3.2 Compton-Effekt

Im Gegensatz zum Photoeffekt gibt das Röntgenquant beim Compton-Effekt nicht seine ganze Energie an ein Elektron ab, sondern trifft auf das Elektron einer äußeren Schale. Dies hat eine geringere Bindungsenergie. Das Elektron löst sich und das Photon wird in seiner Energie abgeschwächt und abgelenkt.

Dieser Effekt ist nicht von der Dichte des Materials, jedoch vom durchstrahlten Volumen und der bestrahlten Fläche abhängig. Durch diesen Effekt entsteht Streustrahlung [1, 2, 4].

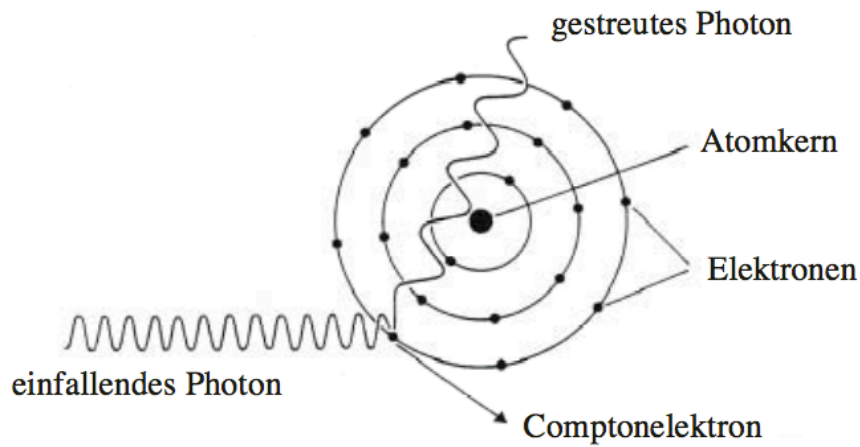


Abbildung 2: Compton-Effekt [4]

2.3.3 Paarbildungsprozess

Der Paarbildungsprozess hat für die Röntgendiagnostik wenig Relevanz, da er erst bei Photonenenergien über 1,2 MeV auftritt. Hierbei tritt ein Photon in Wechselwirkung mit dem Kernfeld eines Atoms und es gibt seine ganze Energie ab. Es bilden sich ein negatives und ein positives Elektron.

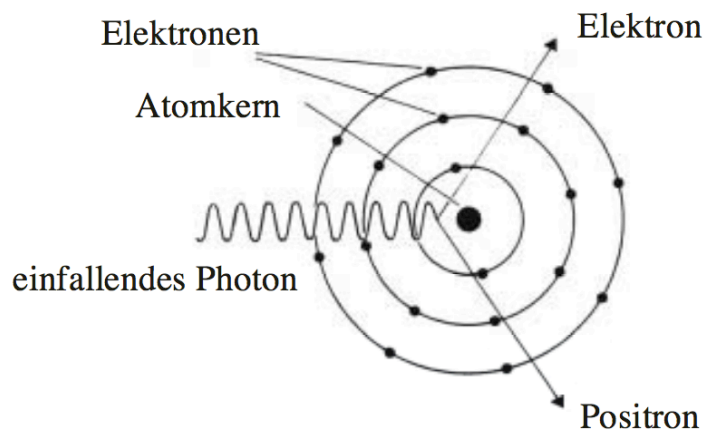


Abbildung 3: Paarbildung [4]

Diese Prozesse führen dazu, dass Strahlung absorbiert oder gestreut wird. Jedoch enthält nur jene Strahlung die benötigte Bildinformation, die ohne Ablenkung durch das durchstrahlte Objekt hindurchtritt. Vor allem der Compton-Effekt führt also durch Streustrahlung zur Unschärfe des Bildes [1, 2, 4].

2.4 Funktion einer Röntgenröhre

Wie schon erläutert, entstehen Röntgenstrahlen beim Auftreffen schneller Elektronen auf Materie. Alle Teile einer Röntgenröhre befinden sich in einer Glasröhre mit Hochvakuum, da es ansonsten zum Auftreten eines Lichtbogens und dadurch zu einem Kurzschluss der Röhre kommen würde.

Um freie Elektronen zu erzeugen, wird eine Wolframspindel auf ca. 2000°C erhitzt. Bei dieser Temperatur lösen sich Elektronen aus der Spindel. In einem gewissen Abstand befindet sich die Anode. Zwischen der Wolframspindel (Kathode) und der Anode wird eine Hochspannung angelegt. Hierdurch werden die Elektronen in Richtung Anode beschleunigt. Über den angelegten Röhrenstrom (mA) wird die Anzahl der austretenden Elektronen bestimmt. Über die angelegte Spannung (kV) wird die Energie (Geschwindigkeit) der Elektronen und somit die maximale Energie der erzeugbaren Strahlung (Grenzstrahlung) festgelegt. Die Anode besteht ebenfalls aus einem Schwermetall (Wolfram-Rhenium-Legierung). Treffen die energiereichen Elektronen nun auf das Anodenmaterial, kommt es unter den oben beschriebenen Vorgängen zur Entstehung von Röntgenstrahlung und Wärme. Damit die Anode nicht überhitzt, werden Drehanoden verwendet, bei denen, die mit Elektronen bestrahlte Fläche (der Brennfleck), durch die Drehung kontinuierlich wechselt [1, 2].

2.5 Bildqualität

2.5.1 Bildqualität allgemein

Die Bildqualität bei Röntgenaufnahmen ist von sehr vielen verschiedenen Parametern und physikalischen Effekten abhängig, insbesondere aber von Kontrast und Rauschen [6]. Das Rauschen hängt vorwiegend von der Detektordosis und Sensitivität des Detektors ab. Der Kontrast hingegen ist abhängig vom verwendeten Strahlenspektrum.

Faktoren, welche die Bildqualität beeinflussen sind:

- Das zu untersuchende Objekt, das sich in seiner Größe, Absorption und Durchmesser unterscheiden kann.
- Die Einstellung der Aufnahmeparameter wie Röhrenspannung und Belichtungszeit. Mit höherer Röhrenspannung wird die kVe höher. Weniger Photonen werden im durchstrahlten Objekt absorbiert. Der Kontrast und die Schärfe des Bildes nehmen ab.
- Die Filterung, durch die energieärmere Strahlung herausgefiltert wird, dadurch sinkt die ESD aber auch der Kontrast.

- Das Bildübertragungssystem mit automatisierter Bildnachverarbeitung.

Der Weg vom Objekt bis zur Aufnahme des Bildes in der Netzhaut des Betrachters wird als Bildübertragung bezeichnet. Wie bei allen optischen und elektronischen Systemen kommt es bei der Bildverarbeitung zu Störsignalen, die als Rauschen bezeichnet werden und nicht zur gewünschten Bildinformation beitragen sondern diese sogar stören. Dieses Bildrauschen hat vor allem Auswirkungen auf kontrastarme Bereiche. Die Erkennbarkeit von Bilddetails ist abhängig vom Verhältnis zwischen Signal und Rauschen. Dies wird im Englischen als SNR oder Signal to Noise Ratio bezeichnet. Die SNR berechnet sich nach der Formel:

- $SNR = \text{Signalintensität} / \text{Rauschintensität}$.

2.5.2 Kontrast und Bildschärfe

Je größer die Dichteunterschiede, desto höher ist der Kontrast. Wird bei Handaufnahmen die Strahlung von der Kortikalis des Knochens stark, vom anliegenden Weichteilgewebe hingegen nur schwach absorbiert erreichen unterschiedlich viele Röntgenquanten den Film und es entstehen unterschiedliche Dichtewerte. Selbst scharf begrenzte Objekte können unscharf begrenzt dargestellt werden. Dies kann der Fall sein, wenn sich das abzubildende Objekt während der Aufnahme bewegt. Der Dichteunterschied ändert sich nicht wie erwartet, vom einen Dichtewert direkt zum anderen sondern ändert sich kontinuierlich über eine bestimmte Strecke. Je breiter dieser Übergangsbereich ist, desto unschärfer ist das Bild. Bei den heutzutage üblichen kurzen Belichtungszeiten spielt die Bewegungsunschärfe jedoch kaum noch eine Rolle. Viele Bildbearbeitungsprogramme erhöhen den Kontrast, indem sie hohe Dichtewerte weiter anheben und niedrigere Dichtewerte absenken. Zudem werden meist die Übergangsbereiche geglättet, was zu einer digitalen Schärfung des Bildes führt. Der Bereich zwischen der niedrigsten Dichte und der am höchsten darstellbaren Dichte wird als der dynamische Bereich eines Systems bezeichnet. Dieser ist bei FFS um ein Hundertfaches kleiner als bei digitalen Systemen [2, 10, 15, 26, 27]. Die Detailerkennbarkeit, die unter anderem vom Kontrast abhängig ist wird maßgeblich vom Rauschen begrenzt. Die Kontrastunterschiede und Details werden bei zu geringer Strahlendosis vom Rauschen überlagert und die Bildinformation geht im Rauschen unter [1, 2, 56].

2.5.3 Detailerkennbarkeit

Um vom Betrachter wahrgenommen zu werden müssen Details im Röntgenbild bestimmte Voraussetzungen erfüllen. Die Erkennbarkeit ist von folgenden Qualitätskriterien abhängig.

Detailgröße	Je größer das Objekt, desto eher wird es erkannt.
Bildschärfe	Je schärfer das Bild, desto eher werden kleine Details wahrgenommen. Wird das Bild unschärfer, verwischen kleine Details und werden nicht mehr wahrgenommen.
Kontrast	Bei hohem Kontrast kann das Auge des Betrachters Objekte leichter abgrenzen und erkennen.

Tabelle 1: Qualitätskriterien bei Röntgenaufnahmen

Es wurden Phantome entwickelt um die Bildqualität objektiv einzuschätzen. Dazu benutzt man Phantome, bei denen Kontrastcharts oder Bleiliniennuster abgebildet und später ausgewertet werden können.

2.5.4 Filter

Je nach verwendetem Material der Drehanode und der Spannung der Röntgenröhre entsteht bei der Aufnahme ein unterschiedliches und für das jeweilige Material charakteristisches Strahlenspektrum. Dies besteht aus Anteilen von Strahlung höherer und niedrigerer Energie. Niedrigenergetische Strahlung wird im durchstrahlten Objekt stärker absorbiert als höherenergetische Strahlung. Strahlen, die komplett absorbiert werden, tragen nicht zum Gewinn von Bildinformation aber zur Strahlenbelastung bei [1, 2, 15].

Strahlenspektren, die teilweise absorbiert werden und teilweise die abzubildende Region durchdringen, tragen zur Bildentstehung bei. Sie werden zum Beispiel an der Kortikalis des Knochens stark absorbiert und es treten wenige bis keine Quanten bis zur Folie durch. Die Region erscheint hell. Das umgebende Weichteilgewebe lässt mehr Quanten passieren und die Folie wird im dahinter liegenden Bereich stärker geschwärzt.

Spektren höherer Energie durchdringen die abzubildende Region fast vollständig. Sie durchdringen sowohl die Kortikales des Knochens, als auch das umgebende Weichteilgewebe. Für das Bild bedeutet dies, dass kein bzw. nur ein sehr geringer Dichteunterschied zwischen Knochen und Weichteilgewebe abgebildet wird. Mit Filtern wird versucht, die niederenergetische Strahlung gleich nach der Entstehung aus dem Nutzstrahlenbündel herauszufiltern. Der Filter verändert also das Strahlenspektrum hin zu den höherenergetischen Strahlen. Man spricht auch von einer Aufhärtung der Strahlung.

Durch diese Filterung lässt sich die applizierte Strahlendosis verringern [59, 60, 61, 65, 67]. Verschiedene Gruppen beschäftigen sich mit dem Vergleich von Filtermaterialien für das FFS [48, 49]. Wird die Strahlung immer stärker aufgehärtet, verbleibt nur noch der hochenergetische Anteil. Dieser wird aber im Gewebe kaum bzw. nicht mehr absorbiert. Mit steigender Härte der Strahlung nimmt der Kontrast ab.

2.5.5 Quantenausbeute

Die DQE ist bei den verschiedenen Systemen sehr unterschiedlich. Je empfindlicher ein System ist, umso weniger Strahlung ist nötig, um ein Bild zu produzieren. Eine bessere DQE ermöglicht es, Bilder mit besserer Qualität bei gleicher Strahlendosis, oder mit gleicher Qualität bei niedrigerer Strahlendosis zu akquirieren [45, 66].

2.5.6 Das ALARA Prinzip

Unter dem ALARA Prinzip (ALARA = as low as reasonably achievable) versteht man das Abwägen zwischen möglichst geringer Röntgendosis und für die zu stellende Diagnose ausreichend guter Bildqualität. Zum Beispiel muss für den Frakturausschluss eines Wirbelkörpers der BWS die Bildqualität und somit die Strahlendosis höher sein als dies für eine Verlaufskontrolle zur Bestimmung des Cobb-Winkels der BWS bei einem Skoliose-Patienten der Fall ist.

Auch müssen die Aufnahmeparameter für jedes Aufnahmesystem und die verschiedenen Aufnahmegebiete optimiert werden. Die Bildqualität sollte adäquat für die zu stellende Diagnose sein [15, 26, 37, 43, 55, 63, 71].

2.6 Strahlenschutz

Es werden vier Maßnahmen zum Strahlenschutz unterschieden:

1. Bauliche Maßnahmen
2. Gerätetechnische Maßnahmen
3. Verwendung von Strahlenschutzzubehör
4. Organisatorische Maßnahmen
und gesetzliche Regelungen und Vorschriften

Durch die optimale Anwendung und Kontrolle der erwähnten Maßnahmen, kann die schädliche Wirkung der Strahlen auf ein Minimum reduziert werden.

Durch die Einführung von Referenzdosen wurde eine obere Grenzdosis festgelegt, die nicht überschritten werden sollte [37, 38, 76,79, 80, 87].

Diese Dosis ist aber nicht als Optimaldosis zu sehen sondern eher als Obergrenze [28].

Verschiedene Gruppen zeigen, dass sich ohne Qualitätskontrollen und die Vorschriften des Strahlenschutzes weit höhere Strahlendosen für die gleichen Aufnahmen finden [62, 69,74].

3 MATERIAL UND METHODE

3.1 Röntgenarbeitsplatz

Alle Aufnahmen, die in dieser Studie Verwendung finden, wurden in der Abteilung für Kinderradiologie des Universitätsklinikums Gießen-Marburg am Standort Gießen angefertigt. Sowohl die FFS-Aufnahmen als auch die CR-Aufnahmen wurden mit demselben Generator, dem *Optimus 50 Generator*, der mit einer *Bucky DIAGNOST TS* Röntgenröhre (Röhre RO17 50) mit einer Nennleistung von 50kW ausgestattet ist, aufgenommen (beide hergestellt von der Firma Philips, Hamburg, Deutschland). Diese Röhre verfügt über vier, am Blendenkasten manuell wählbare Vorfilter.

Vorfilter:

1. 0mm Al
2. 2mm Al
3. 1mm Al + 0,1mm Cu
4. 1mm Al + 0,2mm Cu

Als Bedienpult wurde das Optimus (Philips, Hamburg, Deutschland) genutzt, an dem gespeicherte Einstellungen für verschiedene Aufnahmen und Altersgruppen gewählt werden können.

Ebenfalls manuell einstellbar sind:

- Belichtungsautomatik
- Dosisabschaltmesskammern
- Röhrenspannung
- mAs
- Brennfleckgröße
- Belichtungszeit
- Belichtungspunkt

Die Handaufnahmen werden als Übertischaufnahme mit Standardprogrammen angefertigt.

Die standardmäßige Dosisüberwachung wird bei den FFS durch einen Diamentor M2 (PTW, Freiburg, Deutschland) mit einer Ionisationskammer am Strahlenaustrittsfenster der Röntgenröhre erreicht, bei Umstellung auf das digitale Speicherfoliensystem wurde ein Diamentor M4 (PTW, Freiburg, Deutschland) mit einer Ionisationskammer am Strahlenaustrittsfenster eingebaut.

Die Messungenauigkeit wird vom Hersteller mit $\pm 5\%$ bei Messungen im Bereich von 50-150kV angegeben. Die ESD wird mittels eines portablen Halbleiterdosimeters UNFORS Patient Skin Dosimeter (UNFORS, Ulm, Deutschland) gemessen.

Die untere Detektionsschwelle des Geräts beträgt $1\mu\text{Gy}$, die Messungengenauigkeit wird vom Hersteller mit $< \pm 15\%$ für einen Bereich von 60-110kV angegeben.



Abbildung 4: Dosimeter Unfors PSD (Abbildung der Gerätevariante mit 3 Dosimetersonden) [www.unfors.com]

3.2 Film-Folien-System

Als Film-Folien-System wird die *Curix Regula Kasette* in der Größe 18x24cm und die *Curix Ortho HT 1000 G Plus Kasette* benutzt. Es handelt sich bei diesen Filmen um grünempfindliche Filme mit dem Verstärkungsfaktor 400 speed.

Die Filme werden in der Tageslicht Entwicklungsmaschine *Curix 402 IRC* (Agfa, Mortsel, Belgien) unter Verwendung von Entwickler G 138 I bei 34°C entwickelt und mit dem Fixierer G334 fixiert.

Die Entwicklung wird täglich mittels Sensitometer PTW sensix und dem Densitometer Model 301x (X-Rite Company, Rapid Falls, Michigan, USA) kontrolliert.

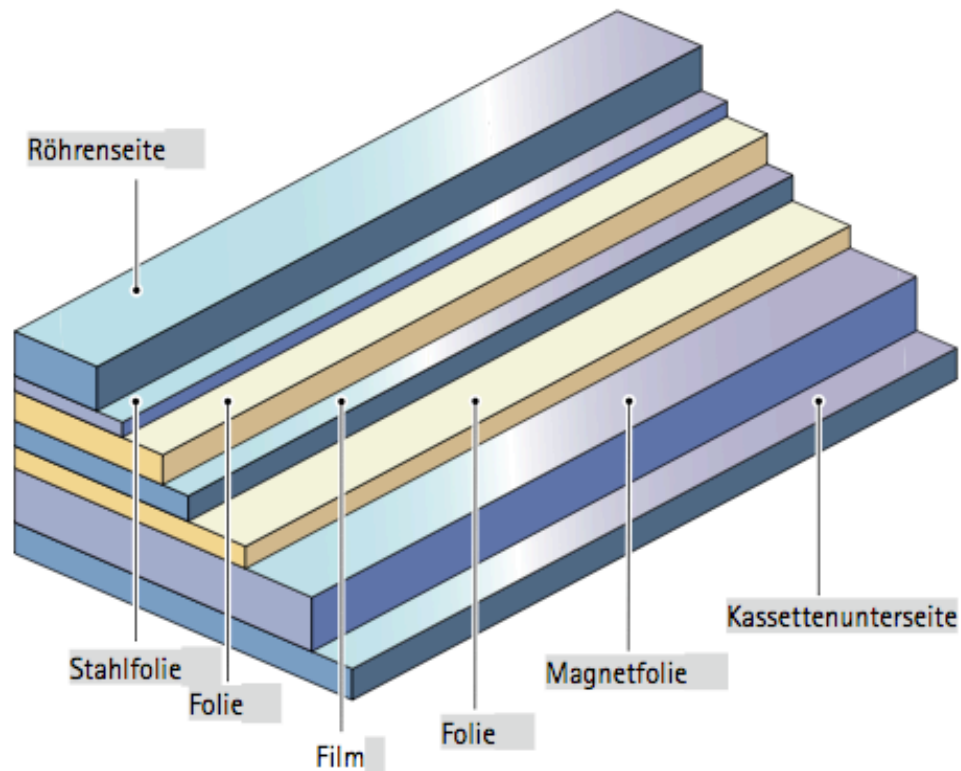


Abbildung 5: Aufbau der Curix Kasette und des Film-Folien-Systems [www.agfa.de]

Aufgrund der unterschiedlichen Strahlenschwächung der verschiedenen Gewebe im Körper gelangt auch unterschiedlich viel Strahlung auf die Kasette. Beim FFS kommt eine Polyesterfolie zum Einsatz, die beidseitig mit einer Gelatine-Silberhalogenidschicht (Silberbromid) beschichtet ist. Diese Stoffe sind sehr lichtempfindlich und die Silber-Ionen werden durch auftreffendes Licht, sowohl des sichtbaren, als auch des unsichtbaren Spektrums (Röntgenstrahlen), in einer Redox-Reaktion zu elementarem Silber reduziert [3]. Es entstehen jedoch immer nur sehr wenige Silber-Ionen. Die Entwicklung ist vergleichbar mit der eines Dias. Der einzige Unterschied liegt darin, dass man sich in der Röntgentechnik darauf geeinigt hat, nur das Negativ zu betrachten und auf den zusätzlichen Schritt der Entwicklung eines Positivs zu verzichten. Dies spart sowohl Zeit als auch Geld, weil nur einmal die Material- und Entwicklungskosten anfallen.

Da man diesen zweiten Schritt aber zu Beginn des diagnostischen Röntgens noch vollzog, kam es auch zu der für den Anfänger leicht verwirrenden Nomenklatur [3]. Die gebrauchten Begriffe beziehen sich nämlich auf das Positiv. Man spricht bei hellen Bereichen im Röntgenbild von Verschattungen und bei dunklen Bereichen von Aufhellungen.

Die belichtete Folie wird in der Entwicklungseinheit aus der Schutzhülle entnommen und in eine Entwicklerlösung gebracht. Diese verstärkt die bei der Belichtung begonnene Silberanlagerung an den sogenannten Entwicklungskeim um

das ein- bis hundertmillionenfache. Anschließend wird der Film fixiert. Die im Fixierer enthaltenen Ammoniumthiosulfate bilden mit allen nicht belichteten und somit noch im oxidierten Zustand befindlichen Silberhalogeniden Komplexe. Diese werden aus der Gelatineschicht herausgelöst. Nun wird der Film gewässert, um die Chemikalien auszuwaschen. Anschließend wird er getrocknet und ist nun bereit zur Betrachtung.

Die verwendeten Silberverbindungen sind wesentlich empfindlicher für Wellenbereiche des sichtbaren Lichtspektrums als für Röntgenquanten. Diese Eigenschaft nutzt man aus, indem man Verstärkerfolien vor dem Röntgenfilm platziert. Die Strahlung trifft auf die Verstärkerfolie, die meist Phosphorverbindungen enthält. Hier regt sie den Phosphor zur Abgabe von Licht im sichtbaren Spektrum an. Die Verstärkerfolie gibt bei grünempfindlichen Filmen Licht im grünen Farbspektrum und bei blauempfindlichen Filmen Licht im blauen Farbspektrum ab. Durch diese Technik kann ein großer Teil der Strahlung eingespart werden.

Das Bild verliert leicht an Schärfe, weil das emittierte Licht der Verstärkerfolie nicht zwangsläufig direkt parallel zur auftreffenden Röntgenstrahlung abgestrahlt wird. Dieser Effekt wird dadurch auf ein Minimum reduziert, dass die Verstärkerfolie dem Film möglichst nahe anliegt. Dies wird durch zwei Lagen Moosgummi erreicht, die den Film und die Verstärkerfolie eng aneinander drücken.

Über 95 Prozent der Schwärzung des Films sind auf das von der Verstärkerfolie abgegebene Licht zurückzuführen. Nur ca 5% der Schwärzung sind direkte Auswirkung der Röntgenstrahlung.

3.2.1 Abbildungsqualität beim Film-Folien-System

Faktoren, die sich negativ auf die Qualität beim FFS auswirken sind:

- Ungenügendes Anpressen des Films an die Verstärkerfolie
- Streulicht, welches mit der Stärke der Verstärkerfolie zunimmt
- Durchbelichtungseffekt: Die Strahlen treten durch die Folie durch und belichten auch die röhrenabgewandte Seite des Films
- Bildrauschen: mit zunehmender Empfindlichkeit des FFS nimmt auch das Rauschen zu [3]

3.2.2 Untersuchungskollektiv des Film-Folien-Systems

Im Zeitraum zwischen dem 14.03.2005 und 28.11.2005 sind 53 Patienten erfasst worden. Es werden nur Patienten im Alter von 4-18 Jahren in die Studie aufgenommen, bei denen eine pa-Handaufnahme zur Bestimmung des Knochenalters, ohnehin klinisch indiziert ist.

Auch die Patienten werden in die Studie aufgenommen, deren Größe und Gewicht unter der 3. Perzentile oder über der 97. Perzentile liegt. Die Hauptindikation zur pa-Handaufnahme ist die Bestimmung des Knochenalters bei Kindern

und Jugendlichen, die Wachstumsverzögerung oder Wachstumsbeschleunigungen oder andere Formen der Entwicklungsstörungen aufweisen.

Von den Patienten sind 33 (63%) männlich und 20 (37%) weiblich. Das mittlere Alter der Patienten beträgt $10,1 \pm 4,15$ Jahre, der Jüngste ist 4 Jahre und einen Monat und der Älteste 18 Jahre und 9 Monate alt.

3.3 Digitale Radiographie (CR)

Bei den analogen Film-Folien-Systemen werden die Silberhalogenid-Kristalle, die auf der Oberfläche der Folie aufgebracht sind, durch die auftreffende Röntgenstrahlung bzw. durch das Licht der Verstärkerfolie chemisch verändert und färben den Film bei der Entwicklung schwarz. In der Digitalen Radiographie werden neue Methoden angewandt. Beim DR-System wird durch einen geeigneten Detektor die auftreffende Strahlung direkt detektiert und an die nachgeschalteten Geräte weiterleitet, beim CR-System werden Speicherfolien belichtet und in einem separaten Gerät ausgelesen. Aus dem gewonnenen Signal wird das Bild errechnet. Der Detektor bei den DR-Geräten ist meist fest installiert und nicht so mobil wie eine gewöhnliche Röntgenkassette, hat aber in einigen Studien eine bessere DQE mit bis zu 50% Dosisreduktion bei gleicher bzw. besserer Auflösung gezeigt [27]. Bei den CR-Systemen beinhaltet die Kassette anstatt der Folie eine Speicherplatte, auf der die Strahlungsenergie gespeichert wird und zu einem späteren Zeitpunkt durch einen Laser ausgelesen werden kann. Dies geschieht durch Platten, die mit verschiedenen Phosphorkristallen beschichtet sind. Man nutzt hierbei die Eigenschaft des Phosphors, die durch die Röntgenstrahlung zugeführte Energie durch Anregung speichern zu können und zu einem späteren Zeitpunkt wieder abzugeben (Laserinduzierte Lumineszenz)[7].

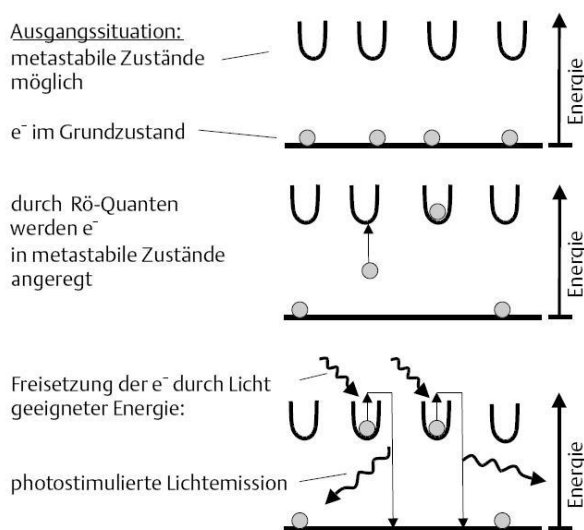


Abbildung 6: Photostimulierte Lumineszenz bei Speicherfolien [88]

Nach der Aufnahme wird die digitale Speicherfolie in einem Lesegerät Zeile für Zeile mit Laser abgetastet. Die hierbei vom Speichermedium abgegebenen Lichtquanten werden von einem Sensor registriert und durch die nachgeschaltete Bildverarbeitungselektronik und Software in ein digitales Bild umgewandelt.

Es wird also eine Datei erstellt, die nach dem Binärsystem kodiert ist. Das Bild wird in einzelne Pixel zerlegt und jedem Pixel wird ein Grauwert zugeordnet. Die Bittiefe bestimmt, wie viele Graustufen unterschieden werden können. Bei 12 Bit können 2^{12} , also 4096 Graustufen unterschieden werden. Vom menschlichen Auge sind aber nur 2^6 also ca. 100 Graustufen abgrenzbar.

Die entstandene Datei wird in einem Picture Archiving and Communication System (PACS) gespeichert. Hier werden die Rohdaten automatisch mittels bestimmter Algorithmen bearbeitet. Dabei soll das Bild möglichst optimal für die Betrachtung durch das menschliche Auge aufbereitet werden. Es werden Kanten angehoben, Rauschen unterdrückt, die Helligkeit angepasst, und der Kontrast optimiert. Diese Einstellungen können auch während der Betrachtung einzeln verändert werden.

Um die Bilder mit möglichst wenig Speicherbedarf zu archivieren, werden diese komprimiert. Dabei geht Bildinformation verloren.

In der Ausleseeinheit wird die Speicherfolie nach dem Auslesevorgang durch eine vollständige Belichtung mit hellem Licht für die nächste Verwendung vorbereitet. Dabei gibt das Speichermedium die gespeicherte Energie ab und ist nun für weitere Aufnahmen verwendbar. Da das Speichermedium, ähnlich den fluoreszierenden Zeigern einer Armbanduhr, seine Energie auch ohne Abtastung durch die Leseinheit sukzessive wieder abgibt, sollte die Speicherfolie zeitnah zur Aufnahme ausgelesen werden. Dieser Effekt ist in der ersten Stunde am größten. Die belichtete Speicherfolie sollte vor dem Auslesevorgang vor Hitze und zusätzlicher Strahlung geschützt werden [2, 7].

3.3.1 Vorteile und Herausforderungen der digitalen Radiographie Systeme

Die Vorteile der digitalen Systeme liegen in der sofortigen und unbegrenzten Bildübertragung, der raumsparenden Archivierung, der schnelleren Verfügbarkeit, und der verlustfreien Reproduzierbarkeit [1].

Durch die weitgehende Vermeidung von Über- und Unterbelichtungen sank die Wiederholungshäufigkeit bei der CR im Vergleich zum FFS von ca 10% auf ungefähr 2% ab. Mittlerweile ist im Vergleich zum FFS eine bessere Beurteilbarkeit der Softcopies, also der Bildbetrachtung am Monitor belegt [12].

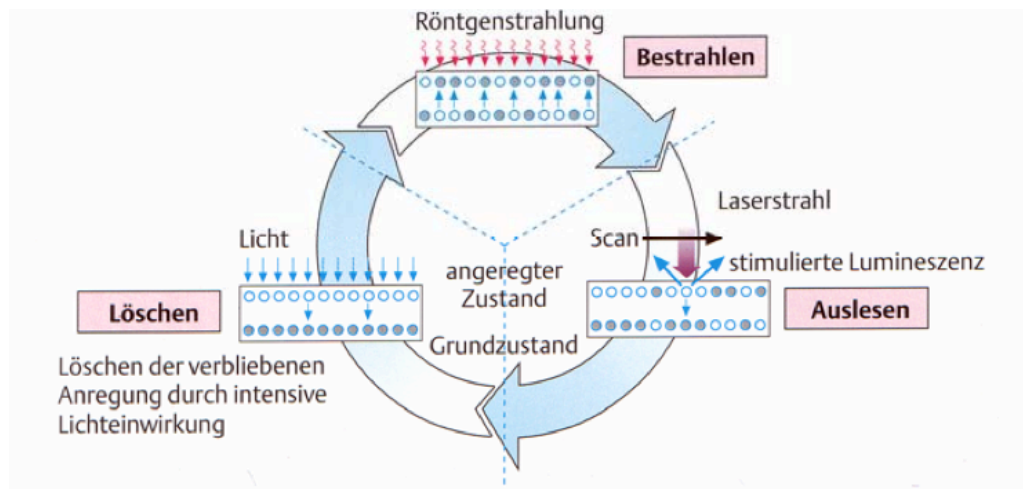


Abbildung 7: Arbeitszyklus einer Speicherfolie [89]

Zum Auslesen der digitalen Speicherfolien wird das DX-S (Agfa, Mortsel, Belgien) als Digitizer benutzt. Das System beinhaltet die CR HD 5.0 General Kassetten der Größe 24x30cm. Die Aufnahmen wurden anfangs über die Software NX und später über die Nachfolgesoftware NX 2.0 (Agfa, Mortsel, Belgien) digitalisiert. Im PACS der Firma Medos AG (Langensfeld, Deutschland) werden die Bilder im DICOM Format gespeichert. Als Befundungssoftware kommt der Infinet PACS Viewer (Infinet Healthcare, Seoul, Korea) zum Einsatz. Die Workstation zur Betrachtung steht in einem Raum mit angepasster Helligkeit. Als Monitore kommen zwei kalibrierte Monitore der Firma Totoku (Totoku, Tokio, Japan) zum Einsatz.

3.3.2 Untersuchungskollektiv der digitalen Radiographie

Im Zeitraum zwischen dem 20.12.2006 und 29.06.2009 sind 100 Patienten erfasst worden. Auch hier werden die Patienten in die Studie aufgenommen wenn ihre Größe und ihr Gewicht unter der 3. Perzentile oder über der 97. Perzentile liegt. Das mittlere Alter der Patienten beträgt $10,2 \pm 3,85$ Jahre, wobei der jüngste Patient 1 Jahr und 6 Monate und der Älteste 17 Jahre und 7 Monate alt ist. Von den Patienten sind 49 (49%) männlich und 51 (51%) weiblich.

3.4 Praktische Durchführung der klinischen Messung

Im allgemeinen Ablauf der Röntgenuntersuchung werden die Patienten, bzw. in den meisten Fällen die Erziehungsberechtigten der Kinder über den Ablauf der Untersuchung und über die zusätzliche Messung aufgeklärt. Zudem unterschreiben die Eltern eine Einverständniserklärung, in der sie dem anonymisierten Gebrauch der während der Untersuchung erhobenen Daten zustimmen. Die ESD wird gemessen, indem der Sensor des UNFORS Patient Skin Dosimeter (Unfors, Ulm, Deutschland) röhrenseitig, innerhalb des exponierten Feldes zwischen Ra-

dius und Ulna und möglichst proximal der Epiphysenfugen dieser Knochen, mit einem Klebestreifen fixiert wird.

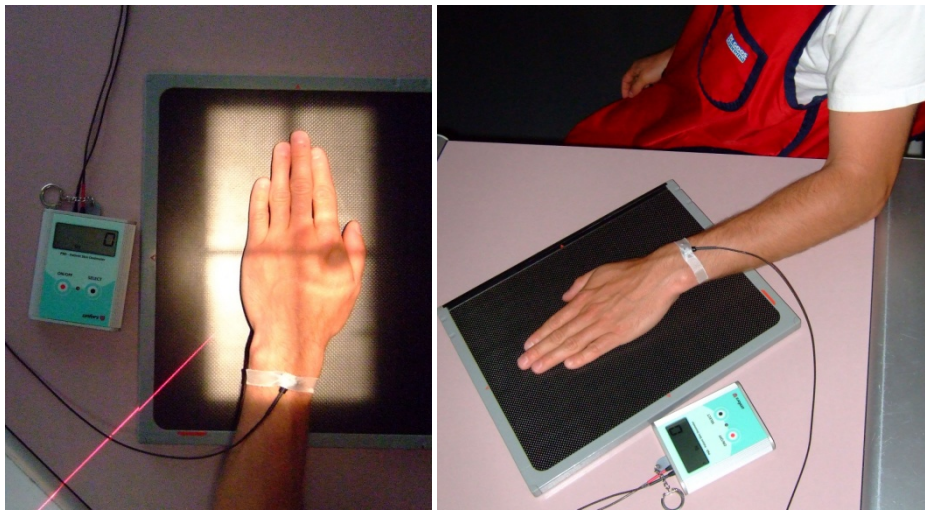


Abbildung 8: Sondenposition bei pa Handaufnahme links

3.4.1 Belichtungsparameter

Kollektiv	kV	mAs	ms	Filter
FFS 3,2mAs n=16	46	3,2	12,8	kein
FFS 3,6mAs n=17	46	3,6	14,4	kein
FFS 4,0mAs n=20	46	4,0	16	kein
CR 3,2mAs n=26	46	3,2	12,8	Al 1mm + Cu 0,1mm
CR 3,6mAs n=18	46	3,6	14,4	Al 1mm + Cu 0,1mm
CR 4,0mAs n=19	46	4,0	16	Al 1mm + Cu 0,1mm
CR 2,0mAs n=37	50	2,0	7,14	Al 1mm + Cu 0,2mm

Tabelle 2: Belichtungsparameter und Filter der jeweiligen Gruppen

3.4.2 Studienprotokoll

Es wurden folgende Daten dokumentiert:

- K-Nummer (interne Nummer für Patient und Aufnahme)
- Alter (Jahre und Monate)
- Geschlecht
- Gewicht und Größe
- Belichtungsparameter (kV, mAs, ms)
- ESD mit Feldsonde
- Dosis-Flächen-Produkt
- Filterung

3.4.3 Erfassung der Bildqualität

Die Bildqualität setzt sich aus verschiedenen Einzelfaktoren zusammen, die alle Auswirkungen auf den Bildeindruck haben. Für die Studie werden bei den Aufnahmen mit dem FFS die Belichtung, die Einblendung, die Zentrierung und die Positionierung bewertet. Bei den digitalen Aufnahmen kommt es durch den hundertfach größeren dynamischen Bereich nicht mehr direkt zu Unter- oder Überbelichtung [15]. Hier werden als Qualitätskriterien das Bildrauschen, die Einblendung, die Zentrierung und die Positionierung bewertet.

3.4.4 Bewertung der Bildqualität beim Film-Folien-System

Die Belichtung wird anhand einer neunstufigen Bewertungstabelle bewertet. Die Skala ähnelte mit der Einteilung von Score -4 (stark unterexponiert), über das Optimum bei 0 (optimal exponiert) bis +4 (stark überexponiert) in etwas abgeänderter Form der Bewertung nach Engelmann und Alt [5].

Score	Kriterien zur Bewertung der Belichtung
-4	extrem unterexponiert: Diagnosewichtige Strukturen sind nicht mehr zu erkennen
-3	deutlich unterexponiert: Diagnosewichtige Strukturen sind kaum noch zu erkennen
-2	mäßig unterexponiert: mögliche Einschränkung der Beurteilbarkeit
-1	geringfügig unterexponiert: noch uneingeschränkte Beurteilbarkeit
0	optimal exponiert: einwandfreie Beurteilbarkeit
1	geringfügig überexponiert: noch uneingeschränkte Beurteilbarkeit
2	mäßig überexponiert: mögliche Einschränkung der Beurteilbarkeit
3	deutlich überexponiert: Diagnosewichtige Strukturen sind kaum noch bzw. nur mithilfe einer Irisleuchte erkennbar
4	extrem überexponiert: Diagnosewichtige Strukturen sind nicht mehr zu erkennen

Tabelle 3: Bewertungskriterien für die Belichtung der Bilder des Film Folien Systems in Anlehnung an Engelmann & Alt [5]

Score	Kriterien zur Bewertung der Zentrierung
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 mit exponiert: Diagnose noch möglich
5	extrem dezentriert oder extrem fehlpositioniert: Bild und/oder diagnosewichtige Strukturen sind abgeschnitten oder überlagert. Diagnose nicht mehr möglich

Tabelle 4: Bewertungskriterien für Zentrierung der Bilder des Film Folien Systems in Anlehnung an Engelmann & Alt [5]

Die FFS-Aufnahmen werden, unabhängig voneinander, von drei erfahrenen Fachärzten, jeweils mit Zusatzbezeichnung Kinderradiologie zweimal an aufeinander folgenden Tagen beurteilt.

Die Einblendung wird von einem medizinischen Doktoranden beurteilt, da hierfür kein spezielles radiologisches Fachwissen notwendig ist. Die Bilder werden randomisiert und an einem Leuchtpult eingeblendet präsentiert. Zusätzlich zur subjektiven Auswertung wird die Belichtung mittels Densitometrie objektiv bewertet. Diese Messung wird mit einem Densitometer des Typs 301 (X-Rite®, Grand Rapids, USA) durchgeführt.

3.4.5 Bewertung der Bildqualität beim Digitale-Speicherfolien-System

Die digitalen Bilder werden, wie auch im Routinebetrieb an einem Bildschirmarbeitsplatz mit zwei Klasse-A-Monitoren beurteilt. Auch hier werden die Bilder in zufälliger Reihenfolge, von drei erfahrenen Fachärzten, jeweils mit Zusatzbezeichnung Kinderradiologie, zweimal an aufeinander folgenden Tagen beurteilt. Hierbei ist es erlaubt, die Bilder in der Größe, der Helligkeit und dem Kontrast zu verändern. Da es bei der CR kaum zu Unter- und Überbelichtung kommt, wird hier anstatt der Belichtung das Bildrauschen beurteilt. Die Bewertung des Rauschens durch das menschliche Auge ist sehr subjektiv und das Rauschen wird oft erst dann als störend empfunden, wenn die Dosis unter 50% der angemessenen Strahlendosis für die vollständige Wiedergabe der diagnostischen Information liegt [10, 15]. Die Skala wird in fünf Stufen von Score 1 (kein Rauschen erkennbar) bis Score 5 (extremes Rauschen) unterteilt. Dabei wird, wie bei Launders & Cowen [28] davon ausgegangen, dass der Betrachter beurteilen kann, welche Bildinformationen zu erwarten sind und welche Details eventuell nicht mehr zu erkennen sind, obwohl diese für die zu stellende Diagnose notwendig gewesen wären. Die Zentrierung wird nach den gleichen Kriterien beurteilt wie bei den Film-Folien Aufnahmen.

Bildrauschen	
1	kein Rauschen erkennbar: optimale Beurteilbarkeit
2	geringfügiges Rauschen, nicht als störend empfunden, uneingeschränkte Beurteilbarkeit
3	mäßiges Rauschen, deutlich erkennbar aber tolerabel: mögliche Einschränkung der Beurteilbarkeit
4	deutliches Rauschen erkennbar, als störend empfunden. Einschränkung der Beurteilbarkeit. Es ist noch möglich die Diagnose zu stellen
5	extremes Rauschen: diagnosewichtige Strukturen sind nicht mehr zu erkennen. Keine Diagnose mehr möglich

Tabelle 5: Bewertungskriterien für das Rauschen der Bilder des CR-Systems in Anlehnung an Engelmann & Alt [5]

Zentrierung	
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 mit exponiert: Diagnose noch möglich
5	extrem dezentriert oder extrem fehlpositioniert: Bild und/oder diagnosewichtige Strukturen sind abgeschnitten oder überlagert. Diagnose nicht mehr möglich

Tabelle 6: Bewertungskriterien für die Zentrierung der Bilder des CR-Systems in Anlehnung an Engelmann & Alt [5]

Die digitalen Bilder werden nicht wie bei anderen Studien als Hardcopies ausgedruckt, da hierdurch die Vorteile der digitalen Bildbetrachtung verloren gehen und dies auch nicht der klinischen Routine entspricht [27]. Eine Messung der optischen Dichte ist somit nicht möglich. Alle Messungen an den digitalen Bildern werden mit dem *Open-Source DICOM Viewer OsiriX v.3.5.1 32-bit* (Dr. Antoine Rosset, Geneva, Switzerland) durchgeführt.

Als Indikator für das Bildrauschen wird die Standardabweichung der Graustufen in einer ROI gemessen [13]. Man geht davon aus, dass bei gleicher Belichtung, gleicher Schichtdicke und gleicher Dichte des durchstrahlten Gewebes zwei nebeneinander liegende Bildpunkte aus diesem Bereich die gleiche Graustufe haben sollten. Dies ist aber nur theoretisch richtig, da ein Quantenrauschen in je-

dem elektronischen System vorhanden ist und es dadurch zu unterschiedlichen Graustufen kommt. Rauschen definiert sich als vom mittleren Grauton des Gewebes abweichendes Pixel, das nicht zur Bildinformation beiträgt. Ein bestimmter Rauschanteil ist immer vorhanden. Wird die Strahlendosis reduziert, verschiebt sich die SNR immer mehr zu Gunsten des Rauschens. Der Anteil des Rauschens am Gesamtsignal wird höher und am Ende hebt sich das eigentliche Bildsignal nicht mehr vom Rauschen ab, es geht im Rauschen unter. Mit zunehmendem Rauschen weichen einzelne Pixel in der ROI immer stärker vom Mittelwert der Graustufen ab. Es befinden sich also Pixel mit helleren und Pixel mit dunkleren Grauwerten in einer Fläche, in der theoretisch alle Pixel den gleichen Grauwert haben sollten.

In einer ROI von 2x2mm wird die Standardabweichung vom Mittelwert an den definierten Punkten gemessen. Als Wert wird jeweils der Mittelwert aus 4 Messungen errechnet.

Der erste Wert wird über den Weichteilen zwischen dem IV. und V. Metacarpale gemessen.

Der zweite Wert als Mittelwert aus jeweils einer Messung im Zentrum jedes Caput der Ossa phalanges mediae II-V. Hierbei muss aber beachtet werden, dass man bei den ossären Strukturen nicht von einer homogenen Dichteverteilung ausgehen kann, da Knochen aus Trabekeln und Trabekelzwischenräumen aufgebaut ist und diese unterschiedliche Dichten haben. Hier sollte die Standardabweichung hoch sein, da sich innerhalb einer ROI hellere Bereiche (Trabekel) und dunklere Bereiche (Zwischenräume) befinden. Die Messung der Standardabweichung der Grautöne ist hier also ein Indikator für den Kontrast der Aufnahme. Ist der Kontrast hoch ist die Standardabweichung in der ROI auch hoch.

Als dritter Messpunkt wird die Standardabweichung in einer ROI neben der Hand über dem Daumen gemessen.

Um die Einblendung zu objektivieren werden die Film-Folien per Hand und die digitalen Bilder mit dem *Open-Source DICOM Viewer OsiriX v.3.5.1* 32-bit (Dr. Antoine Rosset, Geneva, Switzerland) ausgemessen. Hierbei wird die Länge und Breite ausgemessen. Zudem wird die Handbreite an der breitesten Stelle und die Handlänge von der Spitze der Phalanx III bis zur proximalen ulnarseitigen Begrenzung der Epiphysenfugen des Radius in Höhe der *Articulatio radio-ulnaris distalis* gemessen, da diese in jedem Alter und bei den unterschiedlichen Verknöcherungsstadien immer klar abzugrenzen ist.

Es wird außerdem die Epiphyseneinblendung von der ulnarseitigen Begrenzung der Epiphysenfugen des Radius in Höhe der *Articulatio radio-ulnaris distalis* bis zum unteren Einblendungsrand und die Einblendung von der Phalanx III bis zum oberen Einblendungsrand gemessen.

Zur Berechnung der Einblendung wird die Handbreite mit der Handlänge multipliziert. Als Handlänge wird zur Berechnung der Einblendung die Länge von der Spitze der Phalanx III bis zum unteren Einblendungsrand gemessen. Als zweites wird die Gesamtfläche der Einblendung berechnet. Hierzu multipliziert man die Einblendungsbreite mit der Einblendungshöhe. Die Einblendungsfläche wird durch die errechnete Handfläche dividiert und man erhält die prozentuale Fläche der Einblendungsfläche zur Handfläche.

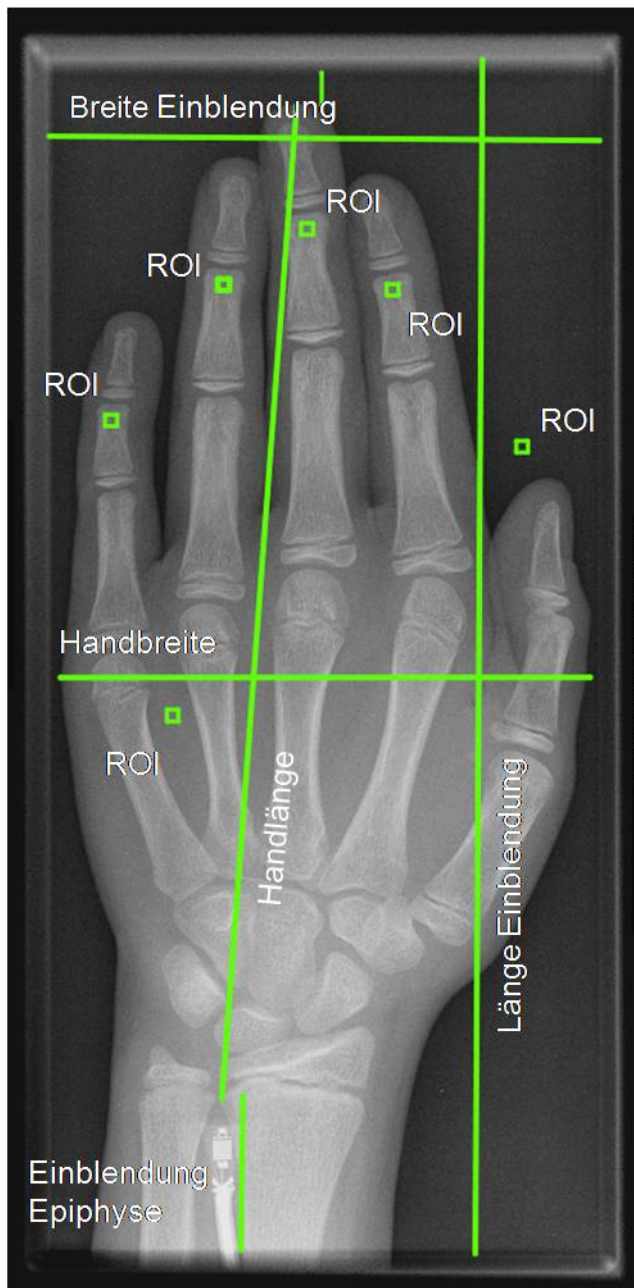


Abbildung 9: Messpunkte an der Aufnahme zur Ermittlung der ROI's und zur Berechnung der Einblendung bei CR Aufnahmen.

Für die Einblendung bei Handaufnahmen bestehen keine klar definierten Qualitätskriterien. Deshalb wird für die Bewertung der Einblendung in Anlehnung an Engelmann & Alt [5] eine Feldgröße von 100-120 % mit Score 1 als optimal, eine Feldgröße von über 120% bis 150% mit Score 2 als geringfügig zu weit und eine Feldgröße von über 150% mit Score 3 als extrem zu weit aufgeblendet bewertet.

3.5 Statistische Auswertungen

3.5.1 Deskriptive Statistik

Die statistische Auswertung erfolgt mit dem Statistikprogramm SPSS®, Version 11.5.1 (IBM, Armonk, USA).

Die Tabellen und Abbildungen werden mit Hilfe von Word® (Microsoft, Redmond, USA) angefertigt. Die deskriptive Statistik der Einzelergebnisse erfolgt in Form von Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung und prozentualen Angaben.

3.5.2 Intra- und Interobserver-Reliabilität

Die Übereinstimmung der Bewertungen zwischen den drei Betrachter (Interobserver-Reliabilität) für das Rauschen und die Zentrierung der Bilder beim CR-System und die Übereinstimmung der Einzelurteile des Betrachters in der ersten und zweiten Bewertungssession (Intraobserver-Reliabilität) wird mit dem Kendall-Tau-b Testverfahren analysiert.

3.5.3 Korrelation zwischen subjektiver Bewertung des Rauschens und objektiver Messung der Standardabweichung der Dichtewerte

Um das Maß der Korrelation zwischen der subjektiven Bewertung des Rauschens und der objektiv gemessenen Standardabweichung der Dichtewerte in den ROI-Messung im Zentrum jedes Caput der Ossa phalanges mediae II-V. zu ermitteln, wird hier die Korrelation nach Pearson ermittelt.

Als statistisch signifikant wird bei allen Ergebnissen $p < 0,05$ angenommen.

4 ERGEBNISSE

4.1 Ergebnisse des Film-Folien-Systems

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Bildbewertung in tabellarischer und graphischer Form dargestellt und kurz beschrieben.

4.1.1 Oberflächendosis der Einzelgruppen FFS 3,2mAs; FFS 3,6mAs; FFS 4,0mAs

Gruppe	ESD Minimum μGy	ESD Maximum μGy	ESD Mittelwert μGy	Dosis in % Referenzgruppe FFS 4,0mAs =100%
FFS 3,2mAs n=16	13,69	19,02	16,31 ± 1,54	78
FFS 3,6mAs n=17	16,15	21,88	18,68 ± 1,79	90
FFS 4,0mAs n=20	17,55	23,4	20,84 ± 1,88	100

Tabelle 7: Vergleich der Oberflächendosis der 3 unterschiedlichen Belichtungsgruppen beim Film-Folien-System

4.1.2 Belichtung und Zentrierung FFS 3,2mAs

FFS 3,2mAs n=16						
	Belichtung			Zentrierung		
	Min	Max	∅	Min	Max	∅
Betrachter 1	0	1	0,06 ± 0,25	1	2	1,25 ± 0,42
Betrachter 2	0	1	0,15 ± 0,37	1	2	1,22 ± 0,42
Betrachter 3	0	1	0,03 ± 0,18	1	2	1,03 ± 0,18
Gesamt	0	1	0,08 ± 0,28	1	2	1,17 ± 0,38

Tabelle 8: Durchschnittliche Bewertung der Belichtung und Zentrierung mit minimalen und maximalen Werten, Durchschnitt und Standardabweichung für FFS 3,2mAs

4.1.2.1 Belichtung

Für die FFS 3,2mAs-Aufnahmen ergibt sich einem Mittelwert von $0,08 \pm 0,28$, wobei 0 perfekte Belichtung und die Werte 1-4 Unter oder Überbelichtung bedeuten. Von 16 Aufnahmen sind 11 Bilder (79%) durchgehend mit 0 als perfekt belichtet bewertet worden.

4.1.2.2 Zentrierung

Von den 16 Aufnahmen sind 11 Aufnahmen (69%) durchgehend mit 1 als perfekt zentriert bewertet worden. Es ergibt sich ein Mittelwert von $1,17 \pm 0,38$.

4.1.3 Belichtung und Zentrierung FFS 3,6mAs

FFS 3,6mAs n=17						
	Belichtung			Zentrierung		
	Min	Max	\emptyset	Min	Max	\emptyset
Betrachter 1	0	1	$0,15 \pm 0,36$	1	2	$1,2 \pm 0,41$
Betrachter 2	0	1	0 ± 0	1	2	$1,35 \pm 0,49$
Betrachter 3	0	1	$0,03 \pm 0,17$	1	2	$1,03 \pm 0,17$
Gesamt	0	1	$0,06 \pm 0,24$	1	2	$1,2 \pm 0,40$

Tabelle 9: Durchschnittliche Bewertung der Belichtung und Zentrierung mit minimalen und maximalen Werten, Durchschnitt und Standardabweichung für FFS 3,6mAs

4.1.3.1 Belichtung

Bei den FFS 3,6mAs-Aufnahmen errechnet sich ein Mittelwert von $0,06 \pm 0,24$, wobei hier von 17 Aufnahmen 14 (82%) durchgehend als perfekt belichtet bewertet sind.

4.1.3.2 Zentrierung

Von 17 Aufnahmen sind 8 (47%) durchgehend als perfekt zentriert bewertet. Es ergibt sich ein Mittelwert von $1,2 \pm 0,40$.

4.1.4 Belichtung und Zentrierung FFS 4,0mAs

FFS 4,0mAs						
	Belichtung			Zentrierung		
	Min	Max	\emptyset	Min	Max	\emptyset
Betrachter 1	0	1	$0,2 \pm 0,41$	1	2	$1,1 \pm 0,30$
Betrachter 2	0	0	0 ± 0	1	2	$1,2 \pm 0,41$
Betrachter 3	0	1	$0,02 \pm 0,16$	1	2	$1,07 \pm 0,27$
Gesamt	0	1	$0,07 \pm 0,26$	1	2	$1,13 \pm 0,34$

Tabelle 10: Belichtung und Zentrierung FFS 4,0mAs

4.1.4.1 Belichtung

Bei den FFS 4,0mAs-Aufnahmen errechnet sich ein Mittelwert von $0,07 \pm 0,26$, wobei hier von 20 Aufnahmen 12 (60%) durchgehend als perfekt belichtet bewertet sind.

4.1.4.2 Zentrierung

Von zwanzig Aufnahmen sind 12 (60%) Aufnahmen durchgehend als perfekt zentriert bewertet. Es ergibt sich ein Mittelwert von $1,13 \pm 0,34$.

Die Bewertung der Belichtung erfolgt zweiseitig, einmal zur Überbelichtung und einmal hin zur Unterbelichtung. Hierbei ist der Score 0 das Optimum. Für die Gesamtbewertung der Bildqualität muss dieser jedoch an die anderen Scores adaptiert werden die jeweils 5 stufig und einseitig sind und bei denen der Score 1 das Optimum ist. Bei der Belichtung wird das Vorzeichen nicht beachtet. Zu den bei der Belichtung errechneten Werten wird 1 addiert um die Ergebnisse vergleichbar zu machen.

4.1.5 Einblendung FFS 3,2mAs; FFS 3,6mAs; FFS 4,0mAs

Kollektiv	FFS 3,2mAs n=16	FFS 3,6mAs n=17	FFS 4,0mAs n=20
Optimal eingebledete Aufnahmen 100-120%	6	3	9
In %	37,5	18	45
Minimal zu groß eingebledete Aufnahmen 121-150%	8	14	11
In %	50	82	55
Zu groß eingebledete Aufnahmen <150 %	2	0	0
In %	12,5	0	0
Ø Einblendungsfläche in %	$127 \pm 16,2$	$125 \pm 6,28$	$121 \pm 9,18$
Ø Score Einblendung	$1,75 \pm 0,68$	$1,82 \pm 0,39$	$1,55 \pm 0,51$

Tabelle 11: Einblendungsfläche der Einzelgruppen FFS -System mit Anzahl der Bilder in den Einzelbewertungen, durchschnittlicher Einblendungsfläche und durchschnittlichem Score für die Einblendung

4.1.5.1 Einblendung FFS 3,2mAs

Bei den FFS 3,2mAs-Aufnahmen errechnet sich ein Mittelwert für die Einblendungsfläche von $127 \pm 16,2$, wobei hier von 16 Aufnahmen 6 (37,5%) perfekt eingebledet sind. Als Score für die Einblendung errechnet sich ein Mittelwert von $1,75 \pm 0,68$.

Bei den FFS 3,6mAs-Aufnahmen errechnet sich ein Mittelwert für die Einblendungsfläche von $125 \pm 6,28$ wobei hier von 17 Aufnahmen 3 (18%) perfekt eingebendet sind. Als Score für die Einblendung errechnet sich ein Mittelwert von $1,82 \pm 0,39$.

Bei den FFS 4,0mAs-Aufnahmen errechnet sich ein Mittelwert für die Einblendungsfläche von $121 \pm 9,18$, wobei hier von 20 Aufnahmen 9 (45%) perfekt eingebendet sind. Als Score für die Einblendung errechnet sich ein Mittelwert von $1,55 \pm 0,51$.

4.1.6 Vergleich der Ergebnisse FFS 3,2mAs; FFS 3,6mAs; FFS 4,0mAs

4.1.6.1 Oberflächendosis

Die ESD nimmt mit steigenden mAs kontinuierlich zu. Bei Anhebung der mAs Werte um 0,4 steigt die durchschnittliche ESD um $2\mu\text{Gy}$ an. Im Vergleich zur Referenzgruppe FFS 4,0mAs ergibt sich eine Dosisreduktion von 10% bei der Gruppe FFS 3,6mAs und von 22% bei der Gruppe FFS 3,2mAs.

4.1.6.2 Belichtung

In der Gruppe FFS 3,2mAs sind 69% (11 von $n=16$) Aufnahmen durchgehend optimal exponiert und die restlichen Aufnahmen sind mit durchschnittlichen Werten von maximal 0,33 bewertet.

In der Gruppe FFS 3,6mAs sind mit 82% (14 von $n=17$), die meisten Bilder durchgehend als optimal exponiert bewertet. Die restlichen Aufnahmen sind mit durchschnittlichen Werten von maximal 0,5 bewertet.

In der Gruppe FFS 4,0mAs sind mit 60% (12 von $n=20$) prozentual die wenigsten Bilder durchgehend als optimal exponiert bewertet, wobei bei den restlichen Aufnahmen Werte von maximal 0,33 Fehlbelichtung zu finden sind. Bei den Mittelwerten unterscheiden sich die Gruppen bei Werten von 0,06 bis 0,08 nicht signifikant.

4.1.6.3 Positionierung und Zentrierung des Patienten beim Film-Folien-System

In der Gruppe FFS 3,2mAs sind mit 69% (11 von $n=16$) die meisten Bilder durchgehend als optimal zentriert bewertet. Die schlechteste durchschnittliche Bewertung liegt bei maximal 1,83.

In der Gruppe FFS 3,6mAs sind mit 47% (8 von $n=17$) die wenigsten Bilder durchgehend als optimal zentriert bewertet. Die schlechteste durchschnittliche Bewertung liegt bei 1,67.

In der Gruppe FFS 4,0mAs sind 60% (12 von n=20) der Aufnahmen durchgehend als optimal bewertet. Die schlechteste durchschnittliche Bewertung liegt bei 1,67.

Die Gruppen unterscheiden sich in der Qualität der Zentrierung bei Durchschnittswerten von 1,13 bis 1,20 nicht signifikant.

4.1.6.4 Einblendung

Bei der Einblendungsfläche der Gruppe FFS 3,2 mAs, haben 6 von 16 Aufnahmen, also 37,5% die optimale Größe. Im Durchschnitt sind die Aufnahmen in dieser Gruppe mit 127% am größten aufgeblendet.

In der Gruppe FFS 3,6mAs sind mit 3 von 17 Aufnahmen nur 18% optimal eingebildet. Im Durchschnitt liegen die Werte aber mit 125% nur leicht über dem optimalen Bereich von 100-120 Prozent.

In der Gruppe FFS 4,0mAs sind mit 9 von 20 Aufnahmen 45% der Aufnahmen optimal eingebildet. Der Durchschnitt liegt mit 121% geringfügig über dem Optimum.

4.2 Ergebnisse der Digitalen Aufnahmen

Folgende Ergebnisse finden sich bei der Bewertung der Aufnahmen der digitalen Speicherfolien und werden im Folgenden tabellarisch und graphisch dargestellt.

4.2.1 Oberflächendosis der Einzelgruppen CR 3,2mAs; CR 3,6mAs; CR 4,0mAs; CR 2,0mAs

Gruppe	CR 3,2mAs n=26	CR 3,6mAs n=18	CR 4,0mAs n=19	CR 2,0mAs n=37
ESD Minimum μGy	13,25	15,37	17,81	5,29
ESD Maximum μGy	19,32	20,96	31,09	8,31
ESD Mittelwert μGy	15,78 \pm 1,51	17,71 \pm 1,63	20,96 \pm 2,9	6,6 \pm 0,77
Dosis in % von Referenz FFS 4,0mAs =100%	76	85	100	32

Tabelle 12: Oberflächendosis der verschiedenen Gruppen mit minimalen und maximalen Werten, Durchschnitt und Standardabweichung bei Aufnahmen mit digitalen Speicherfolien

4.2.2 Rauschen und Zentrierung CR 3,2mAs

4.2.2.1 Rauschen

Die CR 3,2mAs-Aufnahmen sind mit einem Mittelwert von 1,63 \pm 0,64

bewertet wobei 1 für *kein Rauschen erkennbar / perfekte Beurteilbarkeit* und die Werte 2-5 eine Zunahme des Rauschens bedeuten. Von 26 Aufnahmen sind 0 Bilder (0%) durchgehend mit 1 als perfekt bewertet. Die schlechteste durchschnittliche Bewertung ist 2,33.

4.2.2.2 Zentrierung

Von den 26 Aufnahmen sind 12 Aufnahmen (46%) durchgehend mit 1 als perfekt zentriert bewertet. Es ergibt sich ein Mittelwert von $1,27 \pm 0,66$. Die schlechteste durchschnittliche Bewertung ist 3,83.

CR 3,2mAs n=26								
	Rauschen				Zentrierung			Optimale Bewertung in beiden Sessions
	Min	Max	\emptyset	%	Min	Max	\emptyset	%
Betrachter 1	1	3	1,79 ± 0,54	12	1	3	1,29 ± 0,54	59
Betrachter 2	1	2	1,50 ± 0,51	23	1	4	1,35 ± 0,71	69
Betrachter 3	1	3	1,60 ± 0,80	42	1	5	1,17 ± 0,71	88
gesamt	1	3	1,63 ± 0,64	0	1	5	1,27 ± 0,66	46

Tabelle 13: Bewertung von Rauschen und Zentrierung durch die Einzelbetrachter mit minimalen und maximalen Werten in beiden Bewertungsdurchgängen. Durchschnittliche Bewertung aller Bilder dieser Gruppe. Prozent der in beiden Sessions optimal bewerteten Bilder für den jeweiligen Einzelbetrachter und Prozent der von allen Betrachtern durchgehend als optimal bewerteten Bilder unter gesamt bei der Gruppe CR 3,2mAs

4.2.3 Rauschen und Zentrierung CR 3,6mAs

4.2.3.1 Rauschen

Die CR 3,6mAs Aufnahmen sind mit einem Mittelwert von $1,26 \pm 0,44$ bewertet. Von 18 Aufnahmen sind 3 Bilder (16%) durchgehend mit 1 als perfekt bewertet. Die schlechteste durchschnittliche Bewertung ist 1,83.

4.2.3.2 Zentrierung

Von den 18 Aufnahmen sind 10 Aufnahmen (56%) durchgehend mit 1 als perfekt zentriert bewertet. Es ergibt sich ein Mittelwert von $1,28 \pm 0,82$. Die schlechteste durchschnittliche Bewertung ist 4,17.

CR 3,6mAs n=18								
	Rauschen			Optimale Bewertung in beiden Sessions	Zentrierung			Optimale Bewertung in beiden Sessions
	Min	Max	∅	%	Min	Max	∅	%
Betrachter 1	1	2	1,31 ± 0,47	56	1	3	1,22 ± 0,49	67
Betrachter 2	1	2	1,25 ± 0,44	50	1	5	1,39 ± 0,96	72
Betrachter 3	1	2	1,22 ± 0,42	61	1	5	1,22 ± 0,93	94
gesamt	1	2	1,26 ± 0,44	16	1	5	1,28 ± 0,82	56

Tabelle 14: Bewertung von Rauschen und Zentrierung durch die Einzelbetrachter mit minimalen und maximalen Werten in beiden Bewertungsdurchgängen. Durchschnittliche Bewertung aller Bilder dieser Gruppe. Prozent der in beiden Sessions optimal bewerteten Bilder für den jeweiligen Einzelbetrachter und Prozent der von allen Betrachtern durchgehend als optimal bewerteten Bilder unter gesamt bei der Gruppe CR 3,6mAs

4.2.4 Rauschen und Zentrierung CR 4,0mAs

CR 4,0mAs n=19								
	Rauschen			Optimale Bewertung in beiden Sessions	Zentrierung			Optimale Bewertung in beiden Sessions
	Min	Max	∅	%	Min	Max	∅	%
Betrachter 1	1	2	1,16 ± 0,37	74	1	2	1,05 ± 0,23	89
Betrachter 2	1	2	1,24 ± 0,43	53	1	2	1,11 ± 0,31	84
Betrachter 3	1	2	1,05 ± 0,23	89	1	3	1,05 ± 0,32	95
gesamt	1	2	1,15 ± 0,36	47	1	3	1,07 ± 0,29	74

Tabelle 15: Bewertung von Rauschen und Zentrierung durch die Einzelbetrachter mit minimalen und maximalen Werten in beiden Bewertungsdurchgängen. Durchschnittliche Bewertung aller Bilder dieser Gruppe. Prozent der in beiden Sessions optimal bewerteten Bilder für den jeweiligen Einzelbetrachter und Prozent der von allen Betrachtern durchgehend als optimal bewerteten Bilder unter gesamt bei der Gruppe CR 4,0mAs

4.2.4.1 Rauschen

Die CR 4,0mAs -Aufnahmen sind mit einem Mittelwert von $1,15 \pm 0,36$ bewertet. Von 19 Aufnahmen sind 9 Bilder (47%) durchgehend mit 1 als perfekt bewertet. Die schlechteste durchschnittliche Bewertung ist 1,5.

4.2.4.2 Zentrierung

Von den 19 Aufnahmen sind 14 Aufnahmen (74%) durchgehend mit 1 als perfekt zentriert bewertet. Es ergibt sich ein Mittelwert von $1,07 \pm 0,29$. Die schlechteste durchschnittliche Bewertung ist 1,5.

4.2.5 Rauschen und Zentrierung CR 2,0mAs

4.2.5.1 Rauschen

Die CR 2,0mAs -Aufnahmen sind mit einem Mittelwert von $2,58 \pm 0,75$ bewertet. Von 37 Aufnahmen sind 0 Bilder (0%) durchgehend mit 1 als perfekt bewertet. Die schlechteste durchschnittliche Bewertung ist 3,5.

4.2.5.2 Zentrierung

Von den 37 Aufnahmen sind 16 Aufnahmen (43%) durchgehend mit 1 als perfekt zentriert bewertet. Es ergibt sich ein Mittelwert von $1,25 \pm 0,67$. Die schlechteste durchschnittliche Bewertung ist 4,3.

CR 2,0mAs n=37									
	Rauschen				Optimale Bewertung in beiden Sessions	Zentrierung			Optimale Bewertung in beiden Sessions
	Min	Max	\bar{x}	%		Min	Max	\bar{x}	
Betrachter 1	2	4	$2,95 \pm 0,68$	0	1	3	$1,34 \pm 0,56$	48	
Betrachter 2	1	3	$2,05 \pm 0,59$	0	1	5	$1,24 \pm 0,72$	78	
Betrachter 3	1	4	$2,74 \pm 0,66$	0	1	5	$1,18 \pm 0,71$	86	
gesamt	1	4	$2,58 \pm 0,75$	0	1	5	$1,25 \pm 0,67$	43	

Tabelle 16: Bewertung von Rauschen und Zentrierung durch die Einzelbetrachter mit minimalen und maximalen Werten in beiden Bewertungsdurchgängen. Durchschnittliche Bewertung aller Bilder dieser Gruppe. Prozent der in beiden Sessions optimal bewerteten Bilder für den jeweiligen Einzelbetrachter und Prozent der von allen Betrachtern durchgehend als optimal bewerteten Bilder unter gesamt bei der Gruppe CR 2,0mAs

4.2.6 Intraobserver-Reliabilität

Betrachter	Kendall- τ -b Rauschen	Kendall- τ -b Zentrierung
Betrachter 1	0,699	0,261
Betrachter 2	0,543	0,700
Betrachter 3	0,614	0,558
Durchschnitt	0,619	0,506

Tabelle 17: Intraobserver-Reliabilität. Signifikanz $p < 0,01$, $n = 100$

Um die Übereinstimmung zwischen den Einzelbeurteilern (Interobserver-Reliabilität) bei der Bewertung des Rauschens und der Zentrierung bei den digitalen Aufnahmen und deren Übereinstimmung in der ersten und zweiten Bewertung (Intraobserver-Reliabilität) zu ermitteln wurden die Daten mit dem Kendall-Tau-b Testverfahren analysiert.

Für die Ergebnisse gelten die folgenden Beurteilungskriterien

M = 1	Perfekter positiver Zusammenhang
0,7 < M < 0,99	Sehr starker positiver Zusammenhang
0,5 < M < 0,69	Starker positiver Zusammenhang
0,3 < M < 0,49	Mittelstarker positiver Zusammenhang
0,2 < M < 0,29	Schwacher positiver Zusammenhang
M = 0	Statistisch Unabhängig kein Zusammenhang
-0,2 < M < -0,29	Schwacher negativer Zusammenhang
-0,3 < M < -0,49	Mittelstarker negativer Zusammenhang
-0,5 < M < -0,69	Starker negativer Zusammenhang
-0,7 < M < -0,99	Sehr starker negativer Zusammenhang
M = -1	Perfekter negativer Zusammenhang

Tabelle 18: Bewertung der Ergebnisse des Kendal-Tau-b Test und der Korrelation nach Pearson

4.2.6.1 Intraobserver Reliabilität Rauschen

Es besteht mit Werten von 0,543-0,699 (Mittelwert 0,619) für den einzelnen Betrachter durchgehend ein starker positiver Zusammenhang zwischen der in der ersten und zweiten Session vergebenen Bewertung für das Rauschen. Das heißt die Intraobserver-Reliabilität ist hoch und die Bewertung zuverlässig.

4.2.6.2 Intraobserver Reliabilität Zentrierung

Bei der Bewertung der Zentrierung variieren die Werte von 0,261-0,700 (Mittelwert 0,506). Für den Betrachter 1 besteht nur ein schwacher positiver Zusammenhang, für Betrachter 3 ein starker und für 2 ein sehr starker positiver Zusammenhang. Die Intraobserver-Reliabilität ist hier also sehr unterschiedlich stark.

4.2.7 Interobserver-Reliabilität

Betrachter	Kendall- τ -b Rauschen erste Session	Kendall- τ -b Rauschen zweite Session	Mittel- wert	Kendall- τ -b Zentrierung erste Session	Kendall- τ -b Zentrierung zweite Session	Mittel- wert
1 und 2	0,642	0,529	0,586	0,331	0,488	0,410
1 und 3	0,697	0,627	0,662	0,347	0,356	0,352
2 und 3	0,691	0,542	0,617	0,390	0,586	0,488
Mittelwert	0,677	0,566	0,622	0,356	0,477	0,417

Tabelle 19: Interobserver Reliabilität. Signifikanz $P < 0,01$, $n = 100$.

4.2.7.1 Interobserver Reliabilität Rauschen

Es besteht mit Werten von 0,529-0,697 (Mittelwert 0,622) zwischen den einzelnen Betrachtern durchgehend ein starker positiver Zusammenhang zwischen den in der ersten und zweiten Session abgegebenen Bewertungen für das Rauschen. Bei der Bewertung des Rauschens ist die Interobserver-Reliabilität hoch.

4.2.7.2 Interobserver Reliabilität Zentrierung

Es besteht mit Werten von 0,331-0,586 (Mittelwert 0,417) zwischen den Betrachtern ein mittelstarker bis starker positiver Zusammenhang zwischen den in der ersten und zweiten Session abgegebenen Bewertungen für die Zentrierung. Bei der Bewertung der Zentrierung ist die Interobserver-Reliabilität schlechter als bei der Bewertung des Rauschens.

4.2.8 Korrelation zwischen subjektiver Bewertung des Rauschens und objektiver Messung der Standardabweichung der Dichtewerte.

Um das Maß der Korrelation zwischen der subjektiven Bewertung des Rauschens und der objektiv gemessenen Standardabweichung der Dichtewerte in den ROI-Messungen im Zentrum jedes Caput der Ossa phalanges mediae II-V zu ermitteln wurden hier der Korrelationskoeffizient nach Pearson ermittelt. Die Korrelation nach Pearson lag bei -0,499, gerundet bei -0,50, bei einer Signifikanz $p < 0,01$. Es besteht also ein starker negativer Zusammenhang.

Das heißt je höher die durchschnittliche Bewertung für das Rauschen desto geringer war die durchschnittlich gemessene Standardabweichung der Dichtewerte. Dies beweist jedoch keinen kausalen Zusammenhang.

4.2.9 Einblendung CR 3,2mAs; CR 3,6mAs; CR 4,0mAs; CR 2,0mAs

Bei den CR 3,2mAs-Aufnahmen errechnet sich ein Mittelwert für die Einblendungsfläche von $116 \pm 13,01$ wobei hier von 26 Aufnahmen 19 (73%) perfekt einblendend sind. Als Score für die Einblendung errechnet sich ein Mittelwert von $1,31 \pm 0,55$.

Bei den CR 3,6mAs-Aufnahmen errechnet sich ein Mittelwert für die Einblendungsfläche von $115 \pm 9,99$ wobei hier von 18 Aufnahmen 14 (78%) perfekt einblendend sind. Als Score für die Einblendung errechnet sich ein Mittelwert von $1,22 \pm 0,43$.

Bei den CR 4,0mAs-Aufnahmen errechnet sich ein Mittelwert für die Einblendungsfläche von $118 \pm 8,56$ wobei hier von 19 Aufnahmen 14 (74%) perfekt einblendend sind. Als Score für die Einblendung errechnet sich ein Mittelwert von $1,26 \pm 0,45$.

Bei den CR 2,0mAs-Aufnahmen errechnet sich ein Mittelwert für die Einblendungsfläche von $120 \pm 11,94$ wobei hier von 37 Aufnahmen 21 (57%) perfekt einblendend sind. Als Score für die Einblendung errechnet sich ein Mittelwert von $1,46 \pm 0,56$.

4.2.10 Vergleich der Ergebnisse CR 3,2mAs; CR 3,6mAs; CR 4,0mAs; CR 2,0mAs

4.2.10.1 Oberflächendosis

Die ESD liegt bei der Gruppe CR 4,0mAs mit durchschnittlich $20,96 \mu\text{Gy}$ bei 100% im Vergleich zur Referenzgruppe FFS 4,0mAs. Bei der Gruppe CR 3,2mAs kann mit durchschnittlich $15,78 \pm 1,51 \mu\text{Gy}$ 24% Strahlendosis eingespart werden. In der Gruppe CR 3,6mAs kann mit durchschnittlich $17,71 \pm 1,63 \mu\text{Gy}$ 15% Strahlendosis eingespart werden. In der Gruppe CR 2,0mAs kann mit durchschnittlich $6,6 \pm 0,77 \mu\text{Gy}$ 68% der Strahlendosis eingespart werden.

4.2.10.2 Rauschen

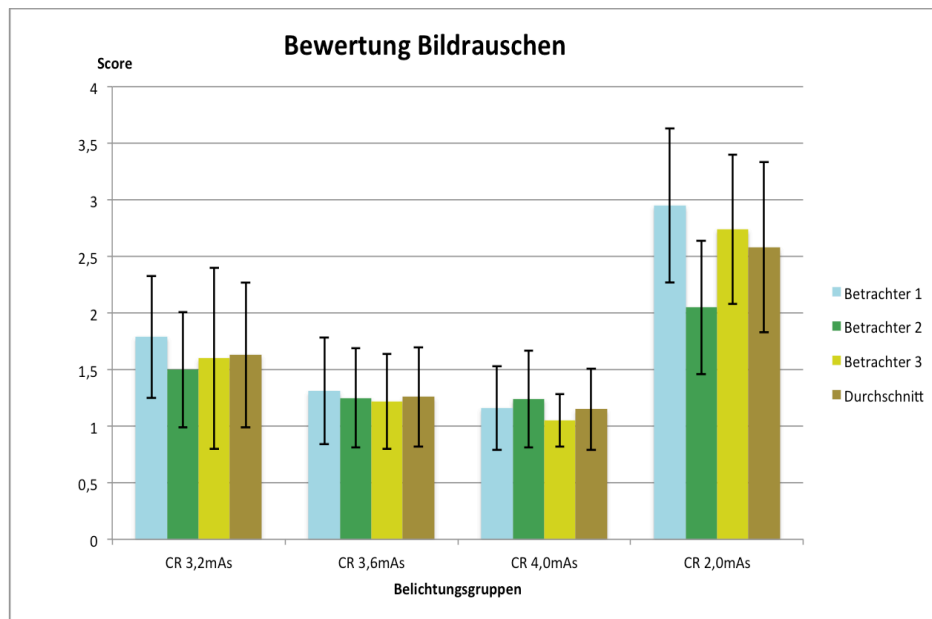


Abbildung 10: CR-Bewertung digitales Bildrauschen durch die Einzelbetrachter. Durchschnittliche Bewertung. Schwarzer Balke Standardabweichung. CR 3,2mAs n=26; CR 3,6mAs n= 18; CR 4,0mAs n=19; CR 2,0mAs n=37

In der Gruppe CR 3,2mAs sind 0% (0 von n=26) Aufnahmen durchgehend mit *kein Rauschen erkennbar* bewertet und mit einem durchschnittlichen Bewertungsscore von $1,63 \pm 0,64$ ist dies die zweitschlechteste Bewertung für das Rauschen. Nur die Gruppe CR 2,0mAs hat noch schlechtere Durchschnittswerte.

In der Gruppe CR 3,6mAs sind mit 16% (3 von n=18) die zweitmeisten Bilder durchgehend als optimal im Bezug auf das Bildrauschen bewertet.

In der Gruppe CR 4,0mAs sind mit 47% (9 von n=19) prozentual die meisten Bilder durchgehend als optimal im Bezug auf das Rauschen bewertet. Mit einer durchschnittlichen Bewertung für das Rauschen von $1,15 \pm 0,36$ sind diese Bilder im Bezug auf Rauschen sehr gut.

Die Gruppe CR 2,0mAs schneidet mit 0% optimalen Bewertungen und einem durchschnittlichen Bewertungsscore für das Rauschen von $2,58 \pm 0,75$ im Bezug auf das Rauschen am schlechtesten ab. Der Durchschnitt in dieser Gruppe ist schlechter als die schlechteste Einzelbewertung der Gruppe CR 3,2mAs.

4.2.10.3 Positionierung und Zentrierung des Patienten

In der Gruppe CR 3,2mAs sind mit 46% (12 von n=26) die zweitwenigsten Bilder durchgehend als optimal zentriert bewertet.

In der Gruppe CR 3,6mAs sind mit 56% (10 von n=18) die zweitmeisten Bilder durchgehend als optimal zentriert bewertet.

In der Gruppe CR 4,0mAs sind mit 74% (14 von n=19) der Aufnahmen die meisten Bilder durchgehend als optimal bewertet.

In der Gruppe CR 2,0mAs sind mit 43% (16 von n=37) die wenigsten Bilder durchgehend als optimal bewertet.

Die Gruppen unterscheiden sich in der Qualität der Zentrierung bei Durchschnittswerten von 1,07 bis 1,28 nicht signifikant.

4.2.10.4 Einblendung

In der Einblendungsfläche unterscheiden sich die Einzelgruppen bei Durchschnittswerten von 115-120 Prozent nicht signifikant.

Kollektiv	CR 3,2mAs n=26	CR 3,6mAs n=18	CR 4,0mAs n=19	CR 2,0mAs n=37
Optimal eingblendete Aufnahmen 100-120%	19	14	14	21
In %	73	78	74	57
Minimal zu groß eingblendete Aufnahmen 121-150%	6	4	5	15
In %	23	22	26	41
Zu groß eingblendete Aufnahmen <150 %	1	0	0	1
In %	4	0	0	2
Ø Einblendungsfläche in %	116 ± 13,01	115 ± 9,99	118 ± 8,56	120 ± 11,94
Ø Score Einblendung	1,31 ± 0,55	1,22 ± 0,43	1,26 ± 0,45	1,46 ± 0,56

Tabelle 20: Einblendungsfläche der Einzelgruppen CR-System mit Anzahl der Bilder in den Einzelbewertungen, durchschnittlicher Einblendungsfläche und durchschnittlichem Score für die Einblendung.

4.3 Vergleich der Ergebnisse Film-Folien-System und Digitales Speicherfolien-System

4.3.1 Oberflächendosis

Die einzelnen Untergruppen des analogen und digitalen Systems, mit jeweils den selben Belichtungseinstellungen unterscheiden sich in der Oberflächendosis nicht signifikant.

Im Vergleich die Dosis (Vergleichsgruppe FFS-4,0mAs):

- FFS 4,0mAs 100%
- CR 4,0mAs 100%
- FFS 3,6mAs 90%
- CR 3,6mAs 85%
- FFS 3,2mAs 78%
- CR 3,2mAs 76%
- CR 2,0mAs 32%

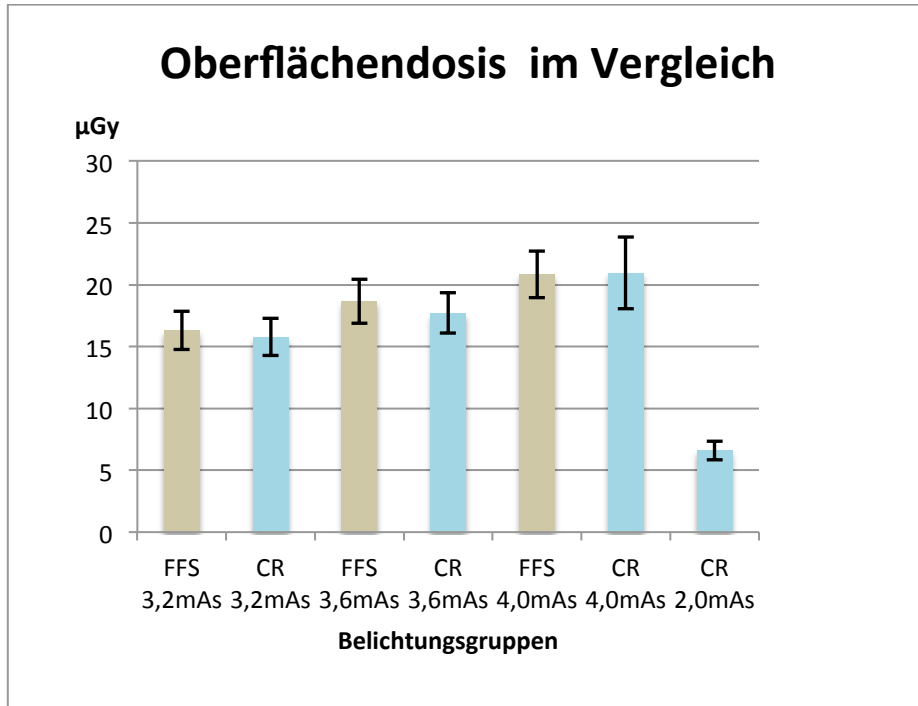


Abbildung 11: Vergleich der jeweils zusammengehörenden Belichtungspaare des Film-Folien- Systems mit dem Digitalen Speicherfolien-System. Standardabweichung als schwarze Balken; CR 3,2mAs n=26; FFS 3,2mAs n=16; CR 3,6mAs n= 18; FFS 3,6mAs n=17; CR 4,0mAs n=19; FFS 4,0mAs n=20; CR 2,0mAs n=37

4.3.2 Einblendung

In der Qualität der Einblendung ergeben sich folgende Unterschiede.

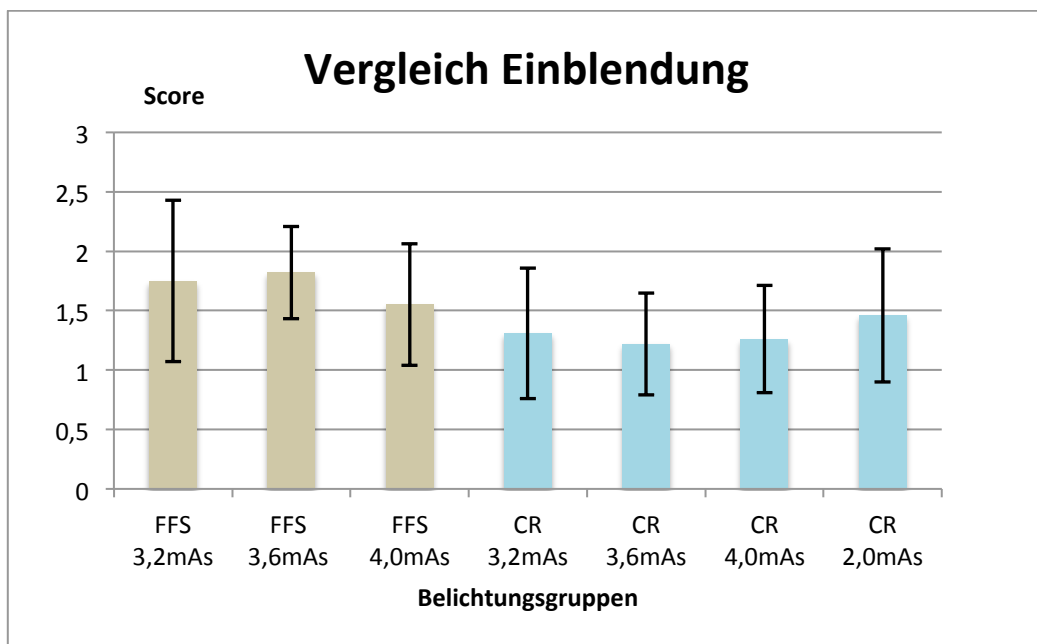


Abbildung 12: Vergleich der Einblendungsscores des Film-Folien- Systems mit dem Digitalen Speicherfolien-System. Standardabweichung als schwarze Balken. FFS 3,2mAs n=16; FFS 3,6mAs n=17; FFS 4,0mAs n=20; CR 3,2mAs n=26; CR 3,6mAs n= 18; CR 4,0mAs n=19; CR 2,0mAs n=37

4.3.3 Rauschen/Belichtung

Die folgende Abbildung zeigt die Gesamtscores für die Belichtung und das Rauschen. Die Unterschiede beim Film-Folien-System sind nicht signifikant. Die Unterschiede in der Bewertung für das Rauschen bei der CR sind signifikant.

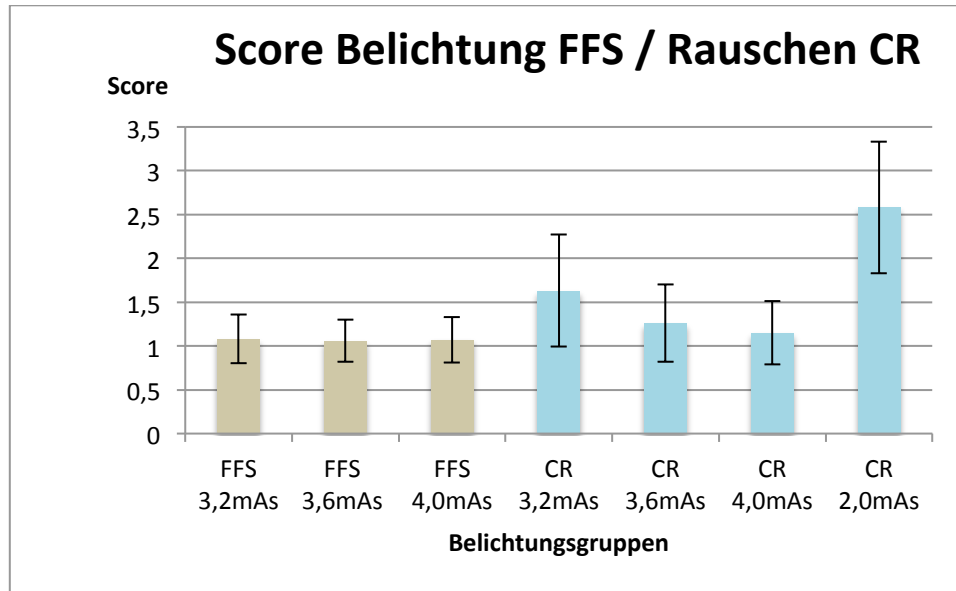


Abbildung 13: Vergleich der Belichtungsscores des Film-Folien-Systems mit den Rauschscores des Digitalen Speicherfolien-Systems. Standardabweichung als schwarze Balken. FFS 3,2mAs n=16; FFS 3,6mAs n=17; FFS 4,0mAs n=20; CR 3,2mAs n=26; CR 3,6mAs n= 18; CR 4,0mAs n=19; CR 2,0mAs n=37

4.3.4 Zentrierung

Bei der Zentrierung ergeben sich keine Signifikanten Unterschiede zwischen den Einzelgruppen

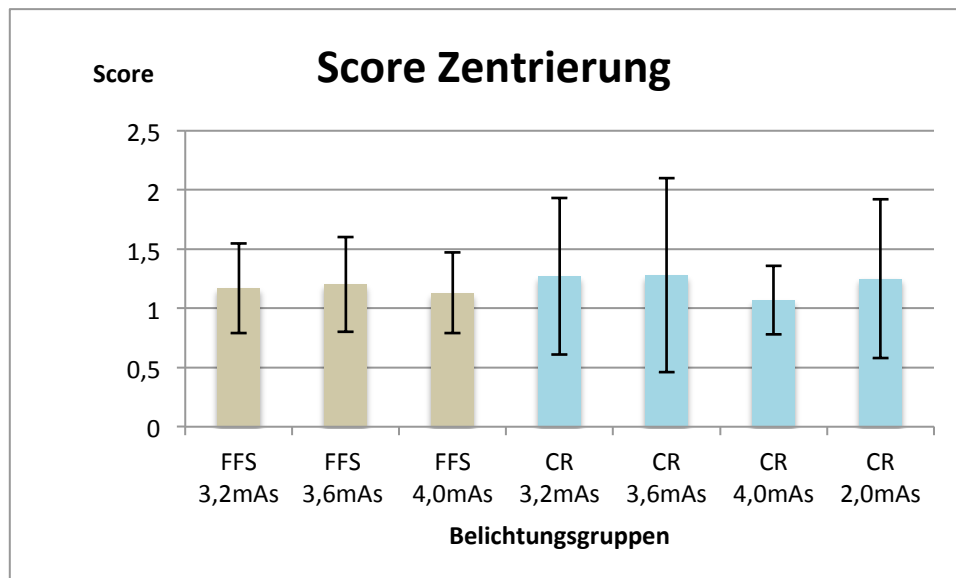


Abbildung 14: Vergleich der Zentrierungsscores des Film-Folien- Systems mit dem Digitalen Speicherfolien-System. Standardabweichung als schwarze Balken. FFS 3,2mAs n=16; FFS 3,6mAs n=17; FFS 4,0mAs n=20; CR 3,2mAs n=26; CR 3,6mAs n= 18; CR 4,0mAs n=19; CR 2,0mAs n=37

4.3.5 Gesamtscores der Bilder

Da sich die Bewertungen in den Bereichen Zentrierung und Einblendung kaum unterscheiden ergeben sich trotz der teils starken Abweichung im Bezug auf das Rauschen keine großen Differenzen bei der Gesamtbewertung.

Die beste Gesamtbewertung liegt für die Gruppe CR 4,0mAs vor, die schlechteste Gesamtbewertung liegt für die Gruppe CR 2,0mAs vor. Dieser Unterschied ergibt sich vor allem aufgrund der schlechten Rauschbewertung. Die anderen Gruppen unterscheiden sich in der Gesamtbewertung nur marginal. Im Bezug zur Vergleichsgruppe sind die Gruppen CR 3,2mAs und die CR 2,0mAs signifikant schlechter. Die anderen Gruppen unterscheiden sich nicht signifikant.

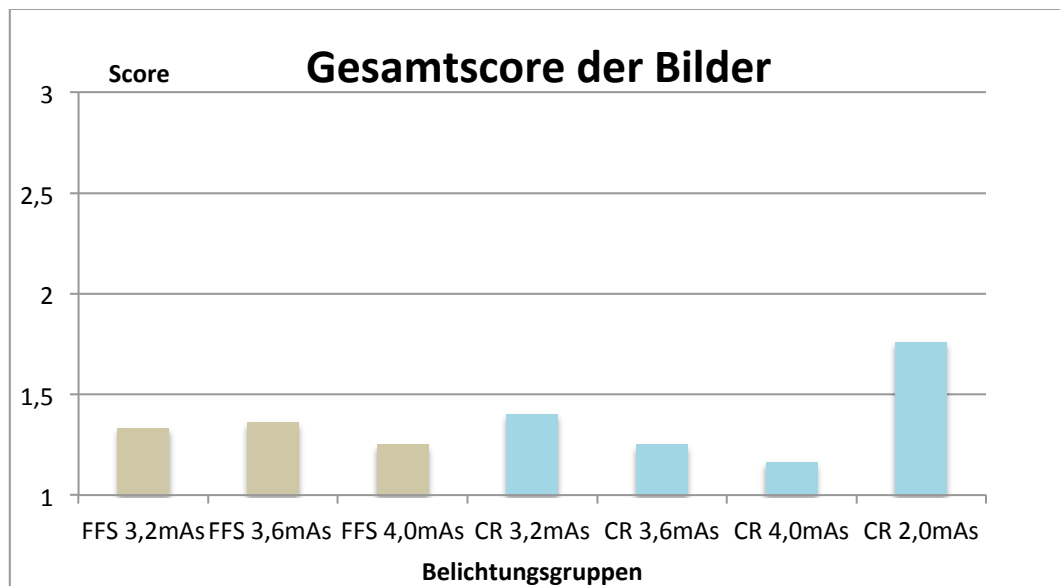


Abbildung 15: Vergleich der Gesamtscores des Film-Folien- Systems mit dem Digitalen Speicherfolien-System bestehend aus Score für Belichtung bzw. Rauschen, Score für Zentrierung und Score für Einblendung. FFS 3,2mAs n=16; FFS 3,6mAs n=17; FFS 4,0mAs n=20; CR 3,2mAs n=26; CR 3,6mAs n= 18; CR 4,0mAs n=19; CR 2,0mAs n=37

5 DISKUSSION

Im Rahmen dieser klinischen Studie werden Qualität und die Strahlendosis von digitalen und analogen Röntgenaufnahmen verglichen. Die Hauptintention besteht darin die Einstellungen für das aktuelle CR-System im Bezug auf die Handaufnahmen zu optimieren. Hauptvariable ist hierbei das Bildrauschen.

Busch & Faulkner [21] fordern eine klinische Kontrolle der Bildqualität.

Dieser Forderung nach Qualitätskontrolle im klinischen Alltag stellen wir uns, auch wenn die Beurteilung neue Herausforderungen bei der Bildbewertung mit sich bringt und einem stärkeren subjektiven Einfluss unterliegt. Jedes System sollte sich im klinischen Alltag beweisen und nicht nur in experimentellen Studien verglichen werden. Eine Herausforderung besteht darin, dass die Aufnahme aus ethischen Gründen nicht ohne weiteres wiederholt werden dürfen. Das bedeutet, man kann dieselbe Hand nicht mehrmals röntgen, um anschließend die unterschiedlichen Belichtungseinstellungen vergleichen.

Ziel ist es, im klinischen Alltag den optimalen Schnittpunkt zwischen möglichst niedriger Strahlenbelastung für das Kind und einer Bildqualität zu finden, die „adäquat für eine akkurate Diagnose“ ist [21,26]. In diesem Fall zur Bestimmung des Knochenalters. Wegen der deutlich höheren Strahlensensibilität von Kindern ist es hier besonders wichtig, die Strahlendosis so weit wie möglich zu reduzieren. Dies darf aber keinesfalls dazu führen, dass durch unzureichende Bildqualität Diagnosen nicht, oder falsch gestellt werden. Die Bildqualität soll objektiviert werden, um Möglichkeiten zur Optimierung aufzuzeigen oder die aktuellen Aufnahmeparameter als optimal zu bestätigen. Handaufnahmen werden gewählt, da sie neben Thoraxaufnahmen eine der häufigsten Aufnahmen im klinischen Alltag der Kinderradiologie sind.

Als Vergleichsgruppe für die Bildqualität und die Strahlendosis werden die FFS-Aufnahmen der Gruppe 4,0mAs festgelegt. Die FFS-Aufnahmen der anderen Belichtungseinstellungen stehen zum Dosisvergleich zur Verfügung.

In ähnlichen Vergleichsstudien werden FFS-Aufnahmen als Referenz zum Vergleich der Bildqualität verwendet [27,81]. Bei allen Aufnahmen und den verschiedenen Filtern in dieser Studie kann eine, den Leitlinien der Bundesärztekammer entsprechende Qualität, festgestellt werden [86].

Insgesamt werden 53 FFS-Aufnahmen und 100 CR-Aufnahmen beurteilt.

5.1 Belichtung und Zentrierung

Die Belichtung und die Zentrierung der FFS-Aufnahmen sind nahezu optimal beurteilt worden. Nur ein kleiner Teil der Aufnahmen ist als leicht über- oder unterbelichtet bewertet. In der Zentrierung gibt es nur geringe Unterschiede in der Bewertung.

5.2 Filter und Dosisreduktion

Wir können zeigen, dass durch zusätzliche Filterung mit Al 1mm+Cu 0,1mm in der Gruppe CR 3,2mAs eine Dosisreduktion von 24% zu erreichen ist. Diese ist aber hauptsächlich auf die Reduzierung des mAs-Produktes zurückzuführen. Bei Filterung mit Al 1mm+Cu 0,2mm der Gruppe CR 2,0mAs können durchschnittlich 68% der Strahlendosis eingespart werden. Wir müssen jedoch feststellen, dass durch zusätzliche Filterung mit CU 0,2mm-Filtern und 2,0mAs bei einem großen Anteil der Bilder ein zu starkes Rauschen festzustellen ist und die Bildqualität nur noch als grenzwertig beurteilt wird. Im klinischen Alltag wird bei den Handaufnahmen deshalb häufiger auf die zusätzliche Filterung verzichtet. Das Optimum zwischen Strahlendosis und Bildqualität liegt bei dem verwendeten System vermutlich zwischen den Belichtungswerten der Gruppe CR 3,2mAs (24% Dosisreduktion zur Vergleichsgruppe) und CR 2,0mAs (68% Dosisreduktion zur Vergleichsgruppe).

Verschiedene Gruppen veröffentlichten Vergleichsstudien von FFS und CR-Systemen, oder Studien, die verschiedene CR-Systeme miteinander verglichen. Diese wurden meist nur mithilfe von Phantomuntersuchungen erstellt. Hierbei wurde die Möglichkeit der Dosisreduktion und die Überlegenheit der CR-Systeme bei Thoraxaufnahmen am Phantom und auch bei klinischen Aufnahmen bereits beschrieben [15, 25, 39,40-42, 46, 50, 70, 73,78,81].

Andere Gruppen verglichen die Performance von CR- und DR-Systemen anhand von künstlichen Kontrast- und Auflösungsstestcharts und es zeigte sich eine Überlegenheit der DR-Systeme und die Möglichkeit der zusätzlichen Dosisreduktion durch die DR [21, 27, 32, 34, 45, 54, 82].

Heyne JP et al [40] untersuchten die mögliche Dosisreduktion bei ausreichender Beurteilbarkeit an einem Handphantom. Hierbei werden ähnliche Ergebnisse erzielt, wie sie in dieser Studie gezeigt werden können. Für einen Frakturausschluss werden bei Heyne JP et al die Bilder mit einer durchschnittlichen Dosis von 11 μ Gy (in unserer Studie 15,8 μ Gy) als sehr gut und Bilder mit durchschnittlich 8 μ Gy/2mAs (in dieser Studie 6,6 μ Gy) als ausreichend beurteilt. Hierbei werden die Aufnahmen mit 50kV angefertigt. Es erfolgt allerdings keine Filterung. Dem Autor sind keine weiteren Studien bekannt, die sich der Qualitätsoptimierung klinischer Handaufnahmen in der Pädiatrie widmen.

5.3 Rauschen

Die neuen CR- Systeme erlauben es, Bilder in einem weiten dynamischen Bereich zu erstellen.

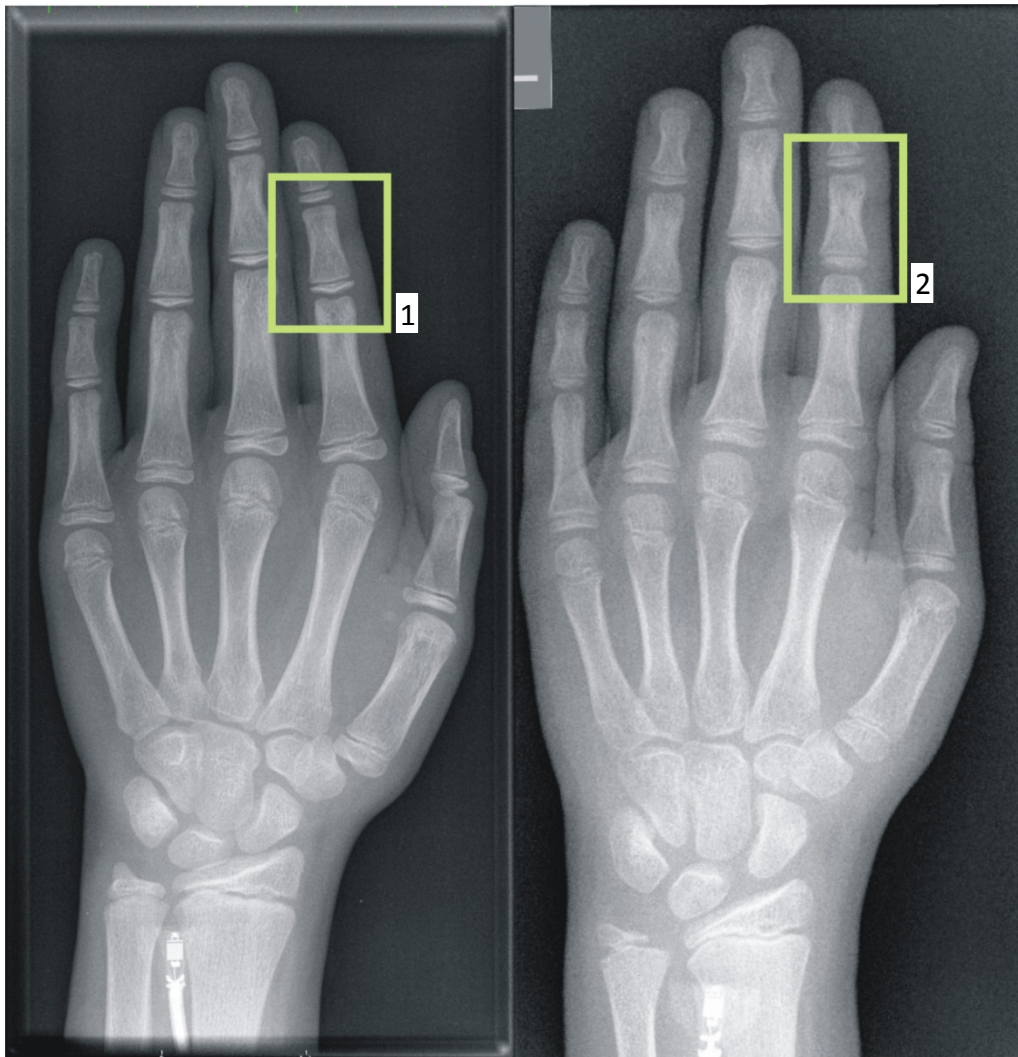


Abbildung 16: Die linke Hand mit durchschnittlicher Bewertung für das Rauschen von 1, CR 4,0mAs
Die Hand auf der rechten Seite mit durchschnittlicher Bewertung für das Rauschen von 3, CR 2,0mAs



Abbildung 17: Ausschnitt 1 schwaches Rauschen, gute Detailerkennbarkeit

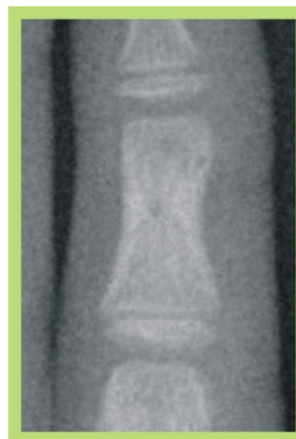


Abbildung 18: Ausschnitt 2 starkes Rauschen, schlechte Detailerkennbarkeit

Dadurch kommt es nicht mehr direkt zu Unter- oder Überbelichtung [26]. Bei niedrigen Strahlendosen gewinnt der Rauschanteil, den jedes System aufweist, im Vergleich zum eigentlichen Signal einen immer größer werdenden An-

teil. Wird das Rauschen zu stark, besteht die Gefahr, dass wichtige Bildinformation im Rauschen untergeht und dadurch wichtige Details übersehen werden. Das Rauschen als begrenzender Faktor wird von verschiedenen Autoren beschrieben [56,81].

Wir beobachten bei Filterung mit Cu 0,2mm eine Dosisreduktion auf durchschnittlich 6,6 μ Gy (32% der Standarddosis) aber gleichzeitig eine starke Abnahme des Kontrasts und Zunahme des Rauschens im Bereich des knöchernen Hand skeletts. Diese wird häufig mit *möglicher Einschränkung* und zum Teil mit *deutlich eingeschränkter Beurteilbarkeit* bewertet. Die Qualität der Bilder reichte aber in jedem Fall, um die Diagnose zu stellen.

Die Stärke des Rauschen in einem beliebigen Bild objektiv zu ermitteln, ohne Testcharts zu verwenden stellt ein Problem dar. Es fehlen etablierte Messparameter. Es zeigt sich aber in dieser Studie ein starker Zusammenhang zwischen der subjektiven Bewertung des Rauschens durch die Betrachter und der gemessenen Standardabweichung der Dichtewerte in den ROI-Messungen im Zentrum jedes Caput der Ossa phalanges mediae II-V.

Wird das Rauschen stärker gewertet ist zu beobachten, dass die durchschnittliche Standardabweichung der Dichtewerte abnimmt. Diese Korrelation beweist keinen kausalen Zusammenhang. Der Wert könnte jedoch als Test zur Objektivierung der Stärke des Rauschens dienen.

5.4 Strahlenschutz

In der aktuellen Studie stellt sich der Strahlenschutz als zufriedenstellend dar. Sowohl die Einblendung als auch die gemessenen ESD differieren, wohl auch wegen der standardisierten Belichtungseinstellungen, kaum. Engelmann [84] findet bei diesen Parametern große Unterschiede bei Aufnahmen von Kindern, die durch niedergelassene Radiologen oder von pädiatrischen Radiologen erstellt worden sind. Hierbei zeigt sich ein wesentlicher Qualitätsvorsprung bei den von pädiatrischen Radiologen erstellten Aufnahmen.

5.5 Schlussfolgerung und Ausblick

In der vorliegenden Studie können wir die von anderen Gruppen beschriebene Dosisreduktion von bis zu 70% im Vergleich zu konventionellen Aufnahmen bestätigen[24]. Bei zusätzlicher Filterung mit CU 0,2mm + Al 1mm zeigt sich jedoch auch in dieser Studie, wie von Hansson et al. und Heyne et al. [24,25] beschrieben, eine Verringerung vor allem des Bildkontrasts im Zusammenhang mit einer signifikanten Zunahme des Rauschens.

Die Steigerung der kVe und eine zusätzliche Aufhärtung der Strahlung durch Cu 0,2mm+Al 1mm zeigt eine deutliche Dosisreduktion von 68%. Mit durchschnittlich 6,6 μ Gy ESD ist für dieses System aber wahrscheinlich keine weitere Dosisreduktion möglich. Bei noch stärkerer Reduktion der Strahlendosis ist davon auszugehen, dass das Rauschen stark zunimmt und dadurch die Beurteilbarkeit erschwert.

Die aktuelle Bildqualität ist im Bezug auf das Rauschen bei den aktuellen Einstellungen häufig unzureichend. Eine Erhöhung der Oberflächendosis um 2 μ Gy sollte eine wesentliche Verbesserung des Rauschens bei nur unwesentlicher Erhöhung der Strahlendosis bewirken. Eine Reduzierung des Rauschens könnte auch durch den Wechsel des Filters von Cu 0,2mm+1mm Al auf Cu 0,1mm+1mmAl erreicht werden und dies könnte Forschungsinhalt weiterer Studien werden.

Mit der technischen Weiterentwicklung der Geräte wird man die Strahlendosen zukünftig wohl noch stärker senken können. Dies bringt aber neue Herausforderungen, da das Bildrauschen immer vorhanden sein wird und kleinste Änderungen im Aufnahmesetting große Unterschiede im Bildeindruck bewirken. Die Notwendigkeit der andauernden Qualitätsoptimierung bleibt bei jedem System bestehen.

In Zeiten der Standardisierung und Zertifizierung in verschiedenen Bereichen, sollte man über eine DIN-Normierung einiger Standardaufnahmen nachdenken. Gerade bei häufig durchgeführten Aufnahmen im klinischen Alltag, wie Röntgen Thorax oder Handaufnahmen bei Kindern, könnte eine Standardisierung dazu beitragen, die Bildqualität zu verbessern und damit die Strahlenbelastung für den einzelnen Patienten und für die gesamte Bevölkerung noch weiter zu senken.

6 ZUSAMMENFASSUNG

Mit 148 Millionen Röntgenanwendungen im Jahre 2001 bzw. 1,82 Untersuchungen pro Person trägt die medizinische Diagnostik vor allem durch die Zunahme der CT-Untersuchungen mit ca. 1,8mSv pro Jahr zur Strahlenbelastung der deutschen Bevölkerung bei [20, 64].

Einige Autoren nehmen an, dass bis zu 6 % der Malignome, die bis zu einem Alter von 75 Jahren auftreten, auf durch medizinische Anwendungen zugeführte Strahlung zurückzuführen seien. Dabei wird davon ausgegangen, dass es hier keine Grenzdosis gibt und selbst geringe Strahlendosen das Risiko zur Induktion von Malignomen in sich bergen [8-10, 18, 33, 75].

Auf die Information, die man durch die Röntgendiagnostik gewinnt, kann man gegenwärtig in der Medizin noch nicht verzichten. Bei der hohen Anzahl der Untersuchungen ist es deshalb wichtig, dies mit möglichst geringer Strahlendosis durchzuführen. Ziel der Studie ist es daher, den optimalen Schnittpunkt zwischen der für die Diagnostik ausreichenden Bildqualität und einer möglichst geringen Strahlendosis bei pa-Handaufnahmen, zur Bestimmung des Knochenalters bei Kindern zu finden.

Hierzu werden die Röntgenbilder eines analogen Film-Foliensystems mit denen eines Speicherfoliensystems verglichen. Es werden 53 Aufnahmen des konventionellen Film-Folien-Systems mit 100 Aufnahmen des Digitalen Speicherfoliensystems verglichen. Die Film-Folien-Aufnahmen werden ohne zusätzliche Filterung angefertigt.

Es werden drei Belichtungseinstellungen verglichen:

1. FFS 3,2mAs, 46kV, 12,8ms, n=16
2. FFS 3,6mAs, 46kV, 14,4ms, n=17
3. FFS 4,0mAs, 46kV, 16ms, n=20

Bei den Speicherfolien werden 100 Aufnahmen in vier Gruppen verglichen.

Bei den ersten drei Gruppen wird als Filter 1mm Aluminium und 0,1mm Kupfer verwendet. Die Belichtung erfolgt mit den gleichen Einstellungen wie beim Film-Folien-System.

1. CR 3,2mAs, 46kV, 12,8ms, n=26
2. CR 3,6mAs, 46kV, 14,4ms, n=18
3. CR 4,0mAs, 46kV, 16ms, n=19

Bei der 4. Gruppe wird als Filter 1mm Aluminium und 0,2mm Kupfer und folgende Belichtungseinstellungen verwendet:

4. CR 2,0mAs, 50kV, 2,0mAs, 7,14ms n=37

Anhand der Ergebnisse dieser Arbeit und der Untersuchungen anderer Autoren kann die Überlegenheit der digitalen Radiographie verdeutlicht werden. Die Ergebnisse dieser Studie können zu einer weiteren Optimierung und Standardisierung der Aufnahmeeinstellungen beitragen.

Es ist bei den Aufnahmen mit dem digitalen System durch Filterung und Veränderung der Belichtungseinstellungen möglich, eine bis zu 68% Dosisreduktion zu erzielen, verglichen mit den Aufnahmen der Vergleichsgruppe des Film-Folien-Systems.

Bei zu starker Dosisreduktion und Aufhärtung durch Filterung nimmt das digitale Bildrauschen jedoch stark zu und beeinträchtigt die Beurteilbarkeit.

Nach dem ALARA-Prinzip ist es im klinischen Alltag das Ziel den optimalen Schnittpunkt zwischen der Qualität der Aufnahme und möglichst niedriger Strahlendosis zu finden.

Mit der technischen Weiterentwicklung der Geräte wird man die Strahlendosen zukünftig wohl noch stärker senken können. Die Notwendigkeit der andauernden Qualitätsoptimierung bleibt jedoch bei jedem System bestehen.

In Zeiten der Standardisierung und Zertifizierung in vielen Bereichen des Lebens, sollte man über eine DIN-Normierung einiger Standardaufnahmen nachdenken. Gerade bei häufig durchgeführten Aufnahmen im klinischen Alltag wie Röntgen Thorax oder Handaufnahmen bei Kindern könnte eine Standardisierung dazu beitragen, die Bildqualität zu verbessern und die Strahlenbelastung für den einzelnen Patienten und damit für die gesamte Bevölkerung noch weiter zu senken.

7 SUMMARY

In the year 2001 148 million radiological examinations have been performed in Germany. These are 1,82 examinations per person. All radiological examinations lead to an average radiation exposure of 1,8mSV per year and person, especially due to CT examinations [20,64].

Various authors assume that up to 6% of malignant tumors, appearing to the age of 75 years could be induced by radiation used for medical examinations. They assume that there is no dose limit and even small radiation doses could induce malignant tumors [8-10, 18, 33, 75]. Till now it is not possible to take a pass on the information achieved through these diagnostic procedures. Due to the high quantity of examinations it is essential to achieve each one with the lowest possible radiation dose. The aim of this study is to find the optimal intersection of reasonable quality of the picture and lowest possible radiation dose for pa-hand x-rays of children. Therefore 53 x-rays of an analog system are compared to 100 pictures of a digital storage phosphor system. The analog pictures were taken without an additional filter.

There are 3 analog groups, with the following settings:

1. FFS 3,2mAs, 46kV, 12,8ms, n=16
2. FFS 3,6mAs, 46kV, 14,4ms, n=17
3. FFS 4,0mAs, 46kV, 16ms, n=20

There are 4 groups with the storage phosphor system.

The first 3 groups were taken with additional 1mm aluminium and 0,1mm copperfilter and the following setting:

1. CR 3,2mAs, 46kV, 12,8ms, n=26
2. CR 3,6mAs, 46kV, 14,4ms, n=18
3. CR 4,0mAs, 46kV, 16ms, n=19

The pictures of the 4th group were taken with an additional 1mm aluminium and 0,2mm copperfilter and the following setting.

4. CR 2,0mAs, 50kV, 2,0mAs, 7,14ms n=37

The supremacy of the CR-system is shown by other authors and in this study. The results of this study could help to optimize and standardize the recording settings. Through filtering and variation of the settings it is possible to reduce the radiation dose needed by 68% through a storage phosphor system in comparison to an analog system. By reducing the radiation dose to much the image noise gains and reduces the quality of the picture. The aim is to find the optimal intersection between image quality and radiation dose in consideration of the ALARA principal.

Further development of the x-ray systems will enable us to further reduce the radiation dose needed. The necessity of continuous progression and quality optimization will nevertheless exist. In times of standardization and certification it should be considered to establish a DIN-standard of the most common x-ray examinations. This could help to achieve, better quality pictures and further reduction of radiation exposure for the patient and the population.

8 LITERATURVERZEICHNIS

1. Laubenberger T, Laubenberger J. Technik der medizinischen Radiologie. 7. Auflage. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 1999
2. Ewen K. Moderne Bildgebung Physik, Gerätetechnik, Bildbearbeitung und – kommunikation, Strahlenschutz, Qualitätskontrolle. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 1998
3. Baus S, Becker H, Chavan A et al. Diagnostische Radiologie & Neuro-radiologie II Konventionelle Diagnostik. In: Hand-out zum Kurs. Hannover: Medizinische Hochschule Hannover MHH, 2003
4. Assert, A. Strahlenschutzkurs für Mediziner. Vorlesung Dosimetrie. St. Josef-Hospital Bochum - Klinik der Ruhr-Universität Bochum, Radiologische Klinik, Abteilung Strahlentherapie 2005. 20.10.2009; [www.homepage ruhr-unibochum.de/Anja B Assert/script pdf](http://www.homepage.ruhr-unibochum.de/Anja_B_Assert/script.pdf)
5. Alt CD, Engelmann D, Schenk JP, et al. Qualitätskontrolle von Röntgenthoraxaufnahmen bei Kindern in diagnostischen Zentren mit und ohne kinderradiologische Kompetenz. Fortschr Röntgenstr 2006; 178: 191-199
6. Bernhardt P, Lendl M, Deinzer F. New technologies to reduce pediatric radiation doses. Pediatric Radiology 2006; 36: 212-215
7. Cowen AR, Advances in computed radiography systems and their physical imaging characteristics. Clinical Radiology 2007; 62: 1132-1141
8. Berrington de González A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: Estimates for the UK and 14 other countries. Lancet 2004; 363: 345-351
9. 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: 13761-13766
10. Willis CE. Computed radiography: a higher dose? Pediatric Radiology 2002; 32: 745-750
11. Bundesamt für Strahlenschutz RPuÖ. Röntgendiagnostik - schädlich oder nützlich? Strahlenthemen. Bundesamt für Strahlenschutz 2003; 12.10.2009; www.bfs.de/bfs/druck/strahlenthemen/STTH_Roentgen.pdf
12. De Silva M. Computed radiography in pediatric radiology. Seminars in Roentgenology 1997; 32: 57-63

13. Busch HP, Faulkner K, Malone JF. Image quality criteria applied to digital radiography, *Radiation Protection Dosi-metry* 1995; 57: 139-140
14. Busch HP, Busch S, Decker C et al. Bildqualität und Dosis in der digitalen Projektionsradiographie. *Fortschr Röntgenstr* 2003; 175: 32–37
15. Uffmann M, Schaefer-Prokop C, Neitzel U. Abwägen von Dosisbedarf und Bildqualität in der digitalen Radiographie. *Radiologe* 2008; 48: 249-257
16. Azevedo ACP, Osibote OA, Boechat MCB. Paediatric x-ray examinations in Rio de Janeiro. *Physics in Medicine and Biology* 2006; 51: 3723-3732
17. Båth M, Håkonsson M, Tingberg A et al. Method of simulating dose reduction for digital radiographic systems. *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 114: 253-259
18. Begum Z. Entrance surface, organ and effective doses for some of the patients undergoing different types of X ray procedures in Bangladesh. *Radiation Protection Dosimetry* 2001; 95: 257-262
19. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ et al. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *American Journal of Roentgenology* 2001; 176: 289-296
20. Brix G, Nekolla EA, Griebel J. Strahlenexposition von Patienten durch diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen: Fakten, Bewertungen und Trends. *Radiologe* 2005; 45: 340-349
21. Busch HP, Faulkner K. Image quality and dose management in digital radiography: A new paradigm for optimisation. *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 117: 143–147
22. Cohen BL. Cancer risk from low-level radiation. *American Journal of Radiology* 2002; 179: 1137-1143
23. de Jong PA, Mayo JR, Golmohammadi K et al. Estimation of cancer mortality associated with repetitive computed tomography scanning. *American Journal of Respiratory And Critical Care Medicine* 2006; 173: 199-203
24. 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: 1117-1122

25. 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. *Fortschr Röntgenstr* 2008; 180: 231- 237
26. Seibert JA. Tradeoffs between image quality and dose. *Pediatric Radiology* 2004; 34: 183–195
27. Ganten M, Radeleff B, Kampschulte A. Comparing image quality of flat-panel chest radiography with storage phosphor radiography and film-screen radiography. *American Journal of Radiology* 2003; 181: 171–176
28. Launders JH, Cowen AR, Bury RF et al. Towards image quality, beam energy and effective dose optimisation in digital thoracic radiography. *European Radiology* 2001; 11: 870-875
29. Kohn MM, Moores BM, Schibilla H et al. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. Brüssel, Luxemburg: European Commission, Directorate-General XII: Science, Research and Development 1996; Rep.EUR 16261 EN 1
30. Doyle P, Martin CJ, Gentle D. Application of contrast-to-noise ratio in optimizing beam quality for digital chest radiography: comparison of experimental measurements and theoretical simulations. *Physics in Medicine and Biology* 2006; 51: 2953-2970
30. Doyle P, Martin CJ, Gentle D. Dose–image quality optimisation in digital chest radiography *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 114: 269-272
32. Peer S, Neitzel U, Giacomuzzi S. Direct Digital Radiography Versus Storage Phosphor Radiography in the Detection of Wrist Fractures. *Clinical Radiology* 2002; 57: 258-262
33. 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: 1-25
34. Grampp S, Czerny C, Krestan C et al. Flat-screen detector systems in skeletal radiology. *Radiologe* 2003; 43: 362-366
35. Duggan L, Warren-Forward H, Smith T et al. Investigation of dose reduction in neonatal radiography using specially designed phantoms and LiF:Mg,Cu,P TLDs. *British Journal of Radiology* 2003; 76: 232-237
36. Faulkner K, Broadhead DA, Harrision RM. Patient dosimetry measurement methods. *Applied Radiation and Isotopes* 1999; 50: 113-123

37. Gogos KA, Yakoumakis EN, Tsalafoutas IA et al. Radiation dose considerations in common paediatric X-ray examinations. *Pediatric Radiology* 2003; 33: 236–240
38. Golder W, Weiner G. Körperbau und Strahlenexposition bei statischen Röntgenuntersuchungen (I): Ein Beitrag zur Ermittlung nationaler Referenzdosiswerte. *Fortschr Röntgenstr* 2001; 173: 563-568
39. Heyne JP, Merbold H, Sehner J et al. Reduktion der Strahlendosis mittels Speicherfolienradiographie im Vergleich zum konventionellen Film-Folien-System mit Rasterkassette am Schädelphantom. *Fortschr Röntgenstr* 1999; 171: 54-59
40. Heyne JP, Merbold H, Sehner J et al. Reduktion der Strahlendosis mittels Speicherfolienradiographie am Handphantom. *Fortschr Röntgenstr* 2000; 172: 386-390
41. Heyne JP, Sehner J, Neumann R et al. Reduktion der Strahlenexposition mittels Speicherfolienradiographie an Becken und Lendenwirbelsäule. *Fortschr Röntgenstr* 2002; 174: 104-111
42. 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. *Fortschr Röntgenstr* 2008; 180: 231-237
43. Huda W. Assessment of the problem: pediatric doses in screen-film and digital radiography. *Pediatric Radiology* 2004; 34: 173–182
44. 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: 186-199
45. Jabri KN, Uppaluri R, Xue P. Management of pediatric radiation dose using GE's Revolution digital radiography systems. *Pediatric Radiology* 2004; 34: 215-220
46. Kimme-Smith C, Aberle DR, Sayre JW et al. Effects of reduced exposure on computed radiography: Comparison of nodule detection accuracy with conventional and asymmetric screen-film radiographs of a chest phantom. *American Journal of Radiology* 1995; 165: 269-273
47. Kleinerman RA. Cancer risks following diagnostic and therapeutic radiation exposure in children. *Pediatric Radiology* 2006; 36: 121-125

48. Koedooder K, Venema HW. Filter materials for dose reduction in screen-film radiography. *Physics in Medicine and Biology* 1986; 31: 585-600
49. Kohn ML, Gooch AW Jr., Keller WS. Filters for radiation reduction: a comparison. *Radiology* 1988; 167: 255-257
50. Kottamasu SR, Kuhns LR, Stringer DA. Pediatric musculoskeletal computed radiography. *Pediatric Radiology* 1997; 27: 563-575
51. Kurtz C, Czapp W, Trampe I, Leppek R, Klose KJ. Röntgen durch den Radiologen! Einfluss auf einen kontinuierlichen Qualitätsverbesserungsprozesses? *Fortschr Röntgenstr* 2000; 172: 391-396
52. Lapp DR. The X-ray shoe fitter – an early application of Röntgen's 'New Kind of Ray'. *The Physics Teacher* 2004; 42: 354-358
53. Leppek R, Bertrams SS, Höltermann W et al. Radiation exposure due to bedside chest radiography during intensive care. Cumulative dose and additional morbidity risk of long term therapy. *Der Radiologe* 1998; 38: 730-736
54. Ludwig K, Ahlers K, Wormanns D et al. Lumbar spine radiography: Digital flat-panel detector versus screen-film and storage-phosphor systems in monkeys as a pediatric model. *Radiology* 2003; 229: 140-144
55. MacCutcheon DW. Management of pediatric radiation dose using Fuji computed radiography. *Pediatric Radiology* 2004; 34: 201-206
56. Marshall NW. Optimisation of dose per image in digital imaging. *Radiation Protection Dosimetry* 2001; 94: 83-87
57. Mooney R, Thomas PS. Dose reduction in a paediatric X-ray department following optimization of radiographic technique. *British Journal of Radiology* 1998; 71: 852-860
58. Muhogora WE, Nyanda AM. The potential for reduction of radiation doses to patients. *Radiation Protection Dosimetry* 2001; 94: 381-384
59. Muth CP. Die ÄSQR informiert: Filter in der pädiatrischen Röntgendiagnostik Brandenburgisches Ärzteblatt 3/2002, 12. Jahrgang; 21.5.10; www.laekb.de/10arzt/50Qualitaetssicherung/60aesqr/05aesr/55ArtikelAESQR/index.html
60. Nagel HD. Comparison of performance characteristics of conventional and K-edge filters in general diagnostic radiology. *Physics in Medicine and Biology* 1989; 34: 1269-1287
61. Neitzel U. Management of pediatric radiation dose using Philips digital radiography. *Pediatric Radiology* 2004; 34: 227-233

62. Papadimitriou D, Perris A, Molfetas G et al. Patient Dose, Image Quality and Radiographic Techniques for Common X-ray Examinations in Greece and Comparison with the European Guidelines. *Radiation Protection Dosimetry* 2001; 95: 43-48
63. Azevedo ACP, Osibote OA, Boechat MCB. Paediatric x-ray examinations in Rio de Janeiro. *Physics in Medicine and Biology* 2006; 51: 3723-3732
64. Regulla DF, Eder H. Patient exposure in medical X-ray imaging in Europe. *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 114: 11-25
65. Rossi RP, Harnisch B, Hendee WR. Reduction of radiation exposure in radiography of the chest. *Radiology* 1982; 144: 909-914
66. Samei E, Dobbins JT 3rd, Lo JY et al. A framework for optimising the radiographic technique in digital X-ray imaging. *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 114: 220-229
67. Sandborg M, Carlsson C, Carlsson G. Shaping X-ray spectra with filters in X-ray diagnostics. *Medical and Biological Engineering and Computing* 1994; 32: 384-390
68. Schaetzing R. Management of pediatric radiation dose using Agfa computed radiography. *Pediatric Radiology* 2004; 34: 207-214
69. Schandorf C, Tetteh GK. Analysis of dose and dose distribution for patients undergoing selected X-ray diagnostic procedures in Ghana. *Radiation Protection Dosimetry* 1998; 76: 249-255
70. Schreiner-Karaoussou A. Dose optimisation in computed radiography. *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 117: 139-142
71. Schuncke A, Neitzel U. Retrospective patient dose analysis of a digital radiography system in routine clinical use. *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 114: 131-134
72. Seidenbusch MC, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Teil 1: Indikationen und Röntgenuntersuchungshäufigkeiten in der konventionellen radiologischen Diagnostik an einer Universitäts-Kinderklinik zwischen 1976 und 2003. *Fortschr Röntgenstr* 2008; 180: 410-422
73. Seidenbusch MC, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Teil 4: Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Thorax. *Fortschr Röntgenstr* 2008; 180: 1082-1103
74. Servomaa A, Rannikko S, Parvainen P et al. Quality control and patient dose from x-ray examinations in some hospitals in Estonia. *Radiation Protection Dosimetry* 1995; 57: 297-300

75. Shannoun F, Blettner M, Schmidberger H et al. Radiation Protection in Diagnostic Radiology. *Deutsches Ärzteblatt* 2008; 105: 41-46
76. Stamm G, Saure HD. Entrance surface dose and its correlation with patient parameters. *Radiation Protection Dosimetry* 1998; 80: 235-238
77. Stieve FE, Gfirtner H, Jung EM et al. Untersuchungen über die Einfallsdosis bei standardisierten Aufnahmen der Lunge. *Fortschr Röntgenstr* 2004; 176: 113-121
78. Tsapaki V, Tsalafoutas IA, Chinofoti I et al. Radiation doses to patients undergoing standard radiographic examinations: a comparison between two methods. *British Journal of Radiology* 2007; 80: 107-112
79. Tung CJ, Cheng CY, Chao TC et al. Determination of entrance skin doses and organ doses for medical X-ray examinations. *Radiation Protection Dosimetry* 1999; 85: 417-420
80. Veit R, Bauer B, Bernhardt HJ et al. Proposed Procedure for the Establishment of Diagnostic Reference Levels in Germany. *Radiation Protection Dosimetry* 1998; 80: 117-120
81. Murphey MD, Quale JL, Martin NL, et al. Computed radiography in musculoskeletal imaging: State of the art. *AJR* 1992; 158: 19-27
82. Völk M, Hamer O.W, Feuerbach S, et al. Dose reduction in skeletal and chest radiography using a large-area flat-panel detector based on amorphous silicon and thallium-doped cesium iodide: technical background, basic image quality parameters, and review of the literature. *Eur Radiol* 2004 14: 827-834
83. Lehnert T, Wohlers J, Streng W, et al. Variation in X-ray dose quantity using an amorphous selenium based flat-panel detector - a study on the dose reduction rate up to the limit of diagnostical utilization. *Fortschr Röntgenstr* 2006; 178: 278-286
84. Engelmann D, Dütting T, Wunsch R et al. Qualität der ambulanten Röntgenthoraxuntersuchung des Kindes - eine Pilotstudie. *Radiologe* 2001; 41: 442-446
85. Tasch C, Dütting T, Zieger B et al. The quality of the care of children and adolescents within the realm of conventional x-ray diagnosis - a pilot study. *Fortschr Röntgenstr* 1999; 171: 121-125
86. Bundesärztekammer. Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik - Qualitätskriterien röntgendiagnostischer Untersuchungen. *Deutsches Ärzteblatt* 1995; 92: 2272-2285
87. Kim YH, Choi JH, Kim CK et al. Patient dose measurements in diagnostic radiology procedures in Korea. *Radiation Protection Dosimetry* 2007; 123: 540-545

88. Schulz RF. Digitale Detektorsysteme für die Projektions-radiografie?
Fortschr Röntgenstr 2001; 12: 1137-1146
89. Döhring W, Prokop M, Bergh B, Buchmann F, Schmidt J. Prinzip und
Anwendung der digitalen Lumineszenzradiographie. Fortschr
Röntgenstr 1986; 56: 16-23

9 ANHANG

9.1 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Qualitätskriterien bei Röntgenaufnahmen.....	11
Tabelle 2: Belichtungsparameter und Filter der jeweiligen Gruppen	20
Tabelle 3: Bewertungskriterien für die Belichtung der Bilder des Film Folien Systems in Anlehnung an Engelmann & Alt [5].....	21
Tabelle 4: Bewertungskriterien für Zentrierung der Bilder des Film Folien Systems in Anlehnung an Engelmann & Alt [5].....	22
Tabelle 5: Bewertungskriterien für das Rauschen der Bilder des CR-Systems in Anlehnung an Engelmann & Alt [5].....	23
Tabelle 6: Bewertungskriterien für die Zentrierung der Bilder des CR-Systems in Anlehnung an Engelmann & Alt [5].....	23
Tabelle 7: Vergleich der Oberflächendosis der 3 unterschiedlichen Belichtungsgruppen beim Film-Folien-System.....	27
Tabelle 8: Durchschnittliche Bewertung der Belichtung und Zentrierung mit minimalen und maximalen Werten, Durchschnitt und Standardabweichung für FFS 3,2mAS	27
Tabelle 9: Durchschnittliche Bewertung der Belichtung und Zentrierung mit minimalen und maximalen Werten, Durchschnitt und Standardabweichung für FFS 3,6mAs.....	28
Tabelle 10: Belichtung und Zentrierung FFS 4,0mAs	28
Tabelle 11: Einblendungsfläche der Einzelgruppen FFS -System mit Anzahl der Bilder in den Einzelbewertungen, durchschnittlicher Einblendungsfläche und durchschnittlichem Score für die Einblendung	29
Tabelle 12: Oberflächendosis der verschiedenen Gruppen mit minimalen und maximalen Werten, Durchschnitt und Standardabweichung bei Aufnahmen mit digitalen Speicherfolien	31
Tabelle 13: Bewertung von Rauschen und Zentrierung durch die Einzelbetrachter mit minimalen und maximalen Werten in beiden Bewertungs- durchgängen. Durchschnittliche Bewertung aller Bilder dieser Gruppe. Prozent der in beiden Sessions optimal bewerteten Bilder für den jeweiligen Einzelbetrachter und Prozent der von allen Betrachtern durchgehend als optimal bewerteten Bilder unter gesamt bei der Gruppe CR 3,2mAs	32
Tabelle 14: Bewertung von Rauschen und Zentrierung durch die Einzelbetrachter Gruppe CR 3,6mAs	33
Tabelle 15: Bewertung von Rauschen und Zentrierung durch die Einzelbetrachter Gruppe CR 4,0mAs	33
Tabelle 16: Bewertung von Rauschen und Zentrierung durch die Einzelbetrachter Gruppe CR 2,0mAs	34
Tabelle 17: Intraobserver-Reliabilität. Signifikanz $p < 0,01$, $n = 100$	35
Tabelle 18: Bewertung der Ergebnisse des Kendal-Tau-b Test und der Korrelation nach Pearson	35
Tabelle 19: Interobserver Reliabilität. Signifikanz $P < 0,01$, $n = 100$	36
Tabelle 20: Einblendungsfläche der Einzelgruppen CR-System mit Anzahl der Bilder in den Einzelbewertungen, durchschnittlicher Einblendungsfläche und durchschnittlichem Score für die Einblendung	39

9.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Photoeffekt [4].....	7
Abbildung 2: Compton-Effekt [4]	8
Abbildung 3: Paarbildung [4].....	8
Abbildung 4: Dosimeter Unfors PSD (Abbildung der Gerätevariante mit 3 Dosimetersonden) [www.unfors.com]..	14
Abbildung 5: Aufbau der Curix Kassette und des Film-Folien-Systems [www.agfa.de]	15
Abbildung 6: Photostimulierte Lumineszenz bei Speicherfolien [88]	17
Abbildung 7: Arbeitszyklus einer Speicherfolie [89].....	19
Abbildung 8: Sondenposition bei pa Handaufnahme links	20
Abbildung 9: Messpunkte an der Aufnahme zur Ermittlung der ROI's und zur Berechnung der Einblendung bei CR Aufnahmen.....	25
Abbildung 10: CR-Bewertung digitales Bildrauschen durch die Einzelbetrachter für die Gruppen. Durchschnittliche Bewertung. Schwarzer Balken Standardabweichung. CR 3,2mAs n=26; CR 3,6mAs n= 18; CR 4,0mAs n=19; CR 2,0mAs n=37.....	38
Abbildung 11: Vergleich der jeweils zusammengehörenden Belichtungspaare des Film-Folien- Systems mit dem Digitalen Speicherfolien-System. Standardabweichung als schwarze Balken; CR 3,2mAs n=26; FFS 3,2mAs n=16; CR 3,6mAs n= 18; FFS 3,6mAs n=17; CR 4,0mAs n=19; FFS 4,0mAs n=20; CR 2,0mAs n=37.....	40
Abbildung 12: Vergleich der Einblendungsscores des Film-Folien- Systems mit dem Digitalen Speicherfolien-System. Standardabweichung als schwarze Balken. FFS 3,2mAs n=16; FFS 3,6mAs n=17; FFS 4,0mAs n=20; CR 3,2mAs n=26; CR 3,6mAs n= 18; CR 4,0mAs n=19; CR 2,0mAs n=37	40
Abbildung 13: Vergleich der Belichtungsscores des Film-Folien-Systems mit den Rauschscores des Digitalen Speicherfolien-Systems. Standardabweichung als schwarze Balken. FFS 3,2mAs n=16; FFS 3,6mAs n=17; FFS 4,0mAs n=20; CR 3,2mAs n=26; CR 3,6mAs n= 18; CR 4,0mAs n=19; CR 2,0mAs n=37	41
Abbildung 14: Vergleich der Zentrierungsscores des Film-Folien- Systems mit dem Digitalen Speicherfolien-System. Standardabweichung als schwarze Balken. FFS 3,2mAs n=16; FFS 3,6mAs n=17; FFS 4,0mAs n=20; CR 3,2mAs n=26; CR 3,6mAs n= 18; CR 4,0mAs n=19; CR 2,0mAs n=37	41
Abbildung 15: Vergleich der Gesamtscores des Film-Folien- Systems mit dem Digitalen Speicherfolien-System bestehend aus Score für Belichtung bzw. Rauschen, Score für Zentrierung und Score für Einblendung. FFS 3,2mAs n=16; FFS 3,6mAs n=17; FFS 4,0mAs n=20; CR 3,2mAs n=26; CR 3,6mAs n= 18; CR 4,0mAs n=19; CR 2,0mAs n=37	42
Abbildung 16: Die linke Hand mit durchschnittlicher Bewertung für das Rauschen von 1. Die Hand auf der rechten Seite mit durchschnittlicher Bewertung für das Rauschens von 3	45
Abbildung 17: Ausschnitt 1, schwaches Rauschen gute Detailerkennbarkeit.....	45
Abbildung 18: Ausschnitt 2, starkes Rauschen schlechte Detailerkennbarkeit.....	45

9.3 Abkürzungsverzeichnis

AEC	Automatic Exposure Control (Belichtungsautomatik)
Al	Aluminium
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
CR	Computed Radiography
Cu	Kupfer
DR	Direct Radiography
DQE	Detektive Quanteneffizienz
ESD	Entrance Surface Dose (Oberflächendosis)
eV	Elektronenvolt
FDP	Flächen Dosis Produkt
FFS	Film-Folien-System
Gy	Gray
μ Gy	micro Gray
IRPA	International Radiation Protection Association
Pa	Posterior anterior
PACS	Picture archiving and communication system
ROI	Region of interest
SNR	Signal to Noise Ratio
Sv	Sievert
mSV	milli Sievert
TLD	Thermolumineszenz-Dosimeter
CT	Computertomographie
MRT	Magnetresonanztomographie

9.4 Danksagung

Hiermit möchte ich mich von ganzem Herzen bei denen bedanken, die sich für diese Arbeit eingesetzt haben und mir bei der Umsetzung geholfen haben. Besonderer Dank an Herrn Prof. Dr. med. G. Alzen für die Vergabe des Themas und die Betreuung, desweiteren Prof. Dr. med. L.D. Berthold und Frau Dr. med. Sax für die Auswertung der Bilder, Dipl.-Ing. Claudia Lämmler für die vielen Erklärungen und Hilfen bei kleinen und größeren Problemen.

Danke auch an Karsten Beiderwelle, Matthias Volz und Steffen Ruppert für die Mithilfe bei den Aufnahmen und allen MRTA's.

Besonders dankbar bin ich meiner Familie und meiner Frau Janina Harfst, die mich in der gesamten Zeit unterstützt haben und meinem Vater für seine profunden Word Kenntnisse.

Ich widme diese Arbeit meinem ehemaligen Bio Leistungskurs Lehrer, Dr. rer. nat. Axel Schieck, ohne dessen Art uns wissenschaftliches Denken zu lehren ich sicherlich nicht Medizin studiert hätte.

Danke.

9.5 Erklärung zur Authentizität

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.

Wiesbaden, den 20.12.2010
