Aus dem Institut für Klinische Radiologie
der Ludwig- Maximilians- Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h. c. M. Reiser, FACR, FRCR

Bildqualität und Dosisreduktionspotenzial in der digitalen Lumineszenzradiographie (DLR): Vergleich einer Nadelstruktur-Speicherfolie mit einer unstrukturierten Speicherfolie

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

Vorgelegt von
Chung Un Song
aus Bad Soden/Ts.
2012

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Priv. Doz. Dr. med. Markus Körner
Mitberichterstatter:	Priv. Doz. Dr. med. Thomas Meindl
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h. c. M. Reiser, FACR, FRCR
Tag der mündlichen Prüfung:	08.03.2012

In Dankbarkeit und Liebe meinen Eltern und meinem Bruder gewidmet

Ein Teil der Ergebnisse dieser Dissertation wurde bereits publiziert:

Wirth S, Treitl M, Reiser MF, Körner M.: „Imaging performance with different doses in skeletal radiography: comparison of a needle-structured and a conventional storage phosphor system with a flat-panel detector“. Radiology. 2009 Jan; 250(1):152-60. Epub 2008 Nov 10

Inhaltsverzeichnis

		SEITE
1.	**EINLEITUNG**	**7**
2.	**EINFÜHRUNG**	**8**
2.1.	Allgemeine Grundlagen der Erzeugung eines Röntgenbildes	**8**
2.1.1.	Erzeugung von Röntgenstrahlung	**8**
2.1.2.	Schwächung der Röntgenstrahlung im Körper	**10**
2.2.	Analoge Projektionsradiographie	**11**
2.2.1	Sicherheitsfilm	**12**
2.3.	Digitale Radiographie	**15**
2.3.1.	Digitale Radiographie mit Speicherfolien (DLR)	**15**
	- *Unstrukturierte Speicherfolien (PIP)*	**16**
	- *Strukturierte Speicherfolie (NIP)*	**17**
2.3.2.	Ausleseverfahren bei DLR-Systemen	**19**
	- *Flying-spot-Scanner*	**19**
	- *Zeilenscanner*	**21**
2.3.3.	Digitale Radiographie mit Flachbettdetektor (FD)	**23**
2.3.4.	Bilddigitalisierung	**26**
2.3.5.	Abbildungseigenschaften der digitalen Systeme	**27**
	- *Ortsauflösung*	**27**
	- *Dynamikbereich*	**28**
	- *Detective Quantum Efficiency (DQE)*	**29**
	- *Modulation transfer function (MTF)/ Modulationsübertragungsfunktion (MÜF)*	**31**
2.3.6.	Bildnachverarbeitung	**31**
3.	**ZIELSETZUNG**	**33**
4.	**MATERIAL UND METHODEN**	**34**
4.1.	Präparate	**34**
4.2.	Verwendete Radiographiesysteme	**35**
4.2.1.	Unstrukturierte Speicherfolie (PIP) und Flying-Spot Scanner	**35**

4.2.2. Flachbettdetektor **35**
4.2.3. Nadelstrukturspeicherfolie (NIP) und Zeilenscanner **35**
4.2.4. Röntgengeneratoren **36**
4.2.5. Aufnahmeparameter und Bildverarbeitung **37**
4.2.6. Bildbetrachtung **40**
4.2.7. Bewertungskriterien **41**
4.2.8. Evaluation der Auswertung und Statistik **43**

5. ERGEBNISSE **44**
5.1. Bildauswertung **44**
5.2. Gesamtbildqualität **49**
5.3. Statistische Auswertung der Gesamtbildqualität **51**

6. DISKUSSION **52**
- *Schlussfolgerung* **60**

7. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS **61**

8. LITERATURVERZEICHNIS **62**

9. DANKSAGUNG **68**

10. LEBENSLAUF **69**

1. EINLEITUNG

Die technischen Entwicklungen in den letzten Jahrzehnten führten zu einer kontinuierlichen Erhöhung der zivilisatorischen Strahlenexposition. Den größten Anteil an der zivilisatorischen Strahlenexposition besitzen medizinische Anwendungen wie die Verwendung radioaktiver Stoffe und ionisierender Strahlen. So beträgt die effektive Strahlendosis einer Röntgen-Thorax Untersuchung ca. 0.1 mSv, die einer Mammographie ca. 0.5 mSv, die einer Computertomographie (CT) des Thorax ca. 5-8 mSv und die einer CT des Abdomens ca. 8-10 mSv. Die durch medizinische Anwendungen verursachte mittlere effektive Dosis pro Einwohner in Deutschland betrug für das Jahr 2008 ca. 1.9 mSv, während sie im Jahr 1996 noch ca. 1.6 mSv betrug. Demgegenüber steht die durch natürliche Strahlenquellen verursachte mittlere Dosis für jeden einzelnen Menschen in Deutschland von 2.1 mSv pro Jahr (1). Neben einer ausreichenden Bildqualität zur Darstellung der medizinisch wichtigen und erforderlichen Bildinformationen genießt die Sicherheit des Patienten und des Personals in der medizinischen bildgebenden Diagnostik Vorrang. Das bedeutet, dass alle Institutionen, welche Patienten mit Strahlen exponieren, gewissen Standardkriterien unterstellt sind. Aus diesem Grund wurden erstmalig im Jahre 1958 Richtlinien zur Festlegung von Grundeinstellungen in der Radiologie erlassen, wie z.B. die technischen Mindestanforderungen an die Röntgeneinrichtung (Generatortyp, Brennflecknennwert, Grenzwerte der Schaltzeit, der Dosis bzw. Dosisleistung und der Auflösung) (2,3). Diese Richtlinien wurden im Laufe der Jahre sowohl durch das Bundesamt für Gesundheit (BAG), die Bundesärztekammer und das Europäische Parlament optimiert und europaweit standardisiert.

Ziel ist es, nach §23 Abs. 1 Satz 2 der Röntgenverordnung, bei jeder Untersuchung mit Strahlung abzuwägen, ob die Bildgebung und der eventuell daraus resultierende gesundheitliche Nutzen die von der Strahlenexpositition möglicherweise verursachte Schädigung für den Patienten rechtfertigt. Aus diesem Grund ist auch nach §2a der Röntgenverordnung für die Durchführung jeder Röntgenuntersuchung eine „spezifische medizinische Indikation“ erforderlich. Des Weiteren ist es das Ziel des BAG, die Strahlenexposition bei ausreichender diagnostischer Bildqualität für jeden untersuchenden Patienten so gering wie nur möglich zu halten (im Englischen als das sog. „as low as reasonably achievable“ ALARA Prinzip bekannt) (4,5).

2. EINFÜHRUNG

Dieses Kapitel gibt einen kurzen Überblick über die physikalischen Grundlagen der Röntgentechnik, über die analoge Projektionsradiographie, über die verschiedenen digitalen Radiographiesysteme und über die digitale Bildentstehung und –nachverarbeitung.

2.1. Allgemeine Grundlagen der Erzeugung eines Röntgenbildes

In diesem Kapitel werden die physikalischen Grundlagen über den Aufbau einer Röntgenröhre und die Erzeugung und Schwächung von Röntgenstrahlen dargestellt.

2.1.1. Erzeugung von Röntgenstrahlung

Zur Erzeugung von Röntgenstrahlen werden Röntgenanlagen eingesetzt, die aus folgenden Komponenten bestehen (Abb.2.1):

- einer Röntgenröhre, welche die elektrisch erzeugte kinetische Energie von Elektronen in Röntgenstrahlung und in Wärme umwandelt,
- einem Generator, der zur Erzeugung der Heizspannung für die Kathode und zur Erzeugung der Hochspannung für den Röhrenstromkreis dient,
- einem Schutzgehäuse, das zum Schutz vor ungerichteter Röntgenstrahlung sowie zum Schutz der Röhre und zum Anbringen unterschiedlichen Zubehörs wie z.B. des Tiefenblendensystems dient,
- einem Stativ,
- einer Patientenlagerungseinrichtung (Bucky-Tisch, Rasterwandgerät) und
- einem Schaltgerät (6,7).

1) Ölgefülltes Gehäuse
4) Evakuierter Glaskolben
6) Kathode
10) Drehanodenteller
11) Strahlenaustrittsfenster
13) Tiefenblende
14, 15) Lamellen
16) Lampe
17) Spiegel
18) Nutzstrahl

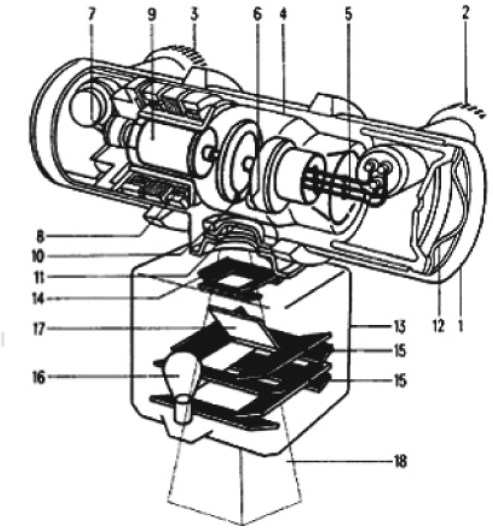


Abb.2.1. Aufbau einer Röntgenröhre, aus Lehmann et al. (8)

In der Röntgenröhre wird ein hitzebeständiger, spiralförmig gewickelter Metalldraht, z.B. aus Wolfram (Glühkathode) über die Heizspannung erhitzt, wodurch Elektronen freigesetzt werden. Diese negativ geladenen Teilchen werden durch die angelegte Hochspannung in Richtung Anode beschleunigt. Die Anode ist ein abgeschrägter Metallzylinder aus Metall, z.B. Kupfer und Wolfram. Innerhalb der Glasröhre befindet sich ein Vakuum, damit die energiereichen Elektronen nicht mit Luftbestandteilen zusammenstoßen können. Am Metall der Anode werden die freien Kathodenelektronen abgebremst und treten in Wechselwirkung mit den Atomen und Hüllelektronen der Anode. Der Ort, an dem die Kathodenelektronen auf die Anode treffen, wird als Brennfleck oder Fokus definiert. Durch den Aufprall des freien Elektrons wird dem Hüllelektron Energie übertragen, so dass es von einer kernnahen auf eine kernferne Schale gehoben (Anregung) oder aus dem Atomverband herausgeschleudert wird (Ionisation). Der freiwerdende Platz wird durch Elektronen der äußeren Schalen mit einem höheren Energiepotential unter Abgabe von Energie besetzt. Die an der Anode entstandene Energie wird zu 99% als Wärmeenergie und nur zu 1% als Röntgenbremsstrahlen abgegeben. Die Röntgenbremsstrahlen bestehen aus einem Spektrum von energiereicheren, kurzwelligeren und energieärmeren, langwelligeren Röntgenstrahlen. Mit der Erhöhung der Röhrenspannung werden die Kathodenelektronen in der Röntgenröhre beschleunigt und die emittierte, kurzwellige Röntgenstrahlung aufgehärtet, d.h. die Durchdringungskraft der Strahlung wird vergrößert. Die Intensität der Röntgenbremsstrahlung wird vor allem vom Heizstrom an der Kathode beeinflusst. Je höher die Röhrenstromstärke, desto mehr Elektronen verlassen die Glühkathode pro Sekunde (6,7,9,10).

2.1.2. Schwächung der Röntgenstrahlen im Körper

Physikalische Grundlage für die Röntgendiagnostik ist die Abschwächung der Photonenstrahlung im menschlichen Körper. Bei der Schwächung können die Strahlen komplett absorbiert werden (Photoeffekt), nur einen Teil ihrer Energie übertragen und als energieärmere Streustrahlung den Körper verlassen (Compton-Effekt) oder ohne Schwächung oder Ablenkung durch den Körper hindurch treten (scharfes Abbild) (7,9,11,12).

Je weicher, d.h. energieärmer, die Photonenstrahlung und je höher die Dichte, Dicke und Ordnungszahl der durchstrahlten Materie ist, desto wahrscheinlicher ist das Auftreten des Photoeffekts. Beispielsweise werden die weichen Röntgenstrahlen vom Knochengewebe (Dichte von 2,0-2,5 g/cm³) stärker absorbiert als von den Weichteilen (Dichte 1,0 g/cm³). Die Röntgendichte steigt für die verschiedenen Gewebe wie folgt an: Luft mit einer minimalen Absorption, Fettgewebe, Bindegewebe der Organe und Knochen. Dies führt zu einer höheren Kontrastierung zwischen Knochen und Weichteilen, als durch energiereiche Strahlung möglich wäre (8). Da weiche Strahlen vom Gewebe fast vollständig absorbiert werden, sind sie für den Menschen schädlicher als harte. Durch den Einsatz von Filtern kann eine Aufhärtung der Strahlung erreicht werden (9,12).

Der Compton-Effekt ist dagegen weitgehend unabhängig von der Ordnungszahl der Atome des durchstrahlten Objektes. Vielmehr wird der Anteil der Streustrahlung vom durchstrahlten Körpervolumen und der bestrahlten Feldgröße bestimmt. In der Röntgendiagnostik verursachen die gestreuten Photonen, die neben der Primärstrahlung auf die Photoplatte auftreten, einen kontrastmindernden Schleier auf dem Röntgenfilm. Ferner können die gestreuten Photonen von der ursprünglichen Strahlrichtung stark abweichen und wieder aus dem durchstrahlten Objekt hervortreten und zu einer Strahlenbelastung für sich in der Nähe befindende Personen werden. Durch die Einblendung des Nutzstrahlenbündels auf die unbedingt benötigte Feldgröße kann das für die Streustrahlung verantwortliche Körpervolumen verringert werden (6,7,9-11).

2.2. Analoge Projektionsradiographie

Bei der Projektionsradiographie handelt es sich um Zentralprojektionen, d.h. die Röntgenstrahlen breiten sich vom Brennfleck geradlinig aus und divergieren hierbei. Theoretisch resultiert durch einen möglichst kleinen Brennfleck (0,6 x 0,6 mm) eine höhere Abbildungsqualität, es ist weniger belastend für den Patienten und vor allem für Extremitätenaufnahmen geeignet. Der Brennfleck muss andererseits möglichst groß (1 x 1 mm) sein, da es sonst schnell zu einer lokalen Überhitzung der Anode kommt. Ein großer Brennfleck führt jedoch zu einer schlechteren Abbildungsqualität und ist vor allem für Aufnahmen mit großer Dicke geeignet. Hierfür sind höhere Dosisleistungen bei kurzer Belichtung notwendig (7,12,13).

Diesem idealen punktförmigen Fokuspunkt entspricht in der Praxis ein realer flächenhafter Fokus. Die meisten Röhren verfügen über einen kleinen und großen Fokus (Doppelfokus-Röntgenröhre). Der entsprechende Fokus wird vom Bedienpult der Röntgenanlage angewählt und in der Röntgenröhre geschaltet.
Somit ergeben sich abhängig von der Abbildungsschärfe folgende Gesetzmäßigkeiten:

- je größer der Fokus, desto größer die geometrische Unschärfe,
- fokusnahe Objekte werden divergenzbedingt stärker vergrößert als fokusferne,
- je weiter Objekt- und Filmebene entfernt sind, desto größer wird die fokusbedingte geometrische Unschärfe,
- je weiter Objekt- und Filmebene entfernt sind, desto stärker wird das entstehende Bild vergrößert,
- je weiter Objekt- und Filmebene vom Fokus entfernt sind, desto geringer wird die durch den Einfluss der Divergenz entstehende Vergrößerung des Objekts.

Das heißt, dass in Abhängigkeit von der Größe des Brennflecks und der Größe des Fokus-Objekt-Abstandes Röntgenaufnahmen mit einer vergrößerten Abbildung des untersuchten Objektes entstehen. Außerdem entsteht hierbei Unschärfe. Um diese unerwünschte Effekte möglichst gering zu halten, sollten folgende Parameter beachtet werden:

- Die Brennfleckgröße sollte möglichst klein sein,

- Der Fokus-Objekt-Abstand sollte möglichst groß sein (Verringerung der Divergenz des Strahlenbündels),
- Der Objekt-Film-Abstand sollte möglichst klein sein.

Daher wird der Patient gewöhnlich mit der abzubildenden Seite möglichst nahe vor der Röntgenfilmkassette positioniert, während die Entfernung der Röntgenröhre zum Film je nach Aufnahme in der Regel 1-2 m beträgt. Entsprechend ihrem Abstand zum Film bzw. Bildempfänger werden die Aufnahmeobjekte vergrößert abgebildet. Aufgrund der unterschiedlichen Strahlenabsorption der untersuchten Körperpartien entsteht auf dem Röntgenfilm ein die Schwächungsunterschiede widerspiegelndes Strahlenbild (7,13).

2.2.1. Sicherheitsfilm

Der üblicherweise verwendete Sicherheitsfilm (Abb.2.2) besitzt eine lichtempfindliche Emulsionsschicht aus Gelatine mit eingelagerten Silberbromidkristallen (98% Silberbromid und 2% Silberjodid), die gleichmäßig verteilt sind. Nach der Belichtung muss das latent auf dem Film vorhandene Bild sichtbar gemacht -also entwickelt- werden. Dazu werden die belichteten Silberbromidkristalle durch reduzierende Substanzen (z.B. Hydrochinon) in metallisches Silber überführt und rufen eine Filmschwärzung hervor. Dagegen werden die infolge der Absorption der Röntgenstrahlen nicht belichteten Silberbromidkristalle im Fixierbad durch Fixiermittel (z.B. Natriumthiosulfat) aus der Emulsionsschicht herausgelöst, so dass diese Partien auf dem Röntgenbild hell erscheinen. Mit der doppelseitigen Beschichtung der Röntgenfilme wird die Empfindlichkeit der Filme auf das Doppelte gesteigert (12,14). Eine weitere Erhöhung der Empfindlichkeit und damit eine Verringerung der Strahlenbelastung des Patienten werden durch die Verwendung von Verstärkerfolien erreicht. Die heutzutage verwendeten fluoreszierenden Folien basieren auf Elementen der sogenannten seltenen Erden, z.B. Gadolinium, und werden als Kombination aus einer Vorder- und Rückfolie eingesetzt. Zwischen diesen befindet sich in jeweils engem Kontakt der Röntgenfilm. Auf der Einstrahlseite liegt die zumeist dünnere Vorderfolie und auf der anderen Seite die Hinterfolie.

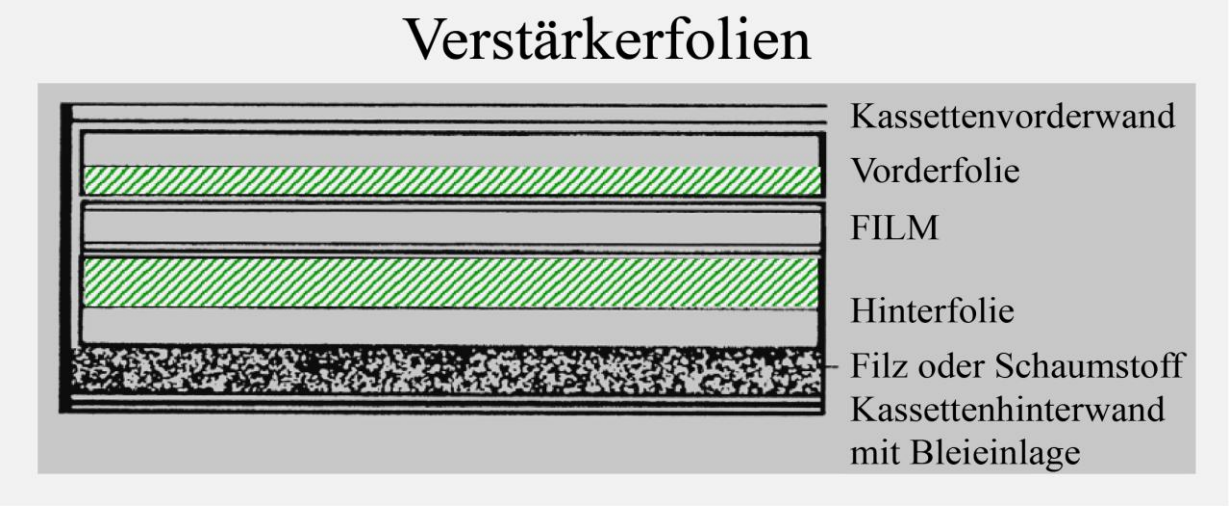


Abb.2.2. Aufbau einer Filmkassette. Man verwendet doppelseitig mit lichtempfindlicher Emulsion beschichtete Filme mit Vorder- und Hinterfolie, um die Verstärkungswirkung zu verbessern. In der Kassette befindet sich eine Schaumgummieinlage, um ein planes Anliegen der Filme und der Folien zu gewährleisten, aus Laubenberger et al. (12)

Der Nachteil dieser Verstärkungsfolien ist eine Zunahme der Unschärfe. Die Folien liegen dem Film zwar eng an, es existiert aber eine gewisse Distanz zwischen Lichtentstehung an der Folie und Lichtregistrierung auf dem Film. Dadurch treten wiederum Streuung und Unschärfe auf. Daneben ist eine Verstärkung des Röntgensignals auch immer mit einer Zunahme der Körnigkeit des Signals verbunden, folglich sinkt die Auflösung (6,7,9,11,14,15). Um den verschiedenen klinischen Fragestellungen mit unterschiedlichen Anforderungen an Auflösung und Schärfe Rechnung zu tragen, hat man Folien mit verschiedenen Verstärkungswirkungen entwickelt. Sie sind zur besseren Vergleichbarkeit zwischen den Herstellern in Verstärkungsklassen eingeteilt, wobei eine höhere Zahl höhere Verstärkungswirkung anzeigt (Tab 2.1). Entsprechend der Zahlenwerte unterscheiden sich die Verstärkungsklassen etwa jeweils um das Doppelte. Gebräuchlich sind heute Folien der Klassen 50, 100, 200, 400 und 800. Daneben werden noch so genannte Plus-Minus- oder Verlaufsfolien verwendet, die z.B. von einem Ende der Kassette zum anderen eine zunehmende Verstärkungswirkung aufweisen. Sie dienen zur Aufnahme von Körperregionen mit großen Strahlendurchlässigkeitssprüngen, z.B. LWS seitlich (mit Abbildung von lufthaltigem Thorax oben und weichteilhaltigem Abdomen unten) (12,16).

Empfindlichkeit S	Dosisbedarf in µGy	Bezeichnung
100	10.00	Feinzeichnend
200	5.00	Universalfolie/ normalverstärkend
400	2.50	Hochverstärkend
800	1.25	Höchstverstärkend

Tabelle 2.1. Die Belichtung des Röntgenfilmes erfolgt überwiegend durch die Verstärkerfolien, so dass diese in verschiedenen Empfindlichkeitsklassen (S-Klassen) unterteilt werden, gemäß BAG im Jahre 2001 (4)

Die Wahl des geeigneten Film-Folien-Systems ist für die erforderliche diagnostische Information und die Größe der Strahlenexposition von entscheidender Bedeutung (Tab.2.2). Ziel ist es, zum Schutze des Patienten hochempfindliche, dosissparende Film-Folien-Systeme mit Erreichung der geforderten diagnostischen Bildqualität bzw. möglichst kleiner Strahlenexposition des Patienten bei ausreichender Bildqualität einzusetzen. Das Bundesamt für Gesundheit stützt sich dabei auf die European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images und auf die Leitlinien der deutschen Ärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik (4,5).

Organ	Empfindlichkeitsklasse von Erwachsenen Kinder	
Thorax	400	400-800
Skelett • Hüftgelenk, Oberschenkel • Schulter, Oberarm, Rippen, Sternum, Kniegelenk, Unterschenkel • Ellenbogen, Unterarm, Sprunggelenk, Fußwurzel • Hand, Handgelenk, Handwurzel Finger, Vorfuß, Zehen	 400 400 200 200	 400-800 400-800 400 400
Schädel	200-400	400-800
Wirbelsäule • Halswirbelsäule • Brustwirbelsäule • Lendenwirbelsäule	 200-400 400 400-800	 400 400-800 400-800
Becken, Sacrum	400	400-800
Gallenblase, Gallenwege	400	-
Magen, Duodenum	400	400-800
Dünndarm	400	-
Kolon	400	400-800
Harntrakt	400	400-800
Abdomen	400	400-800

Tabelle 2.2. Zusammenstellung der empfohlenen Werte für die Empfindlichkeitsklassen bei radiologischen Untersuchungen von Erwachsenen und von Kindern, gemäß BAG im Jahre 2001 (4)

2.3. Digitale Radiographie

Die digitale Aufnahmekette besteht aus drei unabhängigen Teilschritten:

- Bilddetektion,
- Bildverarbeitung,
- Bilddarstellung.

2.3.1. Digitale Radiographie mit Speicherfolien (DLR)

Während bei Flachbettdetektoren die Bildgenerierung und der Ausleseprozess gleichzeitig erfolgen, sind diese beiden Schritte bei der Verwendung von Speicherfolien zeitlich getrennt (Auslesen der Speicherfolie mittels Scanner in einem zweiten Schritt). Die folgende Abbildung 2.3 gibt eine Übersicht über momentan kommerziell verfügbare digitale Radiographiesysteme.

Im Folgenden werden nur die für diese Arbeit relevanten Detektoren näher beschrieben, eine Übersicht über die restlichen Detektoren gibt der Artikel von Körner et al. (16).

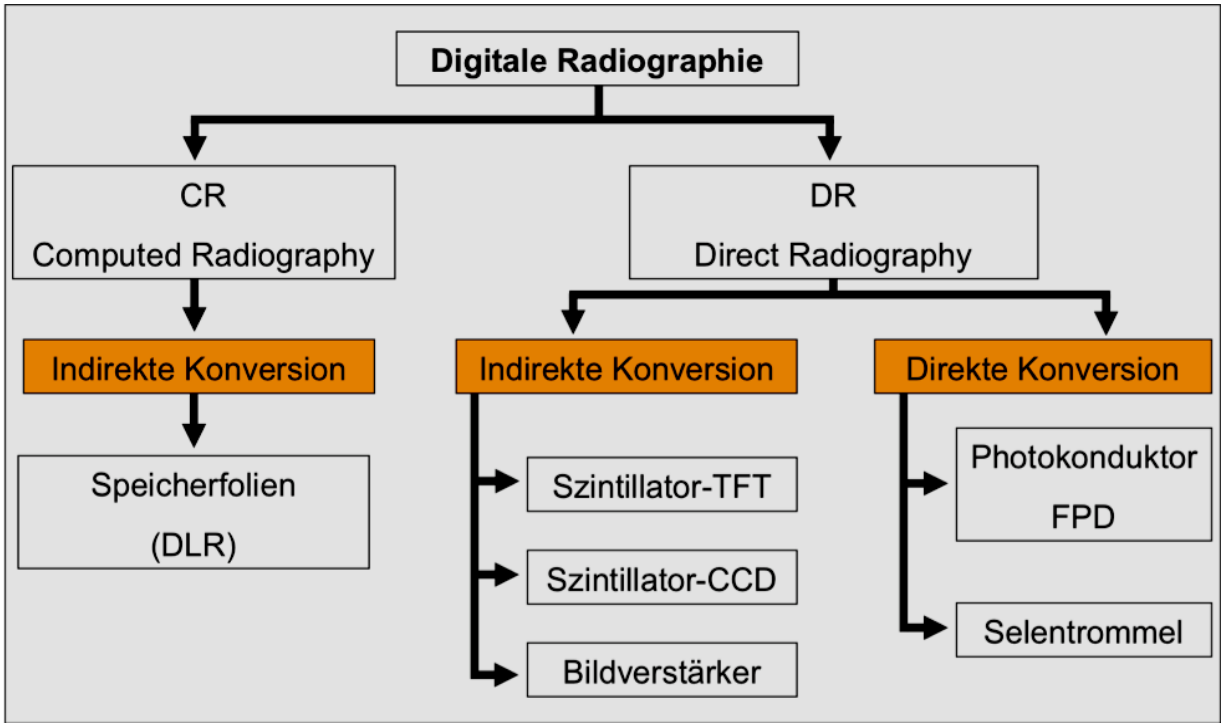


Abb.2.3. Überblick über die verschiedenen digitalen Radiographiesysteme, aus Körner et al. (16)

Unstrukturierte Speicherfolien (PIP)

Hierbei wird anstelle einer Film-Folienkombination eine Leuchtstoff- oder Speicherfolie in einer Filmkassette verwendet. DLR-Systeme bestehen aus 2 Hauptkomponenten:

- Die Speicherleuchtstofffolie (Speicherfolie oder „image plate“ (IP)), die aus speziellen fluoreszierenden Kristallen aufgebaut ist und als Röntgendetektor dient, auf dem die absorbierte Röntgenenergie in den Kristallen temporär gespeichert wird.
- Die Ausleseeinheit (Scanner), welche die in der Folie gespeicherte Energie „ausliest“ und in bildrelevante Informationen umwandelt.

Bei den DLR-Systemen sind am häufigsten $BaFBr_{1-x}I_x:Eu^{2+}$- und $RbBr:TI^{+}$-Speicherleuchtstofffolien in Gebrauch. Bei einem Querschnitt durch eine konventionelle Speicherleuchtstofffolie (IP) würde eine Leuchtstoffschicht, bestehend aus 3-10µm großen, in einem Bindemittel ungeordnet verteilten Leuchtstoffkörnchen sichtbar werden (Abb.2.4). Dazu

kommen noch herstellerspezifische Schichten, die zur Optimierung der optischen, mechanischen und elektrischen Eigenschaften gedacht sind. DLR-Bildplatten, die solch einen körnige Struktur besitzen, werden auch als Pulver-IP (PIP) bezeichnet (17).

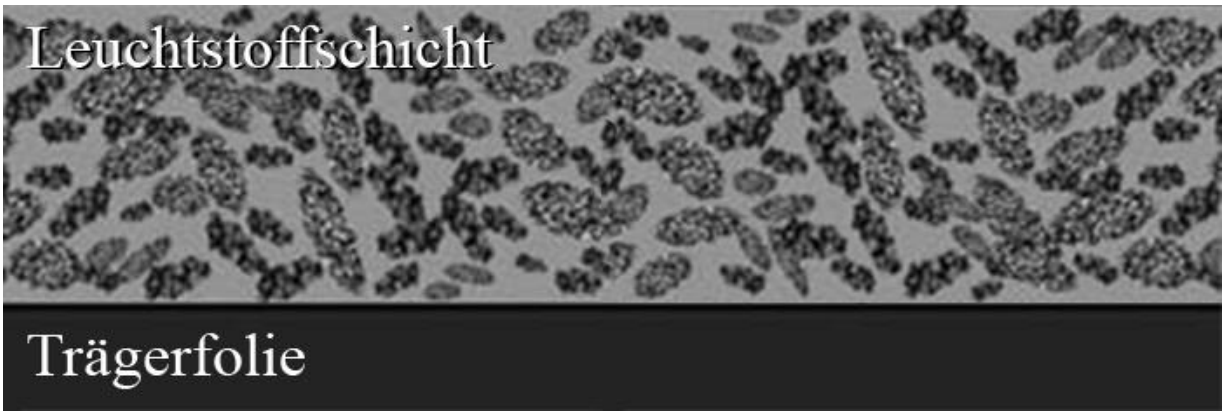


Abb.2.4. Querschnitt durch eine konventionelle Speicherleuchtstofffolie (IP). Die aktive Leuchtstoffschicht, bestehend aus kleinen, in einem Bindemittel ungeordnet verteilten Leuchtstoffkörnchen, wird auf eine Trägerfolie aufgetragen, aus Fasbender et al. (17)

Die Röntgenabsorption hängt zum einen von der chemischen Zusammensetzung und von dem Füllgrad der Leuchtstoffkörnchen ab, und zum anderen vor allem von der Dicke der Leuchtstoffschicht. Aufgrund der körnigen Struktur der PIPs bewegen sich die Lichtanteile nicht geradlinig durch die aktive Schicht, sondern sie werden abgelenkt, d.h. gestreut. Das bedeutet, dass das zur Stimulation benötigte, eng fokussierte Laserlicht auf seinem Weg durch die Folie aufgeweitet wird und sich die örtliche Präzision minimiert. Die Folge bei zunehmender Dicke der Leuchtstofffolie ist, dass die Streuung und somit die Unschärfe zunehmen, und dass das Stimulationslicht immer schlechter in die hinteren Bereiche der Speicherfolie vordringen kann. Diese Nachteile bewirken ein Maximum an möglicher Röntgenabsorption von 20-30% (17-20).

Strukturierte Speicherfolie (NIP)

In den letzten Jahren kam es schrittweise zu einer Optimierung der Technologie von Speicherleuchtstofffolien. Ziel war es, die Speicher- und somit auch die Leistungsfähigkeit der Leuchtstoffe zu verbessern. Ansatzpunkt war zum einen eine Veränderung der chemischen Zusammensetzung oder alternativ dazu eine Veränderung der elektronenmikroskopischen Struktur der zum Einsatz kommenden Phosphorkristalle.

Die $BaFBr_{1-x}I_x:Eu^{2+}$-Speicherfolien heben sich durch die Eigenschaften ihrer Kristalle hervor, welche eine sehr hohe Speicherkapazität und eine gute Röntgenabsorption besitzen. Der Nachteil ist jedoch, dass sich diese Kristalle nicht in eine geordnete Struktur bringen lassen, da die Kristalle sehr leicht zum Zerfall neigen. $RbBr:TI^{+}$-Folien besitzen im Gegensatz zu $BaFBr_{1-x}I_x:Eu^{2+}$ eine niedrigere Röntgenabsorption, dafür aber eine vereinfachte chemische und eine stabilere Zusammensetzung, die mühelos eine Umwandlung in eine geordnete Nadelstruktur ermöglicht. Aus diesem Grund wurden andere Detektormaterialien erprobt und schließlich entwickelt, welche die Vorteile der beiden oben genannten Verbindungen vereinen.

Nadelförmig angeordnete, auf CsBr:A basierende Speicherfolien (Needle Image Plate /NIP), besitzen mehrere Vorteile. Aufgrund der Optimierung der chemisch- und physikalischen Eigenschaften der Leuchtstoffe wird kein Bindemittel mehr in der aktiven Schicht benötigt. Dadurch wird der Füllgrad der Kristalle in der Speicherplatte erhöht. Somit kann die Schichtdicke der Speicherfolien ohne Verlust der Bildqualität deutlich erhöht werden. Dies hat eine Erhöhung der Röntgenabsorption, eine Reduktion der Lichtstreuung, ein effizienteres Auslesen, aber vor allem eine Verbesserung der Quanteneffizienz (DQE) zur Folge (9,14,17). Die DQE einer auf CsBr:A basierenden Speicherfolie ist ungefähr 1.5-mal höher als die DQE einer $BaFBr_{1-x}I_x:Eu^{2+}$-Speicherfolie. Das bedeutet, dass strukturierte Platten nochmals einer eine höhere Röntgenabsorption bei gleicher Schichtdicke aufweisen als unstrukturierte Platten.

Zum anderen sorgt die nadelförmige Struktur dafür, dass

- die Lichtausbreitung in lateraler Richtung minimiert wird,
- die emittierten Lichtanteile auf dem kürzesten Weg zum Photodetektor geleitet werden und
- das zur Stimulation benötigte Laserlicht gebündelt wird und bis tief in die hintersten Bereiche der aktiven Schicht gelangt.

Die benötigte Stimulationsenergie beträgt 5µJ/mm² für CsBr:A-Folien gegenüber 15µJ/mm² für $BaFBr_{1-x}I_x:Eu^{2+}$-Folien. Diese niedrige Stimulationsenergie erlaubt eine genauere, längere und tiefere Auslesung. So können die gebildeten Speicherzentren über die gesamte Schichtdicke, ob mehr oberflächlich oder mehr in der Tiefe liegend, gleich präzise und intensiv ausgelesen werden. Durch die reduzierte Lichtstreuung wird die Unschärfe vermindert (17,19, 20-22).

2.3.2. Ausleseverfahren bei DLR-Systemen

In diesem Kapitel werden der bisher im täglichen klinischen Alltag zum Einsatz kommende Flying-spot-Scanner und der neu entwickelte Zeilenscanner, der statt sequenziell nun (Zeilen-) parallel ausliest, vorgestellt.

Flying-spot-Scanner

Nach der Belichtung der Speicherfolie erfolgt der Ausleseprozess. Dabei fungiert die Speicherfolie nur als Röntgendetektor, für den Auslesevorgang wird ein zusätzlicher Scanner benötigt. Bei den herkömmlichen unstrukturierten Speicherfolien wird ein sog. Flying-Spot-Scanner verwendet (Abb.2.6).

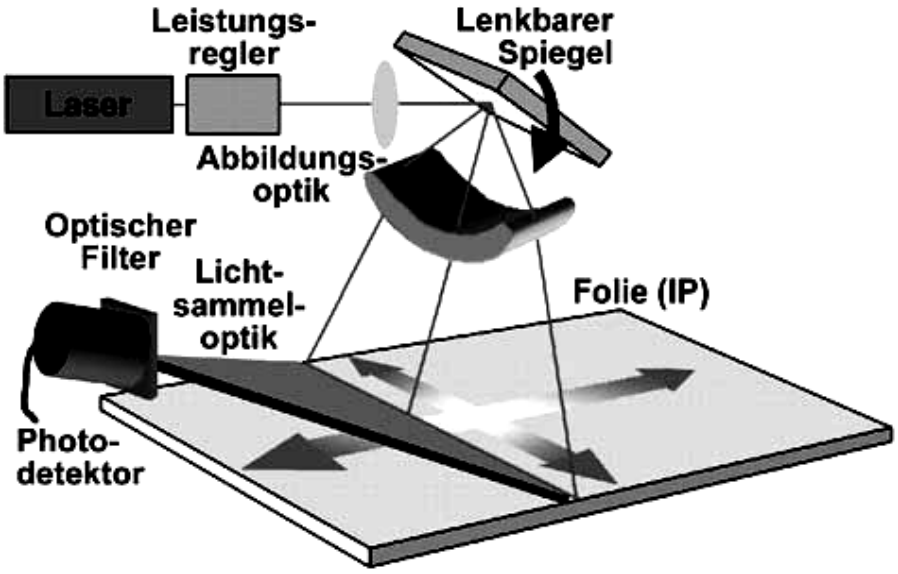


Abb.2.6. Aufbau eines Flying-Spot-Scanner: der zur Stimulierung benutzte Laserstrahl von konstanter Intensität wird von einem lenkbarem Spiegel über eine Bildzeile der IP bewegt, während die IP in senkrechter Richtung transportiert wird. Das emittierte Licht wird gesammelt, von einem Photodetektor in ein elektronisches Signal umgewandelt, aus Fasbender et al. (17)

Dieser Flying-spot-Scanner setzt sich aus mehreren Komponenten zusammen, die schrittweise dazu beitragen, das durch Röntgenbelichtung in der Folie gespeicherte Bild auszulesen und in ein digitales Bild umzuwandeln.

Den Anfang des Ausleseprozesses nimmt ein fokussierter Laserstrahl mit einem dahinter geschalteten Leistungsregler ein, dessen Aufgabe es ist, die Intensität des Laserstrahles konstant zu halten. Vom Leistungsregler aus wird der zu Stimulierung benutzte Laserstrahl zunächst auf einen oder mehrere bewegliche Spiegel gerichtet. Durch diesen Spiegel wird der Laserstrahl so gebrochen, dass er in fast senkrechter Richtung auf die Folie auftrifft und über die Folie hin und her geführt wird. Dabei wird die Leuchtstoffschicht der Folie Punkt für Punkt stimuliert und dazu angeregt, einen Teil ihrer bereits durch Röntgenbelichtung gespeicherten Energie in Form von blauem Licht zu emittieren. Man spricht hierbei von der photostimulierten Lumineszenz.
Das emittierte Licht wird nun mit einer Lichtsammeloptik gesammelt und durch ein Laserlicht blockierendes optisches Filter weiter an einen Photodetektor geleitet. Auf diese Art und Weise soll eine Interferenz des Lasers mit dem emittierten Licht umgangen werden. Das nun dem Photodetektor zugeführte Licht wird ortsgetreu erfasst. Mit Hilfe eines Photomultipliers wird der Elektronenfluss verstärkt und gemessen. Je nach Intensität des emittierten Lichtes entstehen unterschiedlich starke Signale, die sich zusammen mit der Koordination des Laserlichtpunktes auf der Folie zu einem analogen, latenten Bild zusammensetzen. Schließlich entsteht das endgültige Bild nach Digitalisierung der Signale mit Hilfe eines Analog- Digital- Wandler. Das entstandene Bild selber muss danach noch im System nachverarbeitet werden und kann dann entweder ausgedruckt oder am Monitor betrachtet werden. Zusätzlich kann das Bild elektronisch dauerhaft gespeichert werden. Nach erfolgtem Ausleseprozess wird die Folie regeneriert: die noch in der strahlungsempfindlichen Schicht gespeicherte, nicht ausgelesene Energie wird mit Hilfe von weißem Licht freigesetzt und so vollständig gelöscht. Dadurch ist die Speicherfolie wieder für die nächste Belichtung bereit. Die Dauer des Scanvorganges mit einem Flying-Spot-Scanner beträgt ca. 45 Sekunden (17,20).
Die Intensität des emittierten Lichts, d.h. wie viel der gespeicherten Röntgeninformation in den Folien ausgelesen werden kann, hängt dabei von verschiedenen Faktoren ab: erstens von der chemischen und physikalischen Zusammensetzung der Speicherfolie und zweitens von der zugeführten Stimulationsenergie. Diese verhält sich proportional zur Laserintensität und zur jeweiligen örtlichen Verweildauer des Lasers, was bedeutet, dass eine längere Verweildauer des Lasers auf einem Punkt in einem höheren Signal resultiert.

Die Weiterentwicklung der DLR-Technologie bestand in erster Linie in der Minimierung der Baugröße. Da nun aber der Flying-Spot-Scanner aus zahlreichen Einzelkomponenten aufgebaut

ist, besteht für die Herstellung eines Scanners immer eine gewisse Mindestgröße, die nicht unterschritten werden kann.
Neben der Größe gab jedoch vor allem die so genannte Nachleuchtzeit der Speicherfolie Anlass für die Entwicklung eines neuen Scansystems. Die Speicherkristalle emittieren nach der erfolgten Laserstimulation noch für eine kurze, vom jeweiligen Material abhängige Zeit weiter Licht. Dies hat zur Folge, dass sich somit zu dem für die Bildinformation nötigen emittierten Licht noch das Licht aus der Nachleuchtzeit addiert. Dieses Licht enthält jedoch keine zusätzlichen Bildinformationen, stellt einen Störfaktor dar und führt folglich zu einem Schärfeverlust. Um diesen zu eliminieren, ist entweder eine längere Verweildauer des Laserstrahls auf einem Punkt nötig oder eine Erniedrigung der Lasergeschwindigkeit. Denn eine kürzere Verweildauer bedeutet, dass auch weniger Signal gesammelt werden kann. Dies kann durch eine höhere Laserintensität ausgeglichen werden, hat jedoch einen Verlust der Bildschärfe zur Folge (16,17,23,24).

Zeilenscanner

Der Zeilenscanner (Abb.2.7) ist ähnlich dem Flying-Spot-Scanner aufgebaut, nur mit der Ausnahme, dass er keinen Spiegel mehr benötigt. Dadurch konnte die Baugröße entscheidend minimiert werden.

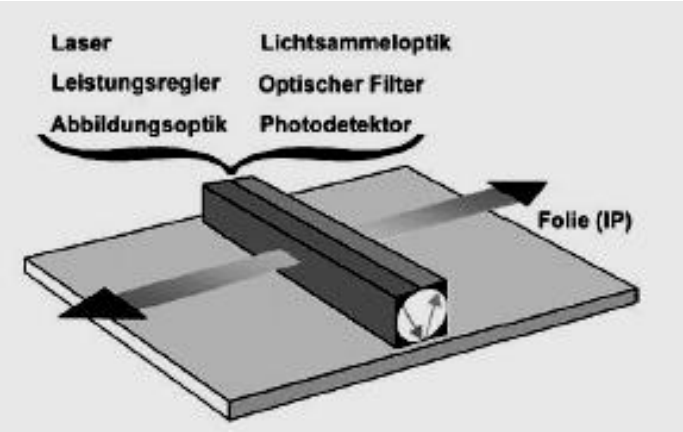


Abb.2.7. Zeilenscanner: Alle Komponenten (bis auf den nicht mehr notwendigen Spiegel) sind jetzt in einem kompakten Scankopf integriert, aus Fasbender et al. (17)

Die jeweiligen Einzelkomponenten sind in einem so genannten Scankopf (scanhead) integriert worden. Der jedoch wichtigste Unterschied zwischen dem Flying-Spot- und dem Zeilenscanner

ist die Art und Weise des Abtastverfahrens. Der Laserstrahl stimuliert die Leuchtstoffschicht der Folie nicht mehr punktweise, sondern eine ganze Zeile von Bildpunkten wird simultan stimuliert. Das hat den Vorteil, dass der Laser nun länger auf ein und demselben Punkt verweilt und so mehr Information aus der Folie ausgelesen werden kann. Des Weiteren wird der IP-Nachleuchteffekt beim Zeilenscanner deutlich vermindert, weil die Verweildauer des Lasers an jedem einzelnen Punkt proportional jetzt um mehrere Größenordnungen länger ist, als die Nachleuchtzeit des Leuchtstoffes.
Genauso wie beim Flying-Spot-Scanner benötigt auch der Zeilenscanner eine Lichtquelle (Abb.2.8). Diese besteht aus vielen kleinen Laserdioden mit einer Optik, die eine gleichmäßige, feine Linie auf der Speicherleuchtstofffolie produzieren (17,21,23).

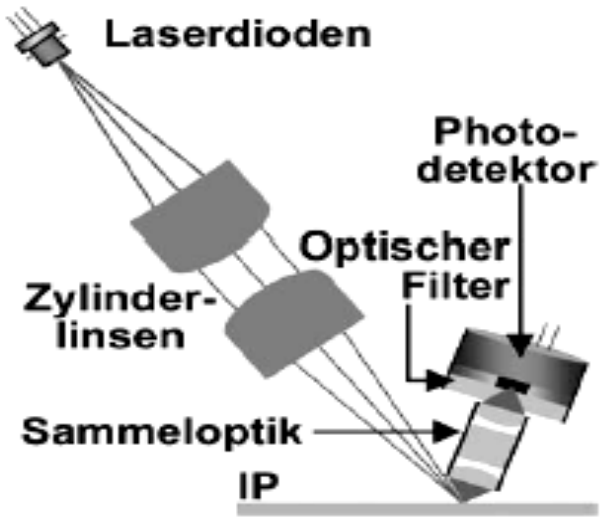


Abb.2.8. Querschnitt durch einen Zeilenscanner. Die Lichtquelle (Laserdioden) ist auf der linken Seite und die Komponenten zur Lichtsammlung, Detektion und Umwandlung zu einem elektronischen Signal sind auf der rechten Seite, aus Fasbender et al. (17)

Das anschließend emittierte blaue Licht von der Folie wird von einer dicht an der Oberfläche lokalisierten Lichtsammeloptik erfasst und durch ein optisches Filter zu einer breiten Reihe von Photodetektoren weitergeleitet. Hier wird das blaue Licht in ein elektronisches Signal umgewandelt, welches anschließend gemessen und quantisiert wird, um schließlich mit Hilfe eines A/D-Wandlers in ein digitales Bild umgewandelt zu werden. Im Vergleich zum Flying-Spot-Scanner beträgt die Dauer des Scanvorganges mit dem Zeilenscanner nur noch ca. 10 Sekunden (17,20).

2.3.3. Digitale Radiographie mit Flachbettdetektor (FD)

Flachbettdetektoren haben sich in den letzten Jahren etabliert und ersetzen im klinischen Alltag zunehmend die Film-Folien- und die Speicherfoliensysteme. Flachdetektoren stellen ein digitales Radiographiesystem dar, in dem die Speicher- und Ausleseeinheit integriert sind, so dass sie auch als Direktradiographie (DR) bezeichnet werden.

Dabei handelt es sich bei dem in dieser Arbeit verwendetem FD um großflächige Halbleitermatrixelemente von flächig angeordneten Kondensatoren und Dünnschichttransistoren (sog. TFT-Array = thin film transistor) aus amorphem Silizium mit einer hohen Empfindlichkeit für Röntgenstrahlung (16,24-26).

Es werden 2 verschiedene Typen an Flachdetektoren unterschieden:

1. Systeme mit direkter Konversion und
2. Systeme mit indirekter Konversion.

Bei einem Flachdetektor mit *direkter* Konversion werden die einfallenden Röntgenstrahlen ohne Umwege, das heißt direkt mit Hilfe eines Photoleiters in elektrische Ladung umgewandelt und anschließend mit einem TFT Array ausgelesen (24).

Am weitesten verbreitet sind *indirekte* Flachbettdetektoren, so dass diese hier näher beleuchtet werden (Abb.2.9).

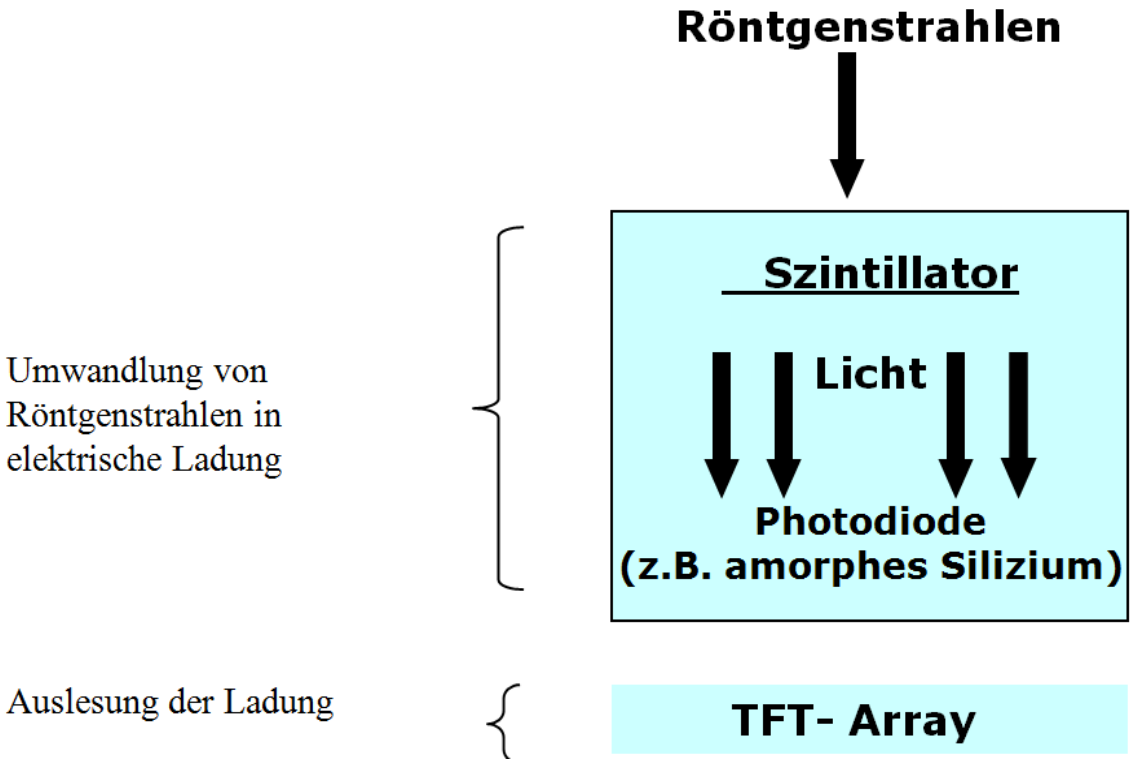


Abb.2.9. Indirektes Flachdetektorsystem: an einen Szintillator zur Konversion von Röntgenstrahlung in Licht ist eine Photodiode zur Konversion des Lichtes in elektrische Ladung und ein TFT- Array zur Auslesung der Ladung gekoppelt, aus Ludwig et al. (24)

Die *indirekten* Systeme beruhen auf einem zweistufigen Prozess, bei dem zunächst die einfallenden Röntgenquanten in einer Szintillatorschicht in Licht umgewandelt werden, das anschließend von einer Detektorschicht registriert und in elektrischen Strom umgewandelt wird. Als Szintillatormaterial kommen unter anderem Gadoliniumoxidsulfid (Gd_2O_2S) oder häufiger Cäsiumjodid (CsJ) zum Einsatz (27).

Die Szintillatorschicht ist aus einzelnen Kristallen aufgebaut, die in Form von Nadeln mit einem Durchmesser von 5-10 µm aufgebaut sind. Diese nadelförmigen Kristalle sind senkrecht zur Detektoroberfläche angeordnet und wirken wie ein Lichtleiter während der Konversion der Röntgenquanten. Die Folge ist ein gerichteter Lichtransport von der Szintillatorschicht zur Detektorschicht mit nur geringer Streuung. Die Reduktion der Lichtstreuung ermöglicht die Verwendung einer dickeren Szintillatorschicht und somit eine verbesserte Röntgenquantenausnutzung. Der Aufbau der Szintillatorschicht ist analog zu dem der oben beschriebenen strukturierten Speicherfolie (NIP) (16,24-26,28,29).

Die zweite Stufe der *indirekten* Konversion stellen die an die Szintillatorschicht gekoppelten lichtsensitiven Photodioden dar, welche aus amorphem Silizium bestehen und das Licht in elektrische Signale transformieren. Beide Stufen sind weitgehend unabhängig voneinander, so dass ein separater Eingriff auf den jeweiligen Prozess und eine eventuelle Optimierung möglich sind. Beim letzten Prozessschritt der *indirekten* Systeme kommt es wie bei den *direkten* Systemen zur Speicherung und Auslesung der elektrischen Signale durch ein TFT-Array (Abb.2.10) mit anschließender Bildnachverarbeitung, um den Kontrast für die Details zu verbessern (26).

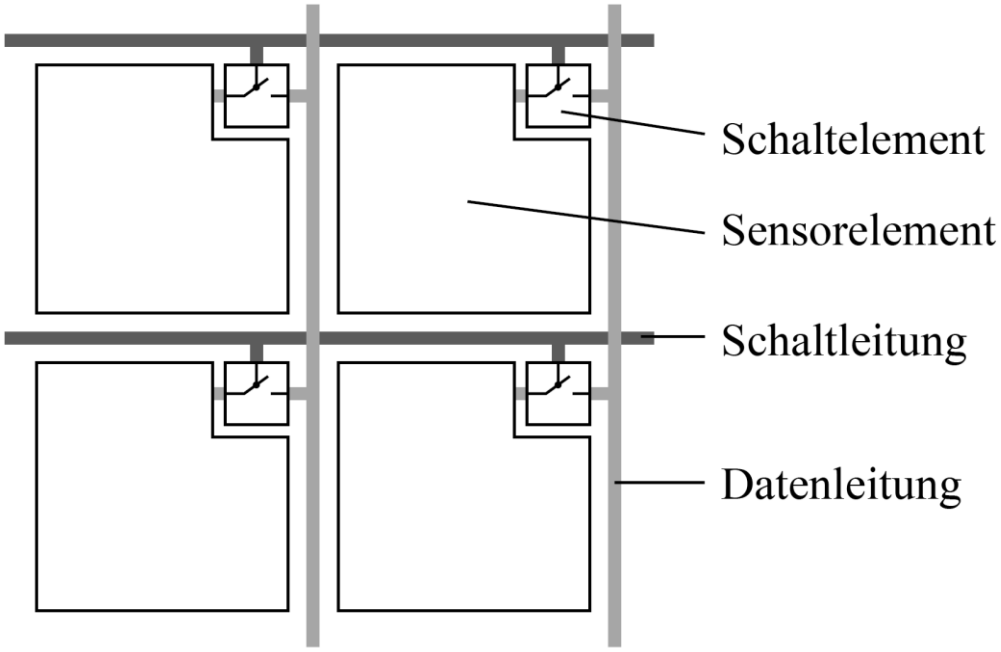


Abb.2.10. Schematische Darstellung des Aufbaus eines TFT- Arrays, aus Ludwig et al. (24)

Die Kondensatoren übernehmen die Aufgabe der Speicherung der freigesetzten Elektronen, wogegen die Dünnschichttransistoren als Schaltelemente für eine gezielte Auslesung der elektrischen Ladung dienen. Jeder Bildpunkt (=Pixel) ist aus einem Kondensator und einem Dünnschichttransistor eines TFT-Arrays aufgebaut. Jedes Pixel ist verbunden mit Schalt- und Datenleitungen, die wiederum am Rand der Detektoroberfläche mit einer entsprechenden Ansteuerungs- bzw. Auslese-Elektronik verbunden sind. Diese Zusammenarbeit ermöglicht eine präzise und schnelle Auslesung. Zuletzt werden die elektrischen Signale quantifiziert und einem Analog-Digital-Wandler zugeführt. Der Scanvorgang mit dem FD hat eine Dauer von ca. 5 Sekunden (24,25).

2.3.4. Bilddigitalisierung

Alle Verfahren der digitalen Radiographie wandeln das Röntgenstrahlenrelief durch einen Detektor in ein elektrisches Signal um, welches wiederum einem Analog-Digital Konverter zur Auslesung zugeführt wird. Dieser wandelt die einzelnen Bildinformationen in binäre Zahlen um, damit es im Anschluss an einem Computersystem weiter verarbeitet werden kann. Das heißt, dass der A/D-Wandler für jeden Bildpunkt (Pixel) einen Zahlenwert erzeugt, der die detektierte Intensität bzw. einen Graustufenwert wiedergibt. Aufgrund der Einfachheit der elektronischen Bearbeitung werden für diese Rechenoperationen die Dualzahlen 1 und 0, welche die Basis des Dual- oder binären Systems darstellen, verwendet. Die Binärzahl 1 oder 0 stellen die kleinstmöglichste Informationseinheit dar und wird mit „Binary Digit“ bzw. bit bezeichnet. Eine Grundeinheit besteht aus einer Länge von 8 bit (b), welche auch als 1 Byte (B) bezeichnet wird.

Um bei der Digitalisierung des Bildes die örtliche Zuordnung jeder einzelner Bildinformationen zu ermöglichen, wird ein Raster über das Bild gelegt und jeweils in Zeilen (horizontal) und Spalten (vertikal) zerlegt. Ein Kästchen diese Bildmatrix wird als Bildpunkt oder Pixel bezeichnet. Jedes Pixel kann somit durch eine Zeilen- und eine Spaltennummer (sogenannte Adresse) identifiziert werden. Mit zunehmender Bildpunktzahl und abnehmbarer Bildpunktgröße verbessert sich die Ortsauflösung bzw. Detailerkennbarkeit im digitalisierten Bild (Abb.2.11).
Die Graustufenwerte heißen auch Bittiefe, Speichertiefe oder Digitalisierungstiefe. Je größer die Bittiefe ist, umso genauer ist die Bilddarstellung. Für die Wiedergabe von 256 Graustufen werden 8 bits benötigt. Die Speichertiefe wird auch als dynamischer Bereich bezeichnet. Der dynamische Bereich stellt den Bildbereich zwischen dem noch differenzierbaren hellsten und dunkelsten Punkt dar. Die Zahl der notwendigen Bittiefe hängt vom Dynamikbereich und vom Bildrauschen eines Bildes ab (9,12,30,31).

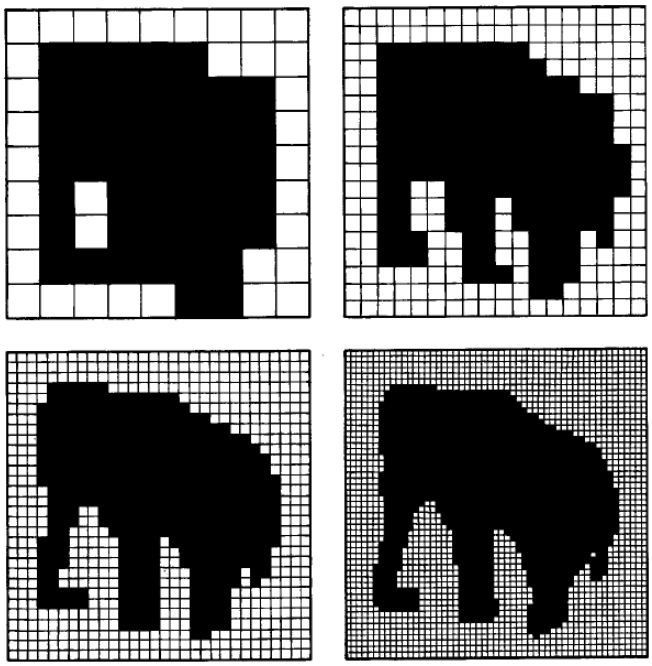


Abb.2.11. Darstellung eines Mammuts mit verschiedenen Bildelementen im Schwarzweißbild ohne Grauabstufung. Bei zunehmenden Bildelementen verbessert sich die Darstellung des Objektes, aus Laubenberger et al. (12)

2.3.5. Abbildungseigenschaften der digitalen Systeme

Die Leistungsfähigkeit und somit die Bildqualität der verschiedenen digitalen Systeme werden beurteilt durch folgende Kriterien (12,16,32):

- Ortsauflösung,
- Dynamikbereich,
- Detective Quantum Efficiency (DQE),
- Modulationsübertragungsfunktion (MÜF)/ Modulationstransferfunktion (MTF).

Ortsauflösung

Die Ortsauflösung wird auch als Nyquist-Grenzfrequenz (Lp/mm) bezeichnet. Sie entspricht dem maximalen Auflösungsvermögen eines Radiographiesystems und ist definiert als der kleinste Abstand, bei dem zwei Objekte noch getrennt dargestellt werden können. Üblicherweise ist die Darstellung der Ortsauflösung mit einem Bleistrichraster. Die Ortsauflösung ist abhängig von der Pixelgröße des bilderzeugenden Systems (9,16,32):

- Unstrukturierte Speicherfolien haben eine Pixelgröße von 200µm mit einer Ortsauflösung von 2.5 Linienpaaren/mm.
- Festkörperdetektoren besitzen eine Pixelgröße von 140µm (Trixell), 160µm (Canon), 169µm (Swissray, CCD- System) und 200 µm (General Electric Revolution XQ/ i& XR/d), so dass sich hier eine durchschnittliche Ortsauflösung zwischen 2.5 und 3.5 Linienpaaren/mm ergibt.
- Die Ortsauflösung für digitale Mammographie beträgt 5-6 Linienpaare/mm.

Mit zunehmender Bildpunktzahl und abnehmbarer Bildpunktgröße verbessert sich die Ortsauflösung.

Das Abtasttheorem besagt, dass bei einer Pixelgröße a die maximal übertragbare Frequenz 1/2a ist. Dies führt z.B. bei einer Pixelgröße von 0.25 mm zu einer Grenzfrequenz (Nyquist-Grenze) von 2 Lp/mm. Wird diese Grenze bei einer Strichrasteraufnahme überschritten, kommt es zur Überlagerung von Moiré-Mustern (auch Aliasing Effekt genannt). Dies hat einen Verlust von Details zur Folge und dadurch eine Verminderung der Bildqualität (9,15,32).

Dynamikbereich

Der Dynamikbereich stellt den Dosisbereich, der ohne Verlust an Bildinformation in digitale Signale umsetzbar ist (Abb.2.12). Während digitale Systeme sich durch einen linearen Zusammenhang zwischen Dosis und Signalstärke im gesamten Dynamikbereich auszeichnen, sind bei konventionellen Filmen durch die S-förmige Gradationskurve Absorptionsunterschiede nur in einem engen Dynamikbereich darstellbar. Das bedeutet, dass konventionelle Filme nur eine geringe Toleranz besitzen für eine Über- bzw. Unterbelichtung. Dies hat entweder eine überflüssige Röntgenexposition mit einer Wiederholungsaufnahme oder eine schlechte Bildqualität zur Folge. Ein großer Dynamikbereich wie bei dem digitalen Detektoren führt zu einem größeren Belichtungsspielraum (Verminderung der Wiederholungsaufnahmen) und ermöglicht die gleichzeitige Darstellung großer Absorptionsunterschiede in einer Aufnahme (z.B. Knochen, Weichteilgewebe), was durch die Einsparung von Spezialaufnahmen zu einer Reduktion der Dosis führt (9,16,32).

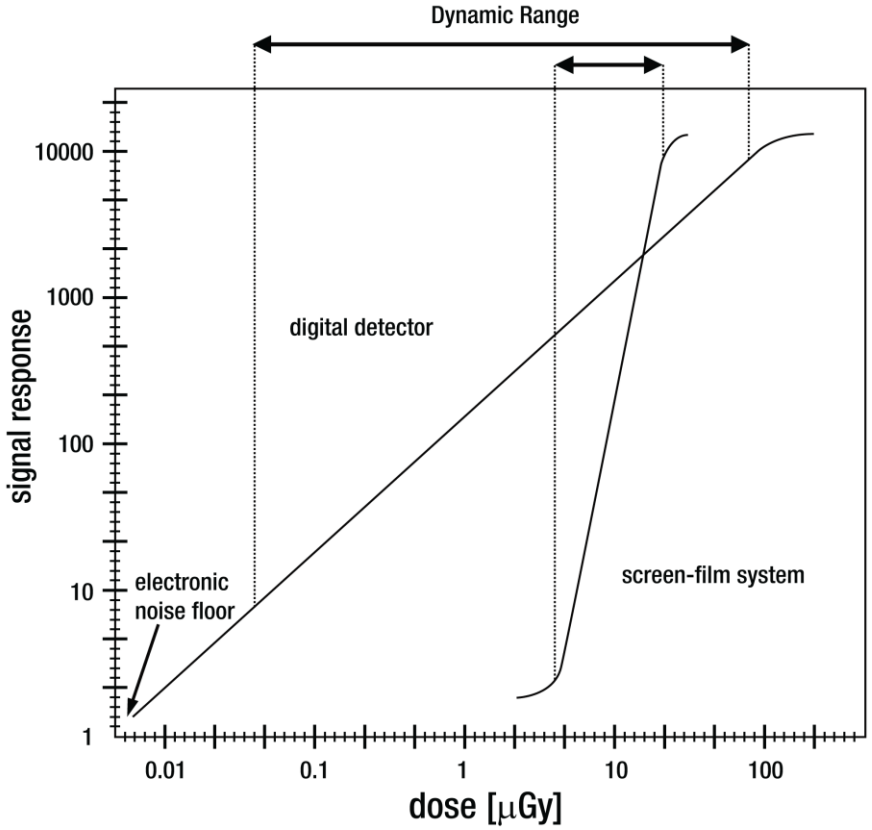


Abb.2.12. Graphische Darstellung des Dynamikbereiches eines Flachdetektorsystems im Vergleich zu einem Film-Folien-System, aus Körner et al. (16)

Detective Quantum Efficiency (DQE)

Die DQE (Detective Quantum Efficiency) stellt indirekt ein Maß für die Bildqualität dar. Die DQE entspricht dem Wirkungsgrad eines (digitalen) Detektors, ist also ein Maß dafür, wie effizient ein Detektor eintreffende Röntgenstrahlen in ein verwertbares Bildsignal konvertieren kann (17,24). Sie errechnet sich aus dem Quotienten der Signal-/Rauschverhältnisse (SRV) am Ausgang und am Eingang eines Detektors (16,26,33,34):

$$DQE = \frac{\left(\frac{\text{Signal}}{\text{Rausch}}\right)^2 \text{ am Ausgang}}{\left(\frac{\text{Signal}}{\text{Rausch}}\right)^2 \text{ am Eingang}}$$

Eine Verbesserung der DQE kann, abgeleitet von der Formel, durch Erhöhung des SRV am Ausgang oder durch eine Verringerung des SRV am Eingang des Systems bewirkt werden (34-36). Der ideale Detektor hat einen DQE-Wert von 1 (100%) (37). Die DQE ist abhängig von

der Strahlenart, der Ortsfrequenz, der Modulationstransferfunktion (MTF) und vom verwendeten Detektormaterial (Abb.2.13). Ein weiterer wichtiger Faktor stellt die Strahlenhärte dar (17,37).

Ein hoher DQE-Wert ist Voraussetzung für eine potentielle Dosis-Reduktion ohne Verluste hinsichtlich der Bildqualität. Jedoch kann ein hoher DQE-Wert bei gleich bleibender Strahlendosis auch zu einer Steigerung der Bildqualität genutzt werden (36). Mehrere Studien haben gezeigt, dass eine signifikante Dosisreduktion bei FD im Vergleich zu Speicherfolien-Systemen in verschiedenen klinischen Untersuchungsgebieten möglich ist, vor allem aber bei Extremitäten- und Thoraxaufnahmen (38,39).

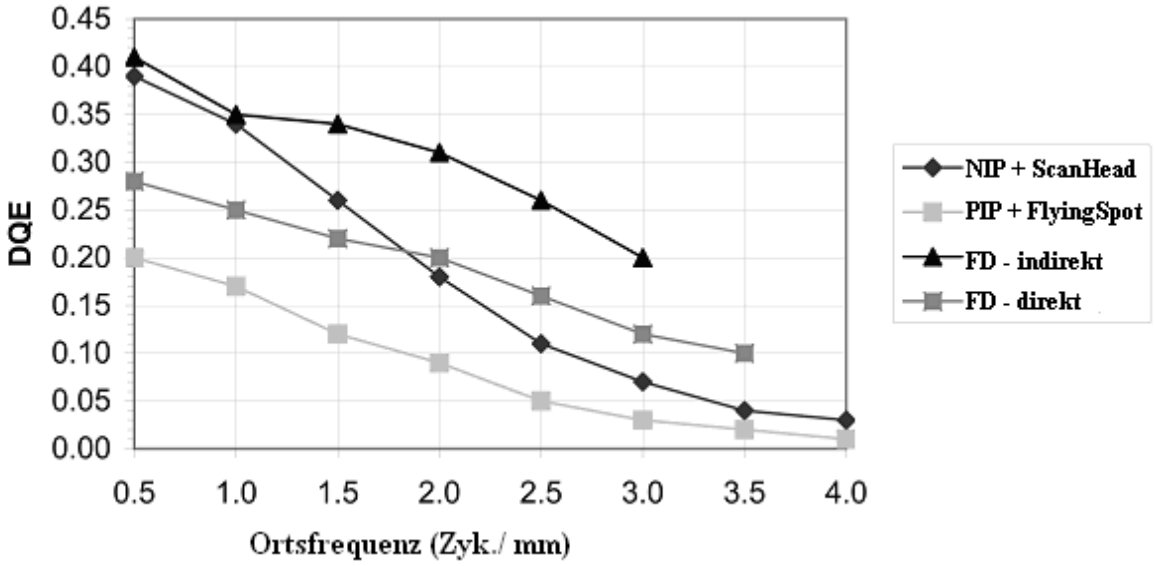


Abb.2.13. DQE verschiedener CR- und DR-Systeme, aus Körner et al. (16)

1. NIP in Kombination mit einem Zeilenscanner (MD5.0/DX-S, Agfa-Gevaert, Belgium)
2. PIP in Kombination mit einem Flying Spot- Scanner (MD40/ADC Compact, Agfa)
3. FD- indirekt: CsI-basierter indirekter Flachdetektor (Pixium 4600, Trixell, France)
4. FD- direkt: Selen-basierter direkter Flachdetektor (DR 9000, Kodak, USA)

In den letzten Jahren haben sich verschiedene Methoden zur Messung der DQE etabliert, da es bis zu diesem Zeitpunkt erschwert, wenn nicht unmöglich war, diese zu messen und miteinander zu vergleichen. Im Jahre 2003 wurde der IEC62220-1 Standard eingeführt, um die DQE- Messung zu standardisieren und einen Vergleich zu ermöglichen (24,35,37). Im klinischen Gebrauch ist der DQE- Wert von digitalen Detektoren limitiert auf ein Maximum von ca. 0,45 bei einer Ortsfrequenz von 0.5 Lp/mm.

Modulationstransferfunktion (MTF)/ Modulationsübertragungsfunktion (MÜF)

Die Erzeugung und die Qualität eines Röntgenbildes werden von verschiedenen Komponenten beeinflusst, z.B. von dem verwendeten Abbildungssystem, dem Brennfleck, der Qualität und des Aufbaus eines Films und dem Betrachtungssystem. Jede einzelne dieser Komponenten bewirkt einen Informationsverlust und somit eine Abnahme der Bildqualität. Um das Zusammenwirken dieser Einflussgrößen einheitlich beschreiben zu können, wurde die Modulationstransferfunktion (MTF) eingeführt:

$$MTF = \frac{\mathbf{Kontrast}(f)_{Ausgang}}{\mathbf{Kontrast}(f)_{Eingang}}$$

Die MTF beschreibt, wie stark das Ausgangssignal bei einer definierten Ortfrequenz f (Linienpaare/mm) gegenüber dem Eingangssignal reduziert wird (34,35). Das Optimum stellt eine MTF von 1 (100%) dar, das einer maximal möglichen Kontrastdarstellung entspricht. Da die medizinisch relevanten Detail in einem Bereich zwischen 0 und 2 Lp/nm liegen, sollte die MTF in diesem Bereich möglichst hoch sein (69). Wenn die Objekte einen hohen Kontrast aufweisen, heben sie sich deutlich von ihrer Umgebung ab. In mehrstufigen Abbildungssystemen setzt sich die MTF des Gesamtsystems zusammen aus der Multiplikation der MTF der einzelnen Komponenten (16,32,34,35,40).

2.3.6. Bildnachverarbeitung

Nach der Belichtung und dem Ausleseprozess eines digitalen Detektors erfolgt die Bildnachverarbeitung. Ungeachtet der Art des verwendeten digitalen Röntgensystems müssen die Rohbilder von allen digitalen Systemen nach der Digitalisierung mit einer herstellerspezifischen Software weiter verarbeitet werden. Dieser Vorgang wird als Bildnachverarbeitung oder post-processing (Abb.2.14) bezeichnet und findet in aller Regel semiautomatisch statt. Die Bildnachverarbeitung ist einer der Hauptbestandteile der digitalen Systeme, da sie einen großen Einfluss auf das endgültige Erscheinungsbild und somit die diagnostische Qualität des Bildes nimmt.
Hierbei durchlaufen die Rohdaten zuerst eine Fehlerkorrektur, bei der jene Pixel, die entweder fehlerhaft gespeichert oder nicht korrekt ausgelesen wurden, erkannt und durch einen Mittelwert aus umgebenden, korrekt ausgelesenen Pixeln ersetzt werden. Danach folgt eine

Histogrammanalyse, die eine Differenzierung zwischen Direktstrahlung, Streustrahlung und Strahlung, die tatsächlich zur diagnostischen Bildinformation beiträgt, ermöglicht. Den letzten Schritt der Bildnachverarbeitung stellt die Multifrequenzfilterung (z.B. multiscale image contrast amplification, MUSICA von Agfa, UNIQUE von Philips; multiobjective frequency processing, MFP von Fuji) dar. Diese dient der Kontrastanhebung, vor allem der kleinen Details, unter Berücksichtigung des Ausgangskontrastes und der Größe des betreffenden Objektes und der nachträglichen Verbesserung der Modulationstransferfunktion (MTF). In der DR tragen die hohe Nyquist-Frequenz bei kleiner Pixelgröße und die gute DQE dazu bei, dass die Detail- und Ortsauflösung keine Limitation darstellen. Die Bildnachverarbeitungssoftware ist auf den jeweiligen Detektor optimiert und herstellerseitg gebunden, so dass ein alleiniger Austausch der Software nicht möglich ist (24,35).

1 2 3 4

Abb.2.14. Beispiele für das post-processing. Bild Nummer 1 stellt die initial gewonnenen Rohdaten ohne Bildnachverarbeitung dar. Die restlichen drei Bilder sind das Resultat unterschiedlicher digitaler Nachverarbeitung. Eine Kontrastanhebung (Bild 2) hebt anatomische Strukturen hervor, eine Rauschunterdrückung (Bild 3) resultiert in Glättung von unebenen Strukturen, und eine Kantenanhebung (Bild 4) grenzt die feinen Knochenstrukturen schärfer ab.

3. ZIELSETZUNG

In den letzten 20 Jahren hat die Entwicklung von Bildaufnahmesystemen in der Radiologie rasante Fortschritte erfahren. In der Projektionsradiographie ist man in den letzten Jahren von den anfangs verwendeten analogen Film-Folien-Systemen immer mehr zu digitalen bildgebenden Systemen übergegangen. Mit der Einführung der digitalen Subtraktionsangiographie (DSA) im Jahre 1978, bei der die digitale Verfügbarkeit der Bilder und die rechnergestützte Weiterverarbeitung eine wichtige Vorraussetzung waren, begann das digitale Zeitalter der Radiologie (32,41,42). Die digitale Lumineszenzradiographie unter Verwendung von Speicherfolien (DLR) bietet einige Vorteile gegenüber der analogen Film-Folien-Radiographie. So können beispielsweise unter anderem die Aufnahmen praktisch zeitlich unbegrenzt digital archiviert werden, es bestehen zahlreiche Nachverarbeitungsmöglichkeiten und die Möglichkeit einer sofortigen Befundung am Monitor. Zudem bedeutet eine sofortige Zugriffsmöglichkeit auf die archivierten Bilder eine Zeitersparnis und ermöglicht dem radiologisch tätigen Personal ein effizienteres Arbeiten (32). In den 90er Jahren wurden Festkörperdetektoren (FD= Flachbettdetektoren) vorgestellt, die keine Speicherfolien mehr benötigen, sondern das Röntgenbild direkt erzeugen (DR: Direktradiographie). Die größten Vorteile dieser Technologie sind, neben der vereinfachten Bedienung und der schnelleren Bilderzeugung, der bessere Wirkungsgrad und eine höhere Auflösung mit der daraus resultierenden verbesserten Bildqualität.

Neben der stetigen Forschung und Entwicklung bei den DR-Flachbilddetektoren hat es auch parallel bei den CR-Systemen (Computed Radiography) Neuentwicklungen gegeben. Die chemisch-physikalischen Eigenschaften der Leuchtstoffe der Speicherfolien wurden im Hinblick auf ihre Speicherkapazität so optimiert, dass es bei gleichbleibender Bildqualität eine Reduktion der Strahlenbelastung zur Folge hat (42,43). Dies stellt die strukturierte Speicherfolie (Nadelstrukturfolie, NIP) dar, welche die Vorteile sowohl der DLR als auch der Festkörperdetektortechnologie miteinander verbindet (19). Ziel dieser Dissertation ist die Evaluation der Bildqualität dieses neuen DLR-Systems im Vergleich mit den bisher verwendeten DLR- und Festkörperdetektor-Bildaufnahmesystemen. Zudem soll die Möglichkeit einer Dosisreduktion bei Verwendung der strukturierten Folie im Vergleich zu einer unstrukturierten Folie und einem indirekten Festkörperdetektorsystem für den späteren klinischen Einsatz untersucht werden.

4. MATERIAL UND METHODEN

In diesem Kapitel werden die in unserer Studie verwendeten Präparate, verschiedenen Radiographiesysteme, Röntgengeneratoren und Aufnahmeparameter vorgestellt. Des Weiteren werden die Bildbetrachtung, unsere Bewertungskriterien und die statistische Auswertung veranschaulicht.

4.1. Präparate

Für die Auswertung wurden Aufnahmen von Fußpräparaten angefertigt. Hierfür wurden insgesamt sechs vollständige menschliche Präparate distaler Unterschenkel und Füße von einem anatomischen Institut zur Verfügung gestellt. Von den sechs Präparaten waren vier formalinfixiert, zwei der Präparate wurden unmittelbar nach der Amputation tiefgekühlt. Vor Durchführung der Aufnahmen, die in die Studie eingeschlossen werden sollten, wurden pathologische Befunde ausgeschlossen. Hierunter zählten zum Beispiel grobe Verkalkungen, fehlende Knochen, anatomische Varianten und Fremdkörper, die zu bewertende Strukturen überlagert hätten. Somit konnte eine eindeutige und uneingeschränkte Vergleichbarkeit der einzelnen Aufnahmen untereinander sichergestellt werden.

Die Präparate wurden zwecks besserer Handhabung vor den radiologischen Aufnahmen in Kunststoffsäcke vakuumverpackt. Die hierfür verwendeten Säcke waren strahlendurchlässig und führten nicht zu einer Einschränkung der Bildqualität oder einer Überlagerung der zu beurteilenden Strukturen. Auf den jeweiligen Tüten erfolgte eine zufällige Nummerierung, damit eine Zuordnung der Aufnahmen zum jeweiligen Präparat möglich war.

Zu jedem Zeitpunkt der Untersuchung wurde darauf geachtet, dass die Präparate nur unmittelbar während der Aufnahmen der Raumtemperatur ausgesetzt waren; im Übrigen wurden die Präparate permanent bei -20 ºC tiefgekühlt gelagert. Vor den Aufnahmen wurde eine stärkere Kristallbildung ausgeschlossen, um einen Einfluss auf die Bildqualität zu verhindern. Durch die Verpackungsmaßnahmen und die Tiefkühlung konnte während des gesamten Studienzeitraums eine fortschreitende Zersetzung und Verwesung der Phantome vermieden werden.

4.2. Verwendete Radiographiesysteme

Eine ausführliche Beschreibung des Funktionsprinzips der verwendeten Speicherfolien und Röntgendetektoren erfolgte bereits in der Einleitung (siehe Kapitel 2.3.1 und 2.3.3), weswegen im Folgenden auf eine weitere Darlegung verzichtet wird.

4.2.1. Unstrukturierte Speicherfolie (PIP) und Flying-Spot Scanner

Verwendet wurde eine kommerziell erhältliche fabrikneue Speicherfolie mit Pulverstruktur (MD 40, Hersteller: Fa. Agfa-Gevaert, Belgien) mit einer Größe von 24 x 30 cm. Die Leuchtstoffschicht bestand hierbei aus BaSrFBrI:Eu mit einer typischen Lumineszenz von 400 nm Wellenlänge. Die Ausleseeinheit bestand aus einem ebenfalls handelsüblichen Analog-/Digitalconverter nach dem „flying-spot“ Prinzip mit einer Graustufenauflösung von 12 bit pro Pixel (ADC Compact, Hersteller: Fa. Agfa-Gevaert, Belgien). Die Pixelmatrix dieses Systems war 2380 x 2920 Bildpunkte mit einer Pixelgröße von 114µm.

4.2.2. Flachbettdetektor

Für die Aufnahmen am Flachbettdetektor wurde ein in einen Buckytisch integrierter Detektor verwendet (Axiom Aristos MX, Hersteller: Fa. Siemens, Deutschland). Der hierbei verwendete Detektor (Trixell Pixium, Hersteller: Fa. Trixell, Frankreich) basiert auf Cäsiumiodid und einer Detektorschicht aus amorphem Silizium. Die aktive Matrixfläche betrug 43 x 43 cm mit einer maximalen Matrix von 3000 x 3000 Bildpunkten mit einer Pixelgröße von 143µm. Die Graustufenauflösung dieses Systems betrug 14 bit.

4.2.3. Nadelstrukturspeicherfolie (NIP) und Zeilenscanner

Sowohl bei der verwendeten Speicherfolie als auch bei dem Zeilenscanner handelte es sich um Prototypen der Firma Agfa, die im Wesentlichen der geplanten Serienfertigungsspezifikation entsprachen. Die Pixelgröße dieses Systems betrug 100 µm, die Graustufenauflösung lag bei 14 bit. Die verwendete Kassette hatte eine Größe von 24 x 30 cm. Theoretisch wäre mit dem Zeilenscanner auch ein Auslesen der Speicherfolie mit einer Pixelgröße von 50 µm möglich gewesen, hierauf wurde jedoch im Rahmen dieser Arbeit verzichtet. Den Versuchsaufbau dieses Systems zeigt Abbildung 4.1:

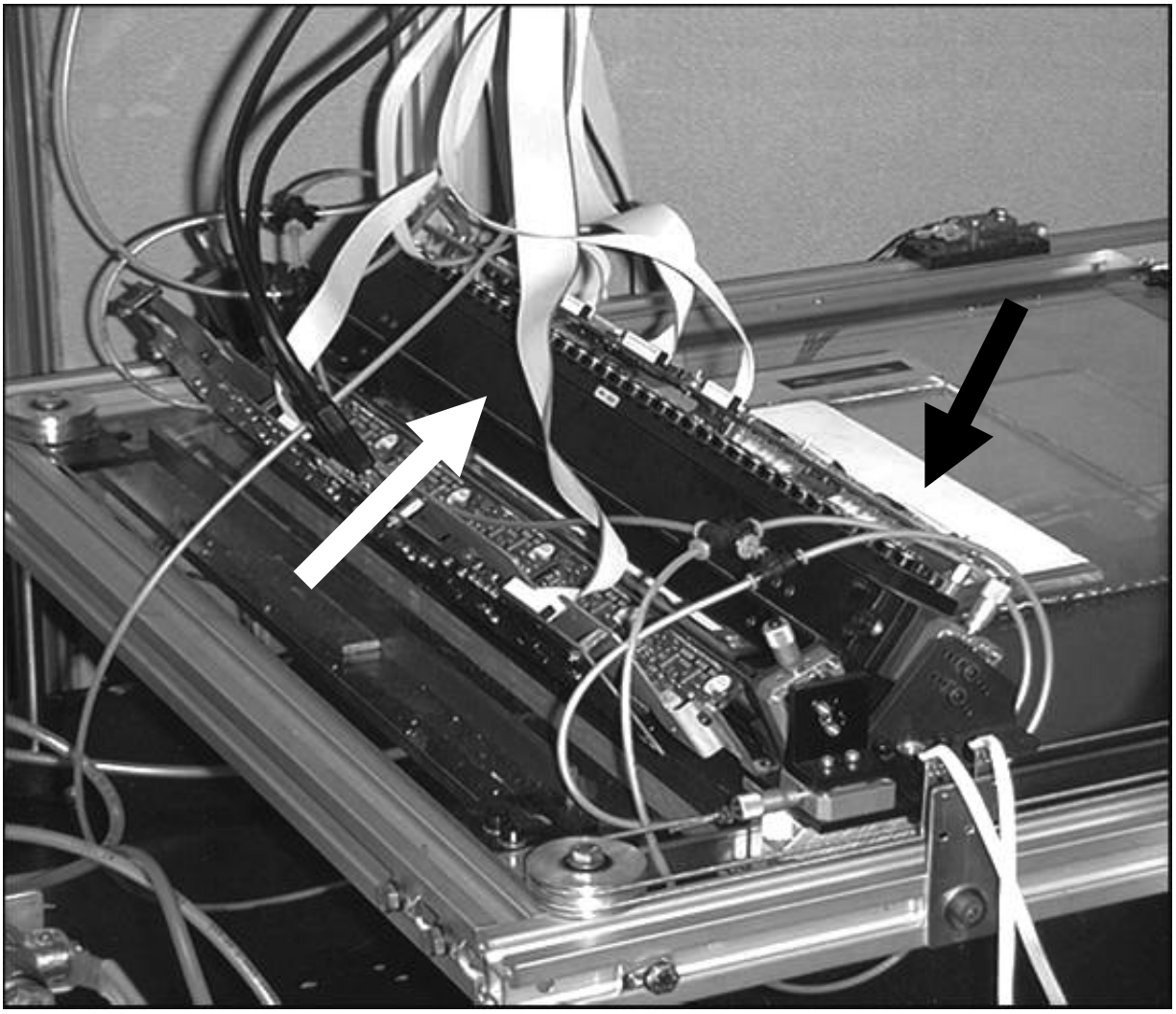


Abb.4.1. Versuchsaufbau des Zeilenscanners. Zu erkennen ist die aus der Kassette entfernte Speicherfolie (schwarzer Pfeil) und die Ausleseoptik (weißer Pfeil). Für den Auslesevorgang musste die Folie noch manuell aus der Kassette entfernt und unter die Ausleseeinheit gelegt werden. Die digitale Weiterverarbeitung der Bilder erfolgte mit einem nicht abgebildeten PC.

4.2.4. Röntgengeneratoren

Insgesamt wurden zwei verschiedene Generatoren für die Aufnahmen verwendet. Für die Bilder des Flachbettdetektor und des herkömmlichen Speicherfolien-/Scannersystem wurde die in die Röntgenanlage integrierte Röhre des oben genannten digitalen Aufnahmeplatzes der Firma Siemens verwendet. Da die Bilder mit dem Prototyp-Nadelspeicherfoliensystem in einem Labor der Firma Agfa-Gevaert aufgenommen wurden, musste der dort installierte Generator (Hersteller: General Medical Merate, Italien) verwendet werden. Vor den

Aufnahmen wurden die Einstellungen beider Systeme bezüglich der erreichten Dosis abgeglichen.

4.2.5. Aufnahmeparameter und Bildverarbeitung

Die Aufnahmeparameter sind in Tabelle 4.1 abgebildet. Für beide Röntgenanlagen wurden die identischen Parameter bzw. Eintrittsdosen eingestellt. Von jedem der sechs Präparate wurde zunächst eine Referenzaufnahme mit einer mittleren Eintrittsdosis von 85 µGy unter Verwendung der herkömmlichen Pulverstruktur-Speicherfolie angefertigt. Im Anschluss wurden von jedem einzelnen Präparat dorso- plantare Aufnahmen (Abb.4.2) mit Eintrittsdosen von 65, 43, 20 und 10 µGy an allen drei Detektoren durchgeführt. Insgesamt wurden somit sechs Referenzbilder und 72 Bilder für den Vergleich hergestellt.

Abb.4.2. Referenzbild eines Präparates, Eintrittsdosis 85 µGy

Die Belichtung wurde manuell anhand des vorher ermittelten Röhrenstrom-Zeit-Produktes eingestellt, auf eine automatische Belichtung wurde verzichtet. Bei allen Aufnahmen wurden die Röhrespannung, der Fokus-Detektor-Abstand und die übrigen Parameter konstant gehalten.

Röhrenspannung [kV]	50
Röhrenstrom-Zeit-Produkt [mAs]	Variabel
Fokus-Detektor-Abstand [cm]	115
Raster	Ø
Zusätzliche Filter	Ø
Fokusgröße [mm]	0,6
Mittlere Oberflächeneintrittsdosis (Standardabweichung) [µGy]	84,91 (± 0,52)*
	65,12 (± 0,97)
	42,55 (± 0,30)
	19,50 (± 0,04)
	9,84 (± 0,08)

Tabelle 4.1. Aufnahmeparameter für beide Röntgengeneratoren.

* = Dosis des Referenzbildes

Des Weiteren wurde versucht, die Präparate für alle Aufnahmen möglichst identisch zu lagern. Hierfür wurden Schraubzwingen und Metallhalterungen verwendet, die außerhalb des Bildfeldes platziert wurden und somit zu keiner Überlagerung der relevanten Strukturen führten.

Die digitale Bildnachverarbeitung musste wegen der unterschiedlichen Softwarelösungen der verschiedenen Hersteller an zwei unterschiedlichen Workstations erfolgen. Die Rohdaten der PIP und NIP Bilder wurden aus den jeweiligen Ausleseeinheiten exportiert und zusammen an einem PC mit der vom Hersteller installierten Software (Musica, Hersteller: Agfa-Gevaert) unter Verwendung identischer geräteunabhängiger Parameter bearbeitet. Hierfür wurden dieselben Einstellungen gewählt, die sich am Institut bereits im klinischen Alltag bewährt hatten.

Die Nachverarbeitung der Aufnahmen am Flachbettdetektor erfolgte bereits unmittelbar nach der eigentlichen Bildakquisition an der Bedienkonsole des Gerätes. Auch hier wurde die Einstellung entsprechend denen des klinischen Routinebetriebs verwendet.

Bei allen Bildern wurde manuell eine Fensterung vorgenommen, wobei das Zentrum des Fenster konstant gewählt wurde (1600) und die Breite des Fensters so gewählt wurden, dass Helligkeit und Kontrast so weit als möglich bei allen Aufnahmen gleich imponierte. Die Einstellungen wurden von einer unabhängigen Person durchgeführt, die im Folgenden nicht weiter an der Studie beteiligt war.

4.2.6. Bildbetrachtung

Für die Bildbetrachtung wurden von allen Aufnahmen Filmausdrucke an einem kalibrierten Nasslaserdrucker (LR5200, Hersteller: Fa. Agfa-Gevaert) mit identischen Filmen zur Auswertung angefertigt. Die Referenzbilder wurden eindeutig und für die Betrachter ersichtlich gekennzeichnet. Die Vergleichsaufnahmen wurden randomisiert durchnummeriert, die Nummern wurden lediglich im Studienprotokoll vermerkt und waren den Betrachtern nicht bekannt.

An der Auswertung der Studie waren fünf unabhängige verblindete Fachärzte für Radiologie bzw. Assistenzärzte im letzten Weiterbildungsjahr beteiligt. Die mittlere Berufserfahrung betrug etwa fünf Jahre. Die Betrachtung erfolgte an einem herkömmlichen Leuchtkasten mit seitlicher Verdunkelung in einem Raum mit geringem Umgebungslicht, um optimale Betrachtungskonditionen zu gewährleisten.

Die Bewertung der Bilder erfolgte präparatbezogen. Zunächst wurde den Radiologen das Referenzbild des jeweiligen Phantoms ausgehändigt. Im Anschluss wurden die zu vergleichenden zwölf Bilder des Phantoms in zufälliger Reihenfolge nacheinander präsentiert. Nach erfolgter vollständiger Bewertung wurde die nächste Aufnahme überreicht. Nach jedem Präparat fand eine Pause von etwa zehn Minuten statt.

4.2.7. Bewertungskriterien

Alle zwölf dosisreduzierten Aufnahmen jedes Phantoms wurden mit dem Referenzbild verglichen. Vor der Auswertung erfolgte eine genaue Instruktion der Auswerter bezüglich der Kategorien und der Bewertungsskalen. Hierfür wurden exemplarische Bilder verwendet, die in der folgenden Auswertung nicht mehr vorkamen.

Beurteilt werden sollte die Erkennbarkeit und Differenzierbarkeit der in Tabelle 4.2 aufgelisteten Strukturen. Die vergleichende Bewertung der Punkte 1.-5. erfolgte mit einer relativen Fünf-Punkte Skala (Tabelle 4.3), die Gesamtbildqualität wurde unabhängig von den zuvor bewerteten Kategorien bezüglich der diagnostischen Verwertbarkeit der Aufnahmen mit einer absoluten Fünf-Punkte Skala benotet (Tabelle 4.4).

1.	Kortikale knöcherne Strukturen	Scharfe Abgrenzbarkeit, Gelenkflächen
2.	Trabekuläre knöcherne Strukturen	Abgrenzbarkeit, Differenzierung einzelner Trabekelstrukturen
3.	Weichteilmantel	Einzelheiten erkennbar, Überlagerung, Fremdkörper
4.	Bildüberlagernde Artefakte	Folienfehler, Detektorzeilenausfälle, weitere technisch bedingte Artefakte Nicht relevant: Verpackungsmaterial der Phantome, Metallmarken an den Zehen
5.	Subjektiver Bildrauscheindruck	Überlagerung von relevanten Strukturen Nicht relevant: Bildrauschen im Außenbereich
6.	Gesamtbildqualität	Diagnostische Verwertbarkeit der Aufnahme

Tabelle 4.2. Übersicht über die zu bewertenden Strukturen bezüglich ihrer Erkennbarkeit und Differenzierbarkeit

Kortikale Struktur (Gelenk/Phalanx)	Trabekuläre Struktur (Caput metatarsale, Ossa tarsi)	Weichteilmantel	Bildrauschen (Knochen, Weichteilmantel)

Abb.4.3. Referenzbild mit den diagnostisch relevanten Regionen für die einzelnen Kategorien der Tab.4.2

+ 2	Deutlich besser als Referenzbild
+ 1	Besser als Referenzbild
0	Dem Referenzbild äquivalent
- 1	Schlechter als Referenzbild
- 2	Deutlich schlechter als Referenzbild

Tabelle 4.3. Bewertungsskala für die Kategorien 1.-5.

1	Optimale Aufnahme	Alle Details erkennbar
2	Gute Aufnahme	Alle Details mit geringen Einschränkungen erkennbar
3	Ausreichende Aufnahme	Alle Details mit störenden Einschränkung erkennbar, noch kein Verlust von relevanten Informationen
4	Eingeschränkt verwendbare Aufnahme	Details nicht vollständig erkennbar, störende Einschränkungen, fragestellungsabhängig noch verwendbar
5	Unbrauchbare Aufnahme	Unzureichende Detailerkennbarkeit, deutlicher Verlust von Informationen, Aufnahme muss wiederholt werden

Tabelle 4.4. Bewertungsskala für die Bildqualität

Die einzelnen Bewertungen wurden in einem Auswertungsbogen mit der korrespondierenden Bildnummer festgehalten. Für die Bewertung wurde kein Zeitlimit festgesetzt.

4.2.8. Evaluation der Auswertung und Statistik

Für jede einzelne Kategorie und jedes Bild wurden die Mittelwerte der Bewertungen aller Radiologen gebildet. Zudem erfolgte eine Analyse der Übereinstimmung der Untersucher untereinander sowohl getrennt für jeden Detektor als auch für die Summe aller Aufnahmen (Intraclass correlation coefficient nach Pearson). Die Unterschiede in der Bildqualität bei unterschiedlichen Dosen wurden mit dem Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben auf statistische Signifikanz überprüft.
Die Statistik wurde mit einer kommerziellen Statistiksoftware berechnet (SPSS 11.5, Hersteller: SPSS Inc., USA).

5. ERGEBNISSE

Darstellung unserer Ergebnisse bezüglich der Bildauswertung, der Gesamtbildqualität und der statistischen Auswertung der Gesamtbildqualität.

5.1. Bildauswertung

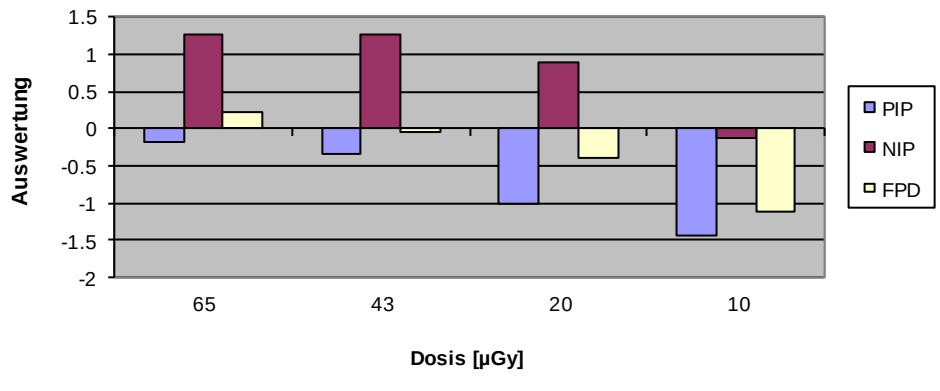
5.1.1. Kortikale knöcherne Strukturen

Bei einer Dosisreduktion auf 65 µGy, 43 µGy und 20 µGy wurden die Aufnahmen mit NIP besser als das Referenzbild bewertet. Bei 10 µGy wurde das NIP-Bild geringfügig schlechter bewertet. Vergleicht man NIP sowohl mit FD als auch mit PIP wurden die NIP- Bilder bei jeder Dosis als besser bewertet. Bilder des FD wiesen bei 65 µGy im Vergleich zum Referenzbild eine geringfügig bessere Qualität bezüglich der kortikalen knöchernen Strukturen auf. Wurde die Dosis weiter reduziert, war die Bewertung der Bildqualität jeweils schlechter als die des Referenzbildes. Sämtliche dosisreduzierte Aufnahmen mit der unstrukturierten Folie (PIP) wurden schlechter als die Referenz bewertet, wobei hier ein annähernd linearer Abfall der Bildqualität beobachtet werden konnte.

Tabelle 1:

	Dosis [µGy]			
	65	43	20	10
PIP	-0,167	-0,333	-1,000	-1,433
NIP	1,267	1,267	0,900	-0,133
FD	0,233	-0,033	-0,400	-1,100

Abbildung 1



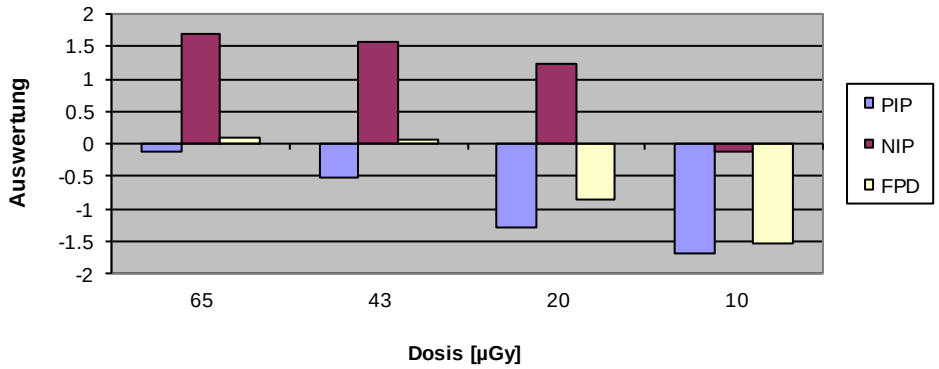
5.1.2. Trabekuläre knöcherne Strukturen

Bei einer Dosisreduktion auf 20 µGy wurden die Aufnahmen mit NIP besser als das Referenzbild bewertet. Bei 10 µGy war das NIP-Bild geringfügig schlechter. Vergleicht man NIP sowohl mit FD als auch mit PIP, so wurden die NIP- Bilder bei jeder Dosis als besser bewertet. Bilder des FD wiesen bei 65 µGy und 43 µGy im Vergleich zum Referenzbild eine gleichwertige Bewertung bezüglich der trabekulären knöchernen Strukturen auf. Sämtliche dosisreduzierte Aufnahmen mit der unstrukturierten Folie (PIP) wurden als zum Teil deutlich schlechter als die Referenz bewertet, wobei auch hier ein annähernd linearer Abfall der Bildqualität beobachtet werden konnte.

Tabelle 2:

	Dosis [µGy]			
	65	43	20	10
PIP	-0,133	-0,533	-1,300	-1,700
NIP	1,700	1,567	1,233	-0,133
FD	0,100	0,067	-0,867	-1,533

Abbildung 2

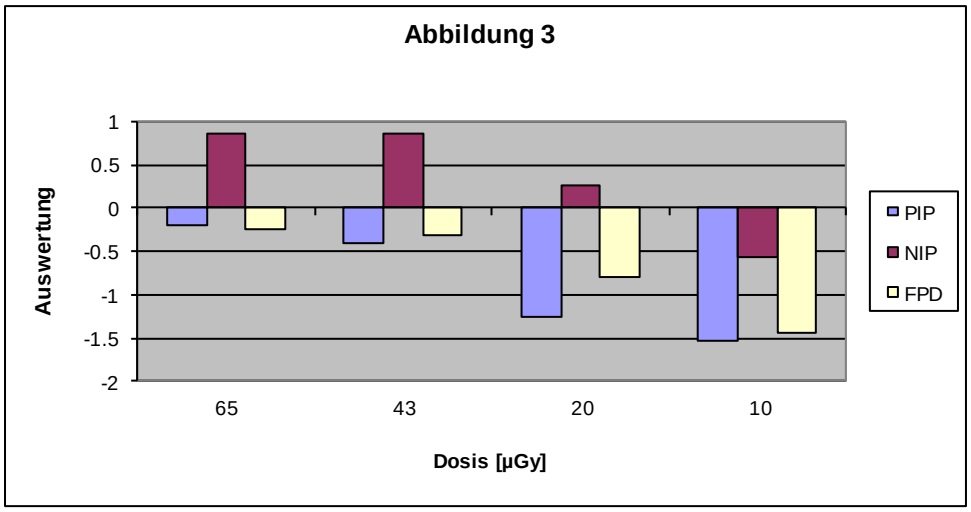


5.1.3. Weichteilmantel

Bei einer Dosisreduktion auf 65 µGy und 43 µGy wurden die Aufnahmen mit NIP besser als das Referenzbild bewertet, und bei 20 µGy waren die NIP-Bilder noch geringfügig besser. Bei 10 µGy erschien das NIP-Bild den Auswertern schlechter. Vergleicht man NIP sowohl mit FD als auch mit PIP wurden die NIP- Bilder bei jeder Dosis als besser bewertet. Bilder des FD wiesen bei 65 µGy und 43 µGy im Vergleich zum Referenzbild eine geringfügig schlechtere Qualität bezüglich des Weichteilmantels auf. Bei 20 µGy und 10 µGy waren die FD-Bilder schlechter. Bilder des FD und der unstrukturierten Folie (PIP) wurden ähnlich schlechter als die Referenz bewertet.

Tabelle 3:

	Dosis [µGy]			
	65	43	20	10
PIP	-0,200	-0,400	-1,267	-1,533
NIP	0,867	0,867	0,267	-0,567
FD	-0,233	-0,300	-0,800	-1,433

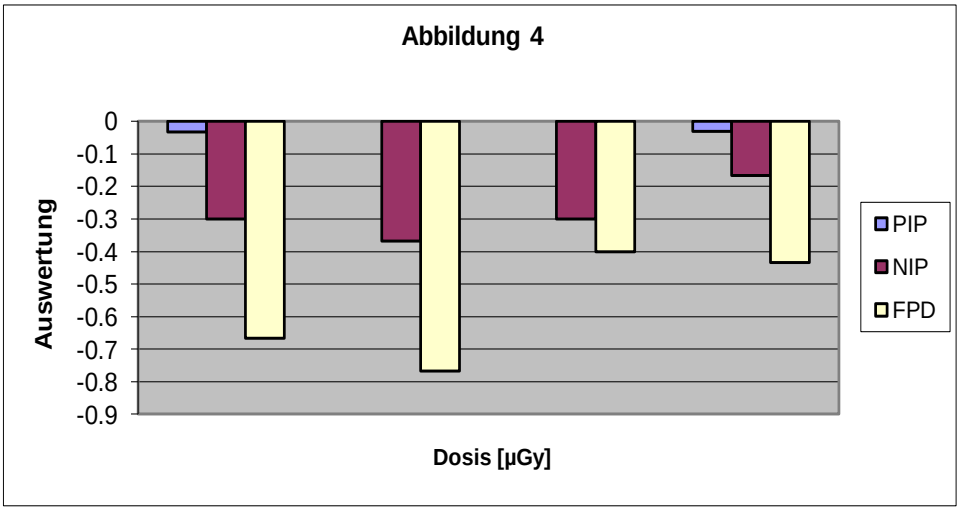


5.1.4. Artefakte

Bei einer Dosisreduktion auf 65 µGy, 43 µGy, 20 µGy und 10 µGy wurden die Aufnahmen sowohl mit NIP als auch mit FD geringfügig schlechter als das Referenzbild bewertet. Vergleicht man NIP mit FD, wurden die NIP- Bilder bei jeder Dosis als besser bewertet. Bilder der unstrukturierten Folie (PIP) wiesen bei 65 µGy und 10 µGy eine geringfügig höhere Artefaktrate als die Referenz auf. Bei einer Dosisreduktion auf 43 µGy und 20 µGy wurden die Aufnahmen bezüglich der Artefakte dem Referenzbild als äquivalent bewertet. Vergleicht man die unstrukturierte Folie (PIP) sowohl mit NIP als auch mit FD, so waren auf den PIP-Bildern weniger Artefakte zu erkennen.

Tabelle 4:

	Dosis [µGy]			
	65	43	20	10
PIP	-0,033	0,000	0,000	-0,030
NIP	-0,300	-0,367	-0,300	-0,167
FD	-0,667	-0,767	-0,400	-0,433



5.1.5. Subjektiver Bildrauscheindruck

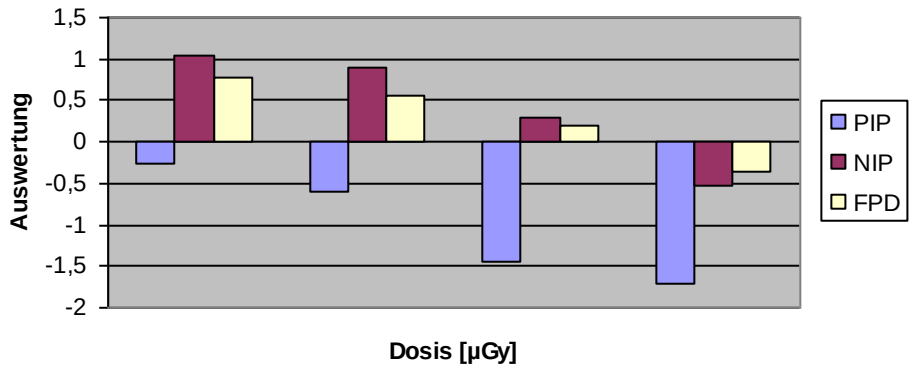
Bei einer Dosisreduktion auf 65 µGy, 43 µGy und 20 µGy wurde der subjektive Rauscheindruck der Aufnahmen mit NIP geringer als beim Referenzbild bewertet. Bei 10 µGy wurde der Rauschpegel als höher empfunden. Vergleicht man NIP sowohl mit FD als auch mit PIP werden das Rauschen der NIP- Bilder bei jeder Dosis als geringer bewertet.

Bilder des FD wiesen bei 65 µGy, 43 µGy und 20 µGy im Vergleich zum Referenzbild ein geringeres subjektives Rauschen auf. Bei 10 µGy war der Rauscheindruck höher als der des Referenzbildes. Sämtliche dosisreduzierte Aufnahmen mit der unstrukturierten Folie (PIP) wiesen ein höheres Rauschen als die Referenz auf, wobei hier ein annähernd linearer Abfall der Bildqualität beobachtet werden konnte.

Tabelle 5:

	Dosis [µGy]			
	65	43	20	10
PIP	-0,267	-0,600	-1,433	-1,700
NIP	1,033	0,900	0,300	-0,533
FD	0,767	0,567	0,200	-0,367

Abbildung 5

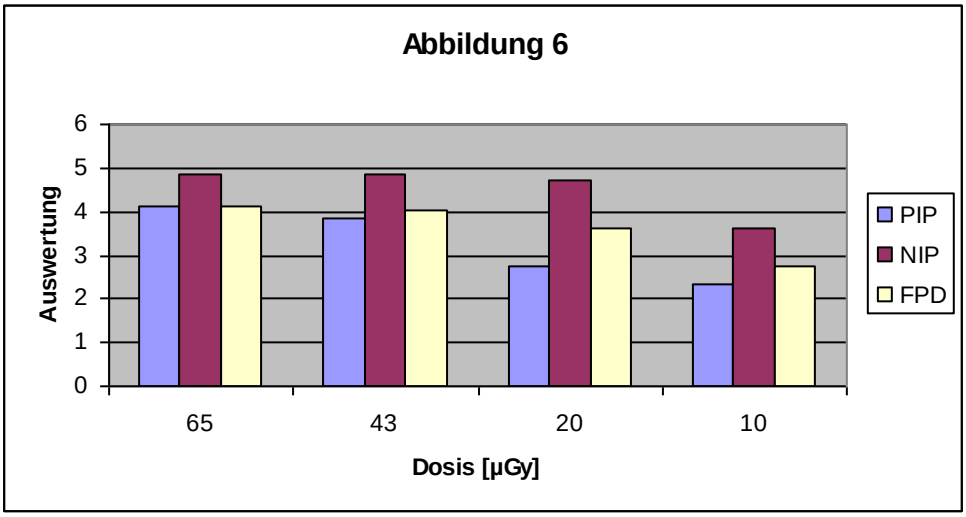


5.2. Gesamtbildqualität

Abschließend wurde noch die Gesamtbildqualität der NIP- FD- und PIP-Bilder mit den Eintrittsdosen von 65 µGy, 43 µGy, 20 µGy und 10 µGy anhand einer Bewertungsskala bestimmt. Ziel war es, die allgemeine Verwertbarkeit der Bilder im klinischen Alltag unabhängig von den Einzelbewertungen abzuwägen. Die NIP-Bilder mit der Dosis von 65 µGy, 43 µGy und 20 µGy wurden als optimale Aufnahmen gewertet, auf denen alle wichtigen klinischen Details zu erkennen waren. NIP mit 10 µGy, FD-Bilder mit 65 µGy, 43 µGy und 20 µGy und PIP-Bilder mit 65 µGy und 43 µGy wurden als gute Aufnahme bewertet. Dagegen wurde die Bildqualität von FD mit 10 µGy und PIP mit 20 µGy und 10 µGy als ausreichend bzw. eingeschränkt gewertet.

Tabelle 6:

	Dosis [µGy]			
	65	43	20	10
PIP	4,100	3,833	2,767	2,333
NIP	4,867	4,867	4,700	3,633
FD	4,100	4,033	3,600	2,767



Die folgenden Abbildungen zeigen Ausschnitte aus den Röntgenbildern mit den einzelnen Aufnahmesystemen. Es handelt sich dabei um eine Detailaufnahme der Metatarsophalangeal-Gelenke des 1. und des 2. Strahls (Abb.5.1).

Abb.5.1. In den Spalten a-d sind Bilder der drei verschiedenen Aufnahmesystemen dargestellt: Referenz PIP (a), PIP (b), NIP (c) und FD (d). Die Röntgenbilder in der Spalte a entsprechen dem Referenzbild PIP mit einer Eintrittsdosis von 85 µGy. Zeile I stellt die Röntgenbilder mit einer Eintrittsdosis von 65 µGy, Zeile II mit einer

Eintrittsdosis von 40 µGy, Zeile III mit einer Eintrittsdosis von 20 µGy und die Zeile IV mit einer Eintrittsdosis von 10 µGy dar, aus Wirth et al. (44)

5.3. Statistische Auswertung der Gesamtbildqualität

Unabhängig von den Vergleichsparametern 1-5 wurde die Gesamtbildqualität auf statistisch signifikante Unterschiede untersucht. Als Testverfahren wurde der Wilcoxon- Test mit einem Signifikanzniveau von $\alpha \leq 0.05$ verwendet. Bei allen Dosisstufen wurden Aufnahmen mit NIP signifikant besser bewertet als die mit FD und PIP. Der Vergleich FD gegen PIP erbrachte nur bei den beiden stärksten Dosisreduzierungen einen signifikanten Vorteil für FD.

Vergleich	Dosis [µGy]	P
NIP – PIP	65	< 0.001
NIP – PIP	43	< 0.001
NIP – PIP	20	< 0.001
NIP – PIP	10	< 0.001
NIP – FD	65	< 0.001
NIP – FD	43	< 0.001
NIP – FD	20	< 0.001
NIP – FD	10	< 0.001
FD – PIP	65	> 0.05
FD – PIP	43	> 0.05
FD – PIP	20	0.002
FD – PIP	10	0.015

Tabelle 5.1. Statische Auswertung der Gesamtbildqualität

6. DISKUSSION

Aufgrund der zunehmenden Strahlenexposition der Bevölkerung durch medizinische Anwendungen ist es das Ziel der Radiologie, die Strahlenexposition bei ausreichender diagnostischer Bildqualität für jeden Patienten so gering wie möglich zu halten (sogenanntes ALARA-Prinzip). Dies wird zum einen durch Referenzwerte für typische Untersuchungen festgelegt, die in der Praxis nicht überschritten werden sollten, und zum anderen durch genaues Abwägen der Indikation und des Nutzens jeder Röntgenuntersuchung (1-5). Um die Strahlenbelastung für die Patienten und das medizinische Personal reduzieren zu können und zur Verbesserung der Bildqualität fanden in den letzten Jahren enorme Fortschritte sowohl in der technischen Entwicklung bei den DR-Flachbilddetektoren als auch in der chemisch-physikalischen Zusammensetzung der Leuchtstoffe der Speicherfolien statt. Einen solchen Fortschritt im Bereich der digitalen Lumineszenzradiographie stellt die strukturierte Speicherfolie (NIP) dar. Das Ziel dieser Dissertation war die Vorstellung und der Vergleich der strukturierten Speicherfolie (NIP) mit den bisher am weitesten verbreiteten digitalen Bildaufnahmesystemen FD und PIP und die Evaluierung einer möglichen Dosisreduktion bei der Aufnahme von Extremitäten.

Bei Betrachtung der unter Punkt 5 zusammengefassten Ergebnisse erzielten trotz der eigentlich objektiv messbaren technischen Überlegenheit überraschenderweise nicht wie erwartet die FD-Bilder, sondern die Kombination NIP/Zeilenscannersystem in allen Kategorien eine klare Überlegenheit in Bezug auf die Bildqualität. Eine Dosisreduktion von 75% (20 µGy) der Ausgangsdosis (85 µGy) beim Röntgen von peripheren Extremitäten mit einem NIP/Zeilenscannersystem ist in der vorliegenden Präparatstudie ohne einen Verlust der Bildqualität durchführbar. Für FD-Aufnahmen ist indes nur eine Dosisreduktion von 50% möglich. Bei gleicher Dosis ist im Vergleich der einzelnen Aufnahmesysteme ein deutlicher Gewinn an Bildqualität zu sehen, vor allem in der Detailerkennbarkeit kortikaler und trabekulärer knöcherner Strukturen oder Gelenkflächen (Abb. 5.1). Dies ist vor allem in der Differenzierung von Frakturen, entzündlich-rheumatischer Erkrankungen und anderer pathologischer Befunde wichtig. Bisher wurden Dosiseinsparungen nur mit Flachbilddetektoren nachgewiesen, da sich diese gegenüber DLR-Systemen und auch Film-Folien-Kombinationen durch eine deutlich höhere DQE und eine höhere Ortsauflösung auszeichnen (22, 45, 47-50).

Bezüglich der Rate an Artefakten zeigten sowohl alle NIP-Bilder als auch alle FD-Bilder mehr Artefakte als das Referenzbild. Die in der Studie verwendete Speicherfolie war fabrikneu, was Abnutzungserscheinungen, wie sie im Dauergebrauch von Folien beobachtet werden können, ausschließt. Bei den Artefakten des NIP/Zeilenscannersystems handelte es sich nach Rücksprache mit dem Hersteller um Kalibrierungsartefakte, die zu streifenartigen Veränderungen des Bildhintergrundes führten. Diese Artefakte wurden nur bei dem für diese Studie zur Verfügung gestellten Versuchsaufbau bemerkt und konnten bis zur Serienfertigung eliminiert werden, weshalb hier nicht von einer grundsätzlich systembedingten relevanten Beeinflussung der Bildqualität ausgegangen werden muss. Bei dem verwendeten Flachbettdetektor wurden vereinzelt Detektorzeilenausfälle beanstandet, die einem technischen Defekt entsprechen und auch in der klinischen Routine auftreten können. Wird dieser Defekt behoben, ist nicht mehr von einer weiteren Beeinträchtigung der Bildqualität auszugehen. Außer diesen Artefakten wurden keine weiteren Bildartefakte während der Studie bemerkt.

Das Bildrauschen hat einen großen Einfluss auf die Bildqualität und somit Erkennbarkeit von Bilddetails. In unserer Studie wurde der subjektive Rauscheindruck der Aufnahmen mit NIP und mit FD bei allen Dosisreduktionen außer bei 10 µGy geringer als beim Referenzbild bewertet. Sämtliche dosisreduzierte Aufnahmen mit der unstrukturierten Folie (PIP) wiesen ein höheres Rauschen als die Referenz auf, wobei hier eine annähernd lineare Zunahme des Rauschpegels proportional zur Dosisreduktion beobachtet werden konnte.

Bereits in früheren Studien wurden die FD-Systeme mit Film-Folienkombinationen (28,48, 49,51-56), Speicherfoliensystemen (45-48,55,57) und auch mit beiden Systemen (48,55,58,59) verglichen. In all diesen Studien wurden die FD-Bilder in Hinsicht auf die Bildqualität, Rauscheindruck und Kontrastanhebung als besser bewertet. Einer der Hauptgründe sind die optimierten technischen und physikalischen Eigenschaften: die Quanteneffizienz (DQE) der FD-Systeme ist 2x so groß wie die DQE der Speicherfoliensysteme. Die FD-Systeme zeichnet auch im Vergleich zu den DLR-Systemen eine höhere Ortsauflösung aus (17,19,22,37,55). Systeme mit einer hohen DQE benötigen eine geringere Dosis als Systeme mit niedriger DQE, um ein bestimmtes Bildqualitätsniveau zu erreichen.

Daher wurde in mehreren Studien der Versuch einer Dosisreduktion mit FD-Systemen gestartet. Viele Studien kommen zu dem Ergebnis, dass bei einer gleich bleibenden Bildqualität eine Dosisreduktion von bis zu 50% unter Verwendung eines FD-Systems möglich ist (24, 28,

43,45,48,49,53,54). In einer von Völk et al. im Jahre 2000 publizierten Studie wurden in einer klinischen Studie mit 30 Patienten verschiedene anatomische Areale, wie z.B. die Knochenkortikalis, Knochentrabekel oder Weichteilmantel, miteinander verglichen. Die Ergebnisse zeigten, dass auch bei einer Dosisreduktion auf 50% keine signifikant schlechtere Darstellung der FD-Bilder im Vergleich zum Film-Folien-System bemerkbar war. Erst bei einer Dosisreduktion auf 25% der Ausgangsdosis verschlechterte sich die Darstellung einzelner Strukturen signifikant (60). In der Studie von Schaefer-Prokop et al. zeichnen sich die FD-Detektoren durch ein verbessertes Handling und eine höhere DQE aus. Dies ermöglicht entweder eine Dosisreduktion um bis zu 50% oder eine Verbesserung der Bildqualität bei Thorax-Aufnahmen (25). Diese Resultate bestätigten sich ebenso bei digitalen Aufnahmen des peripheren Skelettsystems in der Studie von Reissberg et al. (61).

Unerwarteterweise wurden in unserer Studie die FD-Bilder schlechter als die NIP-Bilder bewertet, obwohl die technischen Parameter von beiden Systemen im für Extremitätenaufnahmen relevanten Ortsauflösungsbereich weitgehend gleichwertig sind (19,62). In der Gesamtbildqualität wurden die NIP-Bilder mit der Dosis von 65 µGy, 43 µGy und 20 µGy als optimale Aufnahmen bezüglich aller wichtigen klinischen Details gewertet, wogegen die FD-Bilder mit derselben Dosis lediglich als gute Aufnahme bewertet wurden.

Ein möglicher Grund ist die Verbesserung der chemisch-physikalischen Eigenschaften der zum Einsatz kommenden Leuchtstoffe der Nadelstrukturspeicherfolie hinsichtlich ihrer Speicherfähigkeit (17,19) und der Entwicklung des Zeilenscanner. Der Verzicht auf ein Bindemittel in der aktiven Schicht und die strukturierte Anordnung der Phosphorkristalle in einer Nadel-Leuchtstofffolie erhöhen den Füllgrad der Kristalle (17). Dies hat folglich eine Erhöhung der Röntgenabsorption, eine Reduktion der Lichtstreuung, ein effizienteres Auslesen, aber vor allem eine Verbesserung der Quanteneffizienz (DQE) zur Folge (Abb. 2.13) (18,37). Der hohe DQE-Wert der strukturierten Speicherleuchtstofffolie wird auch mitunter beeinflusst von der Kombination mit einem Zeilenscanner. Dies zeigt eine Studie von Fasbender et al. im Jahre 2003, wo der Einfluss des Zeilenscanners auf die Bildqualität bezüglich der DQE in Kombination zunächst mit einer unstrukturierten und anschließend mit einer nadelförmig strukturierten Speicherleuchtstofffolie untersucht wurde. Das Ergebnis war, dass die DQE von einem Zeilenscanner mit NIP einen Wert von 0,5 bei einer Ortsfrequenz von 0.5 Lp/mm erzielte. Im Vergleich dazu erzielte die DQE von einem Zeilenscanner mit PIP (Prototyp) nur einen Wert von 0,3 bei einer Ortsfrequenz von 0.5 Lp/mm. Die Autoren kamen zu der

Schlussfolgerung, dass der Zeilenscanner neben NIP einen zusätzlich entscheidenden Einfluss auf den DQE-Wert nimmt (17).

Aufgrund der hohen DQE der Nadelstrukturspeicherfolie (NIP) in Kombination mit einem Zeilenscanner ist wie bei den FD-Systemen eine Dosisreduktion ohne Verlust der Bildqualität vorstellbar. Eine mögliche Dosisreduktion in der Projektionsradiographie war wie bei den FD-Systemen bereits in früheren Studien ein zentrales Thema. Bislang gibt es nur sehr wenige Studien, welche die Möglichkeit einer Dosisreduktion mit Speicherfolien-Systemen untersuchen. Heyne publizierte drei Studien in den Jahren 1999, 2000 und 2002 über die Möglichkeit einer Dosisreduktion bei verschiedenen Projektionsaufnahmen des Schädels, der oberen Extremitäten, des Beckens und der LWS an einem Phantom. Für die Röntgenaufnahmen wurde eine unstrukturierte Speicherfolie in Kombination mit einem Flying-Spot-Scanner desselben Herstellers wie in der vorliegenden Studie verwendet. In allen drei Studien kamen die Autoren zu dem Resultat, dass eine Dosisreduktion in Abhängigkeit der klinischen Fragestellung möglich sei (63-65). Dieses Vorgehen birgt allerdings die Gefahr, dass Zufallsbefunde übersehen werden könnten, wenn eine Untersuchung mit einer zu niedrigen Dosis angefertigt wurde. Eine sinnvolle Dosiseinsparung kann somit mit diesem System nur mit einer dezidierten Fragestellung erreicht werden. Dies zeigte auch die Studie von Peer et al, welche besagt, dass in Abhängigkeit des ALARA-Prinzips und der klinischen Fragestellung eine Dosisreduktion von 37% zur Diagnosestellung einer Handgelenksfraktur mit einem DLR-System möglich ist (66). In einer weiteren Studie von Busch et al. wurden verschiedene Speicherfoliensysteme mit verschiedenen FD-Systemen und einem konventionellen System mit unterschiedlichen Dosisklassen verglichen (55). Die Ergebnisse zeigten, dass bei den FD-Systemen bei weiterhin hoher Bildqualität eine Dosisreduktion möglich ist bzw. dass eine Steigerung der Dosis eine deutliche Steigerung der Bildqualität zur Folge hat. Speicherfoliensysteme zeigen eine ebenso hohe Bildqualität, jedoch ist eine Reduktion der Strahlenexposition im Vergleich zu den FD-Systemen nur in einem beschränkten Maße ausführbar.

Vergleicht man nun die nach dem IEC62220-1 Standard gemessene DQE des NIP/Zeilenscanner-Systems mit der DQE des indirekten FD (Abb. 2.13), so sieht man ähnliche DQE-Werte bis zu einer Ortsfrequenz von 1 Lp/mm, bevor die indirekten FD-Systeme bessere DQE-Werte erzielen (16). Dies bedeutet, dass die vorliegenden Ergebnisse nicht allein durch den technischen Aufbau der Systeme zustande gekommen sein können.

Der warscheinlichste Grund, warum der subjektive Gesamtbildeindruck der theoretisch überlegenen FD-Bilder im Vergleich zu den NIP-Bildern schlechter bewertet wurde, dürfte die unterschiedliche Bildnachverarbeitung sein. Im Rahmen dieser Studie war es aufgrund unterschiedlicher Herstellerfirmen (**FD**: Siemens; **NIP/ PIP**: Musica von Agfa-Gevaert) nicht möglich, eine identische Bildnachverarbeitungssoftware für die CR- und für die DR-Systeme zu verwenden. Obwohl beide Hersteller für die Bildnachverarbeitung eine Software mit ähnlichen Algorithmen wie z.B. Kantenanhebung, Rauschunterdrückung oder Kontrastanhebung verwendeten, unterscheidet sich der daraus resultierende Bildereindruck zum Teil erheblich. Die Unterschiede sind systembedingt und konnten im Rahmen dieser Studie nicht eliminiert werden. Deswegen muss angenommen werden, dass zumindest ein Teil der Ergebnisse durch die unterschiedliche Nachverarbeitungssoftware bedingt ist. Die Einschränkung gilt allerdings nur für die Aufnahmen, die mit dem FD-System erzielt wurden, da für die Nachverarbeitung von NIP und PIP die identische Software von demselben Hersteller zur Verwendung kam. Die Bildnachverarbeitung beeinflusst den Bildeindruck und damit die diagnostische Qualität des Bildes wie die physikalischen Voraussetzungen des Detektors und des abbildenden Systems für die Bildqualität (23,25). Durch die Bildnachverarbeitung konnten kontrastarme und feine Strukturen, die im Originalbild nur sehr schwer zu erkennen waren, stärker hervorgehoben und eine Unterdrückung von Strukturen mit hohem Kontrast erreicht werden. Dies zeigt auch die Studie von Redlich et al. im Jahre 2005, wo 5 verschiedene Röntgenaufnahmesysteme für den Thorax mittels eines Phantoms bezüglich der Bildqualität miteinander verglichen wurden. Die Änderung der Bildnachverarbeitung des Systems mit einer Speicherfolie resultierte in einer besseren Bildqualität (56). Um die Limitation unterschiedlicher Bildnachverarbeitung in unserer Studie zu eliminieren, wäre die Verarbeitung der Bild-Rohdaten von FD und von NIP/PIP mit derselben Bildnachverarbeitungssoftware nötig gewesen.

Neben der Dosisreduktion ist bei gleich bleibender Dosis ein deutlicher Gewinn an Bildqualität bei Aufnahmen mit dem NIP/Zeilenscannersystem zu sehen. Dies ist vor allem in der Mammographie oder in der Kinderradiologie von Nutzen. Die Bildgebung in der Mammographie hat erhebliche Anforderungen, da einerseits für die Erkennung von Mikroverkalkungen eine hohe Ortsauflösung erforderlich ist und andererseits ein hoher dynamischer Bereich des Bildsignals notwendig ist, da sowohl dichtes Drüsengewebe von hoher Absorption als auch der Hautbereich mit sehr geringer Röntgenschwächung dargestellt werden muss (67). In der Mammographie dominierten bis vor kurzem noch die konventionellen

Film-Folien-Systeme, welche im Vergleich zu der digitalen Mammographie Nachteile bezüglich des Workflows und vor allem der Bildqualität mit sich bringen (26,68). Mit Einführung des NIP/Zeilenscannersystems kann die Dosis ohne Verlust der Bildqualität reduziert werden oder bei gleich bleibender Dosis kann ein Gewinn der Bildqualität zu einer Erhöhung der Diagnosesicherung beitragen (68). In der Kinderradiologie ist der Strahlenschutz bei Kindern, aufgrund ihrer gesteigerten Empfindlichkeit gegenüber ionisierenden Strahlen und aufgrund des erhöhten Strahlenkrebsrisikos, besonders wichtig (62,69,70). Daher gilt bei den Kindern wie bei den Erwachsenen das ALARA-Prinzip. Bei einer nur geringen möglichen Dosis gelten bei den Kindern für eine optimale Bildqualität bestimmte aufnahmetechnische Regeln, wie z.B. die Feldgröße, Belichtung oder Positionierung des Patienten. Bei fehlender Erfüllung dieser Kriterien zeigt sich wie in der Studie von Engelmann et al. im Jahre 2001 eine schlechte Bildqualität (70). Häufig werden die Feldgrößen zu breit gewählt, was zu einer erhöhten Strahlenbelastung und zu einer zunehmenden Verschlechterung der Bildqualität führt. Dies wiederum hat für die Kinder Wiederholungsaufnahmen oder das Übersehen von pathologischen Befunden zur Folge. Durch den Gebrauch der strukturierten Speicherfolie in Kombination mit dem Zeilenscanner und der Bildnachverarbeitungssoftware Musica in der Kinderradiologie wäre wie bei der Mammographie eine weitere Reduktion der Dosis bzw. eine Steigerung der Bildqualität möglich (62). Dies bedarf weiterer Studien im klinischen Alltag.

Neben der Möglichkeit einer Dosisreduktion ist auch der Arbeitsablauf unter Einbindung des neuen DLR-Systems in den klinischen Routinebetrieb von Wichtigkeit. Im Vergleich zu FD würde der Gebrauch eines kassettenbasierten Systems im klinischen Alltag erwartungsgemäß eine Verlangsamung des Workflows mit sich ziehen, obwohl der Auslesevorgang der Speicherfolie in Kombination mit dem Zeilenscanner (10 Sekunden) beschleunigt wurde und fast so schnell wie der von FD-Systemen (5 Sekunden) ist (17,20,24,25). FD-Systeme verbessern zum einen den klinischen Arbeitsablauf, da keine Kassetten und keine getrennte Entwicklungs- oder Ausleseeinheit mehr benötigt werden, was eine Verkürzung der Bildentstehung und eine Vereinfachung des Arbeitsablaufes mit sich bringt. Daraus resultiert ein höherer Patientendurchsatz. Außerdem entfallen für das medizinische Personal die bei kassettenbasierten Systemen anfallenden Wege zwischen dem Röntgengerät, der Entwicklungs- oder Ausleseeinheit und dem Ort, an dem die Kassetten gelagert werden (24,25). Ein kassettenbasiertes System bringt andererseits den Vorteil der Mobilität mit sich, von dem besonders die Patienten profitieren. Zum anderen ist dieses mobile Röntgensystem nicht in seiner Größe auf bestimmte Körperregionen limitiert, da verschiedene Kassettengrößen zur

Verfügung stehen. Aufgrund dieser Eigenschaften sind die Bildaufnahmen mit diesem CR-System nicht begrenzt und ermöglichen auch Bettaufnahmen, was vor allem auf der Intensivstation von Vorteil ist.

Weiterhin sind technische Ausfälle beider Systeme und somit der Verlust von Produktivität im klinischen Alltag näher zu beleuchten: bei Ausfall eines FD-Systems wäre das ganze Gerät betroffen und es müsste ein Ausfallskonzept zur Überbrückung bis zur Instandsetzung erstellt werden. Dagegen sind die neuen CR-Systeme weniger anfällig für Störungen, denn sie bestehen nicht wie die FD-Systeme aus einer einzigen zusammengehörigen Einheit, so dass technische Fehler leichter behoben werden können, indem die jeweils betroffene Einzelkomponente ausgetauscht wird. Dadurch ist der zeitliche Ausfall des Gerätes im Gegensatz zu FD begrenzt.

Ein Einfluss der Beschaffenheit der Präparate auf die Ergebnisse dieser Studie konnte weitgehend ausgeschlossen werden. Vor Beginn der Aufnahmen wurden pathologische Befunde ausgeschlossen. Die Präparate wurden nur für die Dauer der Erstellung der Aufnahmen aus der Tiefkühlung entnommen, ansonsten wurde auf eine Einhaltung der Kühlung geachtet. Bei den sechs formalinfixierten Präparaten war laut Auskunft des anatomischen Institutes keine Verwesung zu erwarten, bei den unfixierten Präparaten wurden die Aufnahmen innerhalb weniger Tage angefertigt, so dass eine erkennbar zunehmende Veränderung der Präparate durch Verwesung ausgeschlossen werden konnte. Die Präparate wurden zu Beginn der Studie vakuumversiegelt, um eine Luftansammlung in den Beuteln zu vermeiden. Vor den jeweiligen Aufnahmen wurden etwaige auf den Kunststoffbeuteln vorhandene Eiskristalle manuell entfernt.

In unserer Studie wurden Präparate ohne pathologische Strukturen verwendet, daher bedürfen die Verwendung von NIP im klinischen Alltag und vor allem die Evaluation der möglichen Dosisreduktion weiterer Studien.

Eine Einschränkung dieser Studie stellt die Verwendung nur eines Typen einer unstrukturierten Speicherfolie von einem Hersteller dar. Aus diesem Grunde sollte in weiteren Studien die Verwendung verschiedener Speicherfoliensysteme unterschiedlicher Hersteller untersucht werden. In der Literatur sind bislang keine Studien veröffentlicht worden, die unterschiedliche Speicherfoliensysteme bezüglich der Bildqualität untersuchen.

Eine weitere Einschränkung der Studie ist die Tatsache, dass zwei verschiedene Ausleseverfahren (Flying-Spot-Scanner und Zeilenscanner) verwendet wurden. Die Benutzung von ein und demselben Scanner für PIP und NIP war in unserer Studie nicht möglich, da die beiden Folien und Kassettensysteme mit dem jeweiligen anderen Scanner technisch nicht kompatibel sind. Somit bleibt der Einfluss des Zeilenscanners als separate Größe in unserer Studie unklar.

Obwohl unsere Studie sich nur auf die unteren peripheren Extremitäten beschränkt, gibt es bereits die ersten veröffentlichten Resultate im Bereich der Thorax-Radiographie von Körner et al. im Jahre 2005 (20), welche mit den unseren vergleichbar sind. Ob eine Dosisreduktion in anderen Körperregionen, wie z.B. der Wirbelsäule oder des Abdomens, durchführbar ist, bedarf noch weiterer Studien. Zum jetzigen Zeitpunkt liegen zwar noch keine Daten für diese Körperregionen vor, jedoch erwarten wir ähnliche Resultate.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass trotz der objektiven technischen Überlegenheit überraschenderweise nicht wie erwartet die FD-Bilder, sondern die Kombination NIP/Zeilenscannersystem mit der zugehörigen Bildnachverarbeitungssoftware in allen Kategorien eine klare Überlegenheit erzielten. Eine Dosisreduktion von bis zu 75% (20 µGy) der Ausgangsdosis (85 µGy) bei Röntgenaufnahmen von peripheren Extremitäten mit dem NIP/Zeilenscannersystem ist ohne Verlust der Bildqualität zumindest bei Präparaten durchführbar. Für FPD ist dies nur bei einer Dosisreduktion von 50% möglich. Bei gleich bleibender Dosis ist ein deutlicher Gewinn an Bildqualität zu sehen. Bisher wurden solch deutliche Dosiseinsparungen nur mit Flachbilddetektoren nachgewiesen, da sich diese gegenüber DLR-Systemen und auch Film-Folien-Kombinationen durch eine deutlich höhere DQE und eine niedrigere Ortsauflösung auszeichnen. Somit könnte das neue Speicherfoliensystem eine Alternative zu FD auch im klinischen Einsatz darstellen.

Nach näherer Betrachtung aller Vor- und noch bestehenden Nachteile von NIP im Vergleich zu den indirekten FD-Systemen kommen wir zu der Schlussfolgerung, dass das NIP/Zeilenscanner-System signifikant bessere Ergebnisse vorweist. Aufgrund ihrer unterschiedlichen Limitationen und Einsetzbarkeit, je nach klinischer Fragestellung und notwendiger Untersuchungsmethode, ergänzen sich beide Systeme gut. Weitere Studien sind nötig, um den klinischen Stellenwert des NIP/Zeilenscannersystems zu evaluieren.

7. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

AD-Wandler	Analog-Digital-Wandler
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
BAG	Bundesamt für Gesundheit
CCD	Charge-Coupled-Device
CR	Computed Radiography (= DLR)
CT	Computertomographie
DLR	Digitale Lumineszenzradiographie
DQE	Detective Quantum Efficiency, Röntgenquanteneffizienz
DR	Direktradiographie
EURATOM	European Atomic Energy Community
FD	Festkörperdetektor/Flachbettdetektor
FPD	Flat Panel Detector/Flachbettdetektor
MTF	Modulationstransferfunktion
MÜF	Modulationsübertragungsfunktion
NIP	Needle-Image-Plate
PACS	Picture Archiving and Communication System
PIP	Powder-Image-Plate
Pixel	Picture Matrix Elements
PSL	Photostimulierte Lumineszenz
TFT	Thin-Film-Transistor
RIS	Radiology information system
SNR	Signal-to-noise ratio, Signalrauschverhältnisse

8. LITERATURVERZEICHNIS

1. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit: „Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung: Unterrichtung durch die Bundesregierung im Jahr 2009“
2. Richlinie 96/29/Euratom des Rates von 13.05.1996
3. Bundeärztekammer: „Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik vom 23.11.2007
4. Budesamt für Gesundheit, Abteilung Strahlenschutz, Sektion Aufsicht und Bewilligungen: „Empfindlichkeitsklassen für Film-Folien-Systeme und digitale Systeme“ Weisung R-09-01 vom 21.11.00, 1-3
5. European Guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images, 1996
6. A. Lasserre, L. Blohm: „Kurzlehrbuch Radiologie“, Urban&Fischer Verlag, München/Jena 2003, 3. Auflage, S. 1-9
7. G. W. Kauffmann, E. Moser, R. Sauer: „Radiologie“; Urban& Fischer, 3. Auflage, 2006: 9-34
8. T. Lehmann, W. Oberschelp, E. Pelikan, R. Repges: „Bildnachverarbeitung in der Medizin-Grundlagen, Modelle, Methoden und Anwendungen“; Springer Verlag Berlin, 1997
9. Cl. Schmid: „Ermittlung von Dosiswerten in der Diagnostischen Radiologie zur Festlegung von nationalen Referenzdosiswerten nach der Patientenrichtlinie der EU 97/43/ Euratom”; Dissertation 2002 an der LMU München
10. H. Morneburg: „Röntgen- und Gammastrahlung“; In: Morneburg Heinz (Hrsg). Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik. Publicis MCD Verlag. 3.Auflage, 1995; 4: 84-108
11. M. Reiser, F.-P. Kuhn, J. Debus: „Radiologie“ Duale Reihe, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2004, 1. Auflage: 2- 79
12. Th. Laubenberger, J. Laubenberger (1999): „Technik der medizinischen Radiologie“, Deutscher Ärzte-Verlag, 7. Auflage: 31-60)
13. W. Jaschke, R. Loose, C. Claussen (Universitätsklinik für Radiodiagnostik Innsbruck): „Lehrbuch der Radiologie: Gerätetechnik (Diagnostik)“ geschrieben von V.Steil
14. P. Thurn, E. Bücheler: „Einführung in die radiologische Diagnostik“; Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York 1992, 9.Auflage, 7-33
15. G. Goretzki: „Medizinische Strahlenkunde“ 2004, Urban& Fischer, München, 2.Auflage S. 86-173

16. Körner et al. Advances in Digital Radiography: „Physical Principles and System Overview". RadioGraphics 2007; 27: 675-686.
17. R. Fasbender, R.Schaetzing : „Neue CR-Technologien für die digitale Radiographie", Springer Verlag/ Radiologe 2003: S.370-373
18. M. Sonoda, M. Takano, J. Miyakara, H. Kato: „Computed radiography utilizing screening laser stimulatet luminescense"; Radiology 1983; 148: 833- 838.
19. P. Leblans, L. Struye, P. Willems (Agfa-Gevaert NV, Mortsel, Belgium): „A New Needle-Crystalline Computed Radiograpy Detector"; Journal of Digital Imaging, Vol 13, No 2, Suppl 1 (May), 2000: 117-120
20. M. Körner, S. Wirth, M. Treitl, M. Reiser, K.-J. Pfeifer: „Initial Clinical Results with a Needle Screen Storage Phosphor System in Chest Radiograms"; Fortschr. Röntgenstr: 2005: 1-6
21. J. Frankenberger, S. Mair, C. Herrmann et al: „Reflective and transmissive CR. ScanHead technology on needle image plates. Proc SPIE. 2005;5745:499-510
22. R. Schaetzing, R. Fassbender, P. Kersten: „New High-speed scanning technique for computed radiography"; Proc SPIE.2002;4682:511-520
23. M. Körner, M. Treitl, R. Schätzing, et al: „Depiction of Low-Contrast Detail in Digital Radiography, Comparison of Powder and Needle-Structured Storage Phosphor Systems". Investigative Radiology, Volume 41, Number 7, July 2006
24. K. Ludwig, T. M. Bernhardt: „Digitale Flachdetektorsysteme"; In Radiologie up2date 1/ 2002: 45-58
25. C. Schaefer- Prokop, M. Uffmann, J. Sailer, N. Kabalan, C. Herold, M. Prokop: „Digitale Thoraxradiographie: Flat- panel- Detektor oder Speicherfolie?; Springer-Verlag 2003/ der Radiologe 5/2003: 351-361
26. M. Spahn, V. Heer, R. Freytag: „Flachbilddetektoren in der Röntgendiagnostik"; Springer Verlag/ der Radiologe 5/2003: 340-349
27. HG. Chotas, JT. Dobbins 3rd, CE. Ravin: „Principles of digital radiography with large-area, electronically readable detectors: a review of the basics". Radiology 1999;210:595–599
28. M. Strotzer, J. Gmeinwieser, M. Volk, et al.: „Clinical application of a flat-panel X-ray detector based on amorphous silicon technology: image quality and potential for radiation dose reduction in skeletal radiography". AJR Am J Roentgenol 1998; 171:23-27.
29. E. Kotter, M. Langer: „Digital radiography with large-area flat-panel detectors". Eur Radiol 2002; 12:2562–2570.

30. J. Freyschmidt: „Handbuch diagnostische Radiologie: Strahlenphysik, Strahlenbiologie, Strahlenschutz“, Springer 2002, S. 79-80
31. St. Becht, R. Bittner: „Lehrbuch der röntgendiagnostischen Einstelltechnik“ Springer Verlag 2008 S. 14-53
32. H.P. Busch: „Digitale Projektionsradiographie“ in der Radiologe 08/1999: S. 711-724
33. IA. Cunningham IA, R. Shaw: „Signal-to-noise optimization of medical imaging systems”; J.Opt. Soc. Am. A 16 (3): 621-632
34. M. Spahn: “Flat detectors and their clinical applications. Eur Radio. 2005 ;15 :1934-1947
35. U. Rapp- Bernhard, O. Effenberger, U. Redlich, UJ Krause, W. Doehring: „Detection of simulated intestinal lung disease and catheters by flat- panel and asymmetric radiography-aspects of dose reduction“; Radiology 2000; 217 (Suppl): 548
36. C. Schafer-Prokop, E. Eisenhuber, M. Fuchsjager, S. Puig and M. Prokop: „Aktuelle Entwicklungen auf dem Gebiet der digitalen Thoraxradiographie“; Springer Verlag/ Radiologe 03/2001: 230-239
37. H. Illers, E. Buhr, C. Hoeschen: „Measurement of the detective quantum efficiency (DQE) of digital X-ray detectors according to the novel standard IEC 62220-1”. Radiat Prot Dosimetry 2005; 114:39-44
38. WJ.Veldkamp, LJ. Kroft, MV. Boot, et al.: „Contrast-detail evaluation and dose assessment of eight digital chest radiography systems in clinical practice”. Eur Radiol 2006; 16:333-341.
39. M. Volk. M. Strotzer, J. Gmeinwieser, et al.: „Flat-panel x-ray detector using amorphous silicon technology. Reduced radiation dose for the detection of foreign bodies”. Invest Radiol 1997; 32:373-377.
40. W. Schlegel, J. Bille: „Medizinische Physik“, Band 2 (Medizinische Strahlenphysik), Springer Verlag 2002, S. 156-157, 260)
41. TW. Ovitt, PC. Christenson, HD. Fisher 3rd, et al : „Intravenous angiography using digital video subtraction: x-ray imaging system”. AJR Am J Roentgenol 1980;135:1141–1144.
42. E. Büchler, K.-J. Lackner, M. Thelen: „Einführung in die Radiologie“; Thieme Verlag, 11.Auflage 2006 S. 3
43. M. Strotzer, M. Völk, R. Frund et al.: „Routine chest radiography using a flat-panel detector: image quality at standard detector dose and 33% dose reduction”; AJR Am J Roentgenol 2002; 178(1):169–171

44. Wirth S, Treitl M, Reiser MF, Körner M.: „Imaging performance with different doses in skeletal radiography: comparison of a needle-structured and a conventional storage phosphor system with a flat-panel detector“. Radiology. 2009 Jan;250(1):152-60.
45. F. Fischbach, J. Ricke, T. Freund, et al.: „Flat panel digital radiography compared with storage phosphor computed radiography: assessment of dose versus image quality in phantom studies”. Invest Radiol 2002; 37:609-614.
46. XJ. Rong, CC. Shaw, X. Liu, et al: „Comparison of an amorphous silicon/cesium iodide flat-panel digital chest radiography system with screen/film and computed radiography systems: a contrast-detail phantom study”, Med Phys 2001;28(11):2328-2335
47. CE. Jr. Floyd, RJ. Warp, JT. 3rd Dobbins, et al: „Imaging characterisctics of an amorphous silicon flat-panel detector for digital chest radiography”. Radiology 2001;218(3):683-688
48. K. Ludwig, H. Lenzen et al.: „Performance of a flat-panel detector in detecting artificial bone lesions: comparison with conventional screen-film and storage-phosphor radiography”; Radiology 2002;222(2):453– 459
49. T. Okamura, S. Tanaka, K. Koyama et al.: „Clinical evaluation of digital radiography based on a large-area cesium iodide-amorphous silicon flat-panel detector compared with screen-film radiography for skeletal system and abdomen”; Eur Radiol 2002;12(7): 1741–1747
50. J. Freyschmidt J, Th. Schmidt: „Handbuch Diagnostische Radiologie: Strahlenphysik, Strahlenbiologie, Strahlenschutz“, Springer Verlag 2001
51. R. Aufrichtig: „Comparison of low contrast detectability between a digital amorphous silicon an a screen-film based imaging system for thoracic radiography”, Med Phy 1999;26(7):1349-1358
52. M. Strotzer, J. Gmeinwieser, M. Spahn, M. Völk, R. Frund, J. Seitz, V. Spies, J. Alexander, S. Feuerbach: „Amorpheus silicon, flat- panel, x- ray detector versus screen- film radiography: effect of dose reduction on the detactability of cortical bone defects and fractures”; Invest. Radiol. 1998; 33: 33-38
53. WP. Hosch, C Fink, B Radeleff, A. Kampschulte, GW Kauffmann, J.Hansmann: „Radiation dose reduction in chest radiography using a flat-panel amorphous silicon detector”; Clin Radiol 2002;57(10):902–907
54. C Fink, PJ Hallscheidt, G Noeldge et al: „Clinical comparative study with a large-area amorphous silicon flat-panel detector: image quality and visibility of anatomic structures on chest radiography“; AJR Am J Roentgenol 2002;178(2):481–486
55. HP. Busch, S. Busch, C. Decker et al.: „Bildqualität und Dosis in der Digitalen Projektionsradiographie“; Fortschr. Röntgenstr. 2003; 175: 32- 37

56. U. Redlich, S. Reissberg, C. Hoeschen, et al. Chest Radiography: „ROC phantom study of four different digital systems and one conventional radiographic system“, Rofo 2003;175(1):38-45
57. H. Geijer, KW. Beckmann, B. Andersson, J. Persilden: „Image Quality vs radiation dose for flat- panel amorphous silicon detector: a phantom study“; Eur. Radiol 11(9) 2001: 1704-1709
58. K. Bacher, P. Smeets, et al: „Dose reduction in patients undergoing chest imaging: digital amorphous silicon flat-panel detector radiography versus conventional film-screen radiography and phosphor-based computed radiography”, AJR Am J Roentgenol.2003 Oct;181(4):923-9
59. S. Grampp, C. Czerny, C. Krestan, C. Henk, L. Heiner, H. Imhof: „Flachbilddetektorsysteme in der Skelettradiologie“; Springer Verlag/ der Radiologe 5/ 2003: 362- 366
60. M. Völk, M. Strotzer, N. Holzknecht, C. Manke, M. Lenhart, J. Gmeinwieser, J. Link, M. Reiser, S. Feuerbach: „Digital radiography of the skeleton using a large- area detector based on amarphous silicon technology: image quality and potential for dose reduction in comparison with screen- film radiography”; Clin. Radiol 55(8) 2000: 615- 621
61. S. Reissberg, C. Hoeschen, A. Kästner, U. Theus, R. Fiedler, U. Krause, W. Döhring: „Erste klinische Erfahrungen mit einem großformatigen Flächendetektorsystem bei Aufnahmen des peripheren Skelettsystems“; Röfo 173: 1048- 1052
62. R. Schaetzing: „Management of pediatric radiation dose using Agfa computed radiography“, Pediatr Radiol (2004) 34(Suppl 3): S207–S214
63. JP. Heyne, H. Merbold, J. Sehner et al: „Reduktion der Strahlendosis mittels Speicherfolienradiographie im Vergleich zum konventionellen Film- Folien- System mit Rasterkassette am Schädelphantom“; Fortschr. Röntgenstr. 1999; 171: 54- 59
64. JP. Heyne, H. Merbold, J. Sehner et al: „Reduktion der Strahlendosis mittels Speicherfolienradiographie am Handphantom“; Fortschr. Röntgenstr. 2000; 172: 386-390
65. JP. Heyne, J. Sehner, R. Neumann et al: „Reduktion der Strahlenexposition mittels Speicherfolienradiographie an Becken und Lendenwirbelsäule“; Fortschr. Röntgenstr. 2002; 174: 104- 111
66. R. Peer, A. Lanser et al: „Storage phosphor radiography of wrist fractures: a subjective comparison of image quality at varying exposure levels”, Eur Radiol. 2002 Jun;12(6):1354-9. Epub 2002 Feb 21
67. U. Bick: „Digitale Vollfeldmammographie“, Fortschr Röntgenstr (2000) 173:957–964

68. R. Schulz-Wendtland, K.-P. Hermann, W. Bautz: „Digitale Mammographie“, Radiologie 2005 (45):255-263
69. H. Jung: „Strahlenrisiko“. Fortschr Röntgenstr 1995; 162: 91-98.
70. D. Engelmann, T. Dütting, R. Wunsch, J. Tröger: „Qualität der ambulanten Röntgenthoraxuntersuchung des Kindes- eine Pilotstudie“, Springer-Verlag 2001/ der Radiologe 5/2001 (41): 442-446

9. DANKSAGUNG

Ich möchte mich bei Herrn Prof. Dr. med. Dr. h. c. M. Reiser, FACR, FRCR für die Überlassung des Themas, die Anleitung im wissenschaftlichen Arbeiten und Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit bedanken.

Mein Dank geht weiterhin an die Firma AGFA in München, die meine Untersuchungen aktiv unterstützten und bei Schwierigkeiten immer zur Seite standen. Insbesondere möchte ich den Kollegen am Institut für Klinische Radiologie der LMU München, Standort Innenstadt, für ihre tatkräftige Mitarbeit an dieser Studie danken. Vor allem weil sie neben ihrer Routinearbeit immer Zeit für mich fanden, und einige sogar einen Teil ihrer Freizeit opferten. Den größten Dank aber schulde ich Herrn PD Dr. med. Markus Körner, der mir unermüdlich, mit großer Geduld und Hilfe zur Seite stand.

Zu guter Letzt danke ich meinen Freunden, Patricia Reinhard, Saskia Rutner, Robert Bargmann, Sandra Lüscher und vor allem Fabian Lüscher, für ihre Hilfe.

10. LEBENSLAUF

- Name — Song, Chung Un
- Geburtsdatum und –ort — 07. Mai 1979, Bad Soden am Taunus
- Familienstand — ledig
- Staatsangehörigkeit — deutsch
- Eltern — Song, Kang-Suk
Song, Sum-Soo
- Geschwister — Dr. med. Song, Bong-Seok

SCHULBILDUNG

08/1989- 07/1998	Bischof-Neumann-Schule, Königstein im Taunus Staatl. Anerkanntes humanistisches Privatgymnasium in katholischer Trägerschaft
08/1985- 08/1989	Theodor-Heuss-Grundschule in Bad Soden am Taunus

AUSBILDUNG

10/1999- 10/2000	Medizinische Technische Assistentin am Klinikum Frankfurt-Höchst
09/1998- 04/1999	Freiwilliges Soziales Jahr beim Bayerischen Roten Kreuz im Klinikum Starnberg, Chirurgie

UNIVERSITÄTSAUSBILUNG

04/2003 - 11/2006	Technische Universität München
10/2000 - 03/2003	Studium der Humanmedizin an der Universität Rostock, für 5 Fachsemester
10/2006	3. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
09/2005	2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
08/2003	1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
08/2002	Ärztliche Vorprüfung

TÄTIG ALS

01/2007-01/2008	Assistenzärztin in der Medizinischen und Chirurgischen Abteilung im Spital des Seebezirks/Hôpital Du District Du Lac in Meyriez, Schweiz
02/2008-01/2010	Assistenzärztin in der Chirurgischen Abteilung im Zuger Kantonsspital in Baar, Schweiz
04/2010	Assistenzärztin in der Visceralchirurgischen Abteilung des UniversitätsSpital Zürich, Schweiz

DISSERTATION

„Bildqualität und Dosisreduktionspotenzial in der digitalen Lumineszenzradiographie (DLR): Vergleich einer Nadelstruktur-Speicherfolie mit einer unstrukturierten Speicherfolie“

am Institut für Klinische Radiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München, Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h. c. M. Reiser, FACR, FRCR

PUBLIKATION/POSTER

„Testikuläre Feminisierung: seltene Ursache eines Kryptorchismus“ C. Song, R. Leuppi Rüedi, M. Zurkirchen; Urologische Abteilung, Neues Zuger Kantonsspital (Baar) 2008

„Extramammärer M. Paget der Glans penis“ C. Song, M. Bussmann, M. Zurkirchen ; Urologische Abteilung, Neues Zuger Kantonsspital (Baar) 2009

München, den 01.09.2011