

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Institut für Klinische Radiologie
- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. L. Heindel -

Experimentelle Untersuchung zur diagnostischen Leistungsfähigkeit
digitaler Flachdetektorsysteme bei der Erkennung nicht dislozierter
Rippenfrakturen

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von Schülke, Christoph
aus Magdeburg

2006

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. H. Jürgens

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. K. Ludwig
 2. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. L. Hackenberg
- Tag der mündlichen Prüfung: 20.07.2006

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Institut für Klinische Radiologie
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. L. Heindel
Referent: Priv.-Doz. Dr. med. K. Ludwig
Koreferent : Priv.-Doz. Dr. med. L. Hackenberg

Zusammenfassung.

Experimentelle Untersuchung zur diagnostischen Leistungsfähigkeit digitaler Flachdetektorsysteme bei der Erkennung nicht dislozierter Rippenfrakturen

Schülke Christoph

Großflächige digitale Flachdetektorsysteme weisen gegenüber konventionellen Film-Foliensystemen eine überlegene Röntgenquantennutzung und eine geringere Fehlbelichtungsempfindlichkeit auf. Sie können in Bildarchivierungs- und Befundungssysteme integriert werden und zu einer Verbesserung des Workflows beitragen. Ziel dieser Arbeit ist es, die diagnostische Leistungsfähigkeit aktueller digitaler Flachdetektorsysteme unter Berücksichtigung einer möglichen Dosisreduktion zu untersuchen.

100 artifiziell frakturierte und 100 unfrakturierte Schweinerippen wurden vergleichend mit einem konventionellen Film-Foliensystem der Geschwindigkeitsklasse S=400, mit einem digitalen Lumineszenzradiographie-System und mit einem digitalen Flachdetektorsystem geröntgt. Mit den digitalen Radiographiesystemen wurde zudem eine um 50% (S=800) dosisreduzierte Aufnahme angefertigt. Für das digitalen Flachdetektorsystem wurde darüber hinaus eine Reduktion auf 25% und 6,25% (S=1600 und S=6400) der ursprüngliche Strahlendosis vorgenommen. Drei Radiologen bewerteten die Aufnahmen anhand einer fünfstufigen Konfidenzskala. Die statistische Auswertung der insgesamt 4200 Einzelbeobachtungen erfolgte durch eine ROC-Analyse. Die hieraus resultierenden A_z -Werte sind ein Indikator für die diagnostische Leistungsfähigkeit der untersuchten Modalität.

Für das Film-Foliensystem ergaben sich A_z -Werte von 0,834 (S=400), für das digitale Lumineszenzradiographie-System 0,789 (S=400) und 0,729 (S=800) und für das digitale Flachdetektorsystem 0,879 (S=400), 0,833 (S=800), 0,765 (S=1600) und 0,576 (S=6400). In einer Analyse der Varianzen ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen der Leistungsfähigkeit des digitalen Flachdetektorsystem bei S=800 und der Leistungsfähigkeit des Film-Foliensystems bei S=400. Bei gleicher Strahlendosis (S=400) ist der digitale Flachdetektor dem Film-Foliensystem (S=400) statistische signifikant überlegen.

In Übereinstimmung mit Untersuchungsergebnissen aktueller Studien konnten wir ein Dosisersparungspotential von bis zu 50% bei gleicher diagnostischer Leistung für den digitalen Flachdetektor nachweisen. Alternativ ist eine Verbesserung der diagnostischen Leistungsfähigkeit unter Beibehaltung der bislang in der konventionellen Radiographie üblichen Strahlendosis möglich.

Tag der mündlichen Prüfung: 20.07.2006

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	5
1.1 Zielsetzung	6
1.2 Direkte und indirekte digitale Flachdetektorsysteme.....	7
1.2.2 Direktes Flachdetektorsystem.....	8
1.2.3 Indirektes Flachdetektorsystem	9
1.2.1 Thin-Film Transistor Arrays.....	11
1.3 Digitale Bildbearbeitung	13
1.4 Physikalische Kennwerte	14
1.4.1 Detective Quantum Efficiency.....	14
1.4.2 Modulationsübertragungsfunktion	17
1.4.3 Dynamikbereich	20
2. Material und Methoden.....	22
2.1 Tiermodell	22
2.2 Bildakquisition	26
2.3 Bildauswertung	29
2.4 Statistische Analyse.....	30
3. Ergebnisse	32
4. Diskussion	38
5. Literaturverzeichnis	56
6. Tabellarischer Lebenslauf	61
7. Danksagung	62
8. Bildanhang	63

Abkürzungsverzeichnis

DIMA	Direct Image Magnification
DLR	Digitale Lumineszenzradiographie
DQE	Detective Quantum Efficiency
FFS	Film-Foliensystem
FPD	Flat Panel Detector (digitaler Flachdetektor)
Lp/mm	Linienpaare pro Millimeter
MÜF	Modulationsübertragungsfunktion
PACS	Picture Archiving and Communication System
ROC	Receiver Operating Characteristic
S	Speed (Geschwindigkeitsklasse)
SRV	Signalrauschverhältnis
TFT	Thin-Film Transistor Array

1. Einleitung

Großflächige, selbstauslesende, digitale Flachdetektorsysteme stellen die jüngste Entwicklung auf dem Gebiet projektionsradiographischer Systeme dar. Seit Ende der 90er Jahre sind solche Systeme kommerziell erhältlich. Sie haben sich an länger etablierten projektionsradiographischen Systemen, wie den konventionellen Film-Folien-Systemen und digitalen Lumineszenzradiographie-Systemen, die in den vergangenen Jahren und Jahrzehnten kontinuierlich weiterentwickelt wurden zu messen. Die entscheidenden Unterschiede zwischen diesen und den digitalen Flachdetektorsystemen sind folgende:

- Digitale Flachdetektorsysteme besitzen im Vergleich zur digitalen Lumineszenzradiographie und dem Film-Foliensystemen eine erheblich höhere Röntgenquantenausnutzung (DQE) und können dadurch potentiell zu einer Dosisersparung führen [6, 9, 33, 34].
- Flachdetektorsysteme haben, wie auch DLR-Systeme, einen größeren Dynamikbereich als Film-Foliensysteme. Ihre Kennlinie verläuft im Gegensatz zur S-förmigen Kennlinie konventioneller Film-Foliensysteme linear. Dadurch sind sie unempfindlicher gegenüber Fehlbelichtungen [34].
- Flachdetektorsysteme sind selbstauslesende Systeme. Ein Röntgenbild in digitaler Form steht innerhalb weniger Sekunden zur Verfügung. Kassetten oder separate Auslese- bzw. Entwicklungsgeräte wie bei DLR- oder Film-

Foliensystemen entfallen. Die erhaltenen Daten können in ein PACS integriert werden und führen zu einem verbesserten Workflow [1, 8, 9, 34].

- Die maximale Ortsauflösung von Flachdetektorsystemen ist durch die Pixelgröße limitiert und liegt in Höhe aktueller DLR-Systeme, jedoch unter der von aktuellen Film-Foliensystemen. Erste Studien lassen erahnen, dass durch digitale Bildnachbearbeitung, bei der unter anderem eine Detailkontrastanhebung erfolgt, diese Limitierung kompensiert werden könnte [6, 9, 34].

Grundsätzlich ist bei der Beurteilung von großflächigen Flachdetektorsystemen zu beachten, dass das gesamte bildgebende System betrachtet werden muss. Da jedoch trotz einzelner Unterschiede in der technischen Umsetzung aktuelle Flachdetektorsysteme praktisch identische Kennwerte bezüglich DQE und MÜF aufweisen und aktuelle Untersuchungen zur Bildqualität und zum Dosisbedarf viele Übereinstimmungen zwischen den Flachdetektorsystemen verschiedener Hersteller zeigen, wird im Folgenden ein Gerätetypus als repräsentativ für die Geräteklasse angesehen.

1.1 Zielsetzung

Unterschiedliche experimentelle [15, 18, 19, 28, 35, 38] und klinische [10, 16, 17, 26, 30, 36, 37, 40-42] Studien haben im Vergleich zu Film-Foliensystemen bereits eine bessere Bildqualität und eine niedrigere erforderliche Strahlungs dosis bei digitalen

Flachdetektorsystemen nachgewiesen. In diesen Studien wurden jedoch keine Objekte verwendet, deren Abbildung hohe Anforderungen an die Ortsauflösung des verwendeten Radiographiesystems stellt.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, eine Aussage über die diagnostische Leistung eines Flachdetektorsystems (Philips Digital Diagnost, Philips Medical Systems, Hamburg) als Prototyp großformatiger Flachdetektorsysteme bei der Erkennung kleiner, nicht dislozierter Rippenfrakturen, zu treffen. Im Vergleich zu einem Film-Foliensystem und einem DLR-System soll nachgewiesen werden, ob bei reduzierter Strahlendosis das Flachdetektorsystem eine den anderen Systemen vergleichbare diagnostische Leistung erbringt.

Das verwendete Modell stellt besondere Anforderung an die Ortsauflösung und konzentriert sich somit auf einen potentiellen Schwachpunkt des Flachdetektorsystems, der bislang nur wenig untersucht ist.

1.2 Direkte und indirekte digitale Flachdetektorsysteme

Es werden zwei Arten von Flachdetektorsystemen unterschieden. *Direkte* Flachdetektorsysteme konvertieren Röntgenstrahlung ohne den Zwischenschritt über sichtbares Licht in elektrische Ladungen. *Indirekte* Flachdetektorsysteme konvertieren Röntgenstrahlung zunächst in Licht und dieses dann in elektrische Ladungen.

Direkte und *indirekte* Flachdetektorsysteme unterscheiden sich demzufolge nur bezüglich der Konversion von Röntgenstrahlung in elektrische Ladungen. Das Auslesen der Ladung erfolgt bei *direkten* und *indirekten* Flachdetektorsystemen auf gleiche Weise. Die Begriffe *direkt* und *indirekt* bezeichnen demnach unterschiedliche

technische Konzepte, sagen jedoch nichts über die Bildqualität und den Dosisbedarf eines Flachdetektorsystems aus, was sich auch in der Literatur widerspiegelt [27].

1.2.2 Direktes Flachdetektorsystem

Die Konversion von Röntgenstrahlung in elektrische Ladungen findet bei *direkten* Flachdetektorsystemen in einem für Röntgenstrahlung empfindlichen Photoleiter statt. Dieser bildet die oberste Schicht der TFT-Array-Photoleiter-Einheit und reagiert auf eintreffende Röntgenstrahlung mit einer Elektronenfreisetzung (Abb. 1).

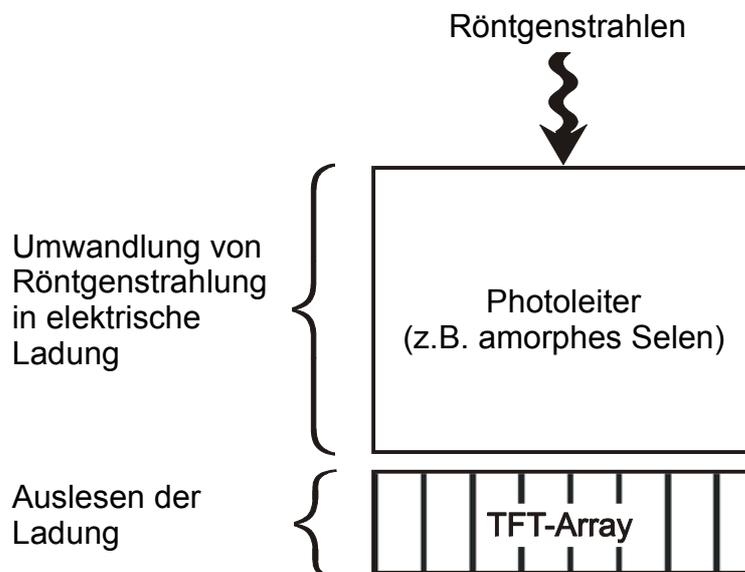


Abbildung 1: Beim *direkten* Flachdetektorsystem konvertiert ein Photoleiter die eintreffende Röntgenstrahlung in elektrische Ladung, welche dann vom TFT-Array ausgelesen wird.

Als Photoleiter werden verschiedene Materialien eingesetzt, unter anderem amorphes Selen, Bleijodid oder -oxid, Thalliumbromid, Cadmiumtellurit und Gadolinium-Verbindungen [9, 44]. Die breiteste Verwendung findet amorphes Selen. Seine radiographischen Eigenschaften sind aus dem Einsatz in der Xeroradiographie und in dedizierten Thoraxröntgensystemen (Thoravision, Philips Medizinsysteme, Hamburg) bereits gut bekannt [24, 29, 32, 39, 43]. Es weist eine sehr hohe intrinsische Ortsauflösung (500 lp/mm) auf, sodass eine Streuung innerhalb der Selenschicht kaum auftritt [11]. Die Fähigkeit zur Photokonversion ist sehr ausgeprägt. Die technische Herstellung geschieht durch ein Bedampfungsverfahren und ist relativ kostengünstig, sowie einfach zu handhaben [3].

Vor einer Aufnahme wird in dem Photoleiter ein elektrisches Feld erzeugt, sodass an der dem TFT abgewandten Seite ein Elektronenüberschuss entsteht. Die Absorption von Röntgenstrahlen bewirkt im Photoleiter eine Freisetzung von Elektronen. Die Menge der freigesetzten Elektronen ist abhängig von der Menge der einfallenden Röntgenstrahlen. Ein Bild entsteht in Form der entsprechenden Ladungsverteilung.

Die Elektronen wandern, beeinflusst durch das elektrische Feld in Richtung TFT-Array. Dort werden sie von Kondensatoren aufgenommen und gespeichert. In einem weiteren Schritt wird die gespeicherte Ladung reihenweise ausgelesen, verstärkt und durch einen Analog-Digital-Wandler bearbeitet.

1.2.3 Indirektes Flachdetektorsystem

Die Konversion von Röntgenstrahlung in elektrische Ladung erfolgt beim *indirekten* Flachdetektorsystem über den Umweg des sichtbaren Lichtes. Sie findet in einer

Schicht bestehend aus einer Photodiodenmatrix und einem Szintillator statt. Sie ersetzt die Photoleiterschicht des *direkten* Flachdetektorsystems (Abb. 2).

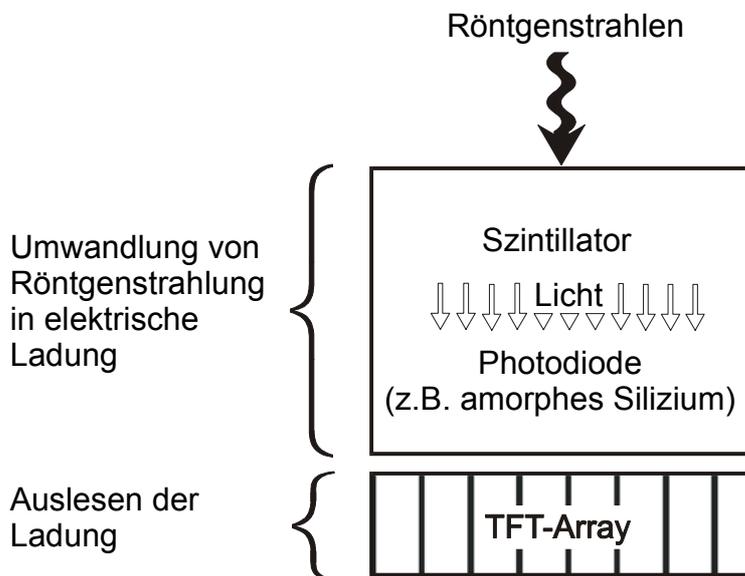


Abbildung 2: Beim *indirekten* Flachdetektorsystem entsteht im Szintillator durch die Interaktion mit Röntgenstrahlung Licht. Dieses wird durch Photodioden in elektrische Ladung umgewandelt und durch das TFT-Array ausgelesen.

Auftreffende Röntgenstrahlen werden in der Szintillatorschicht in Licht umgewandelt, welches zu Photodioden gelangt und dort proportional zu seiner Intensität in Ladung umgewandelt und gespeichert wird.

Szintillatoren können eine geordnete oder eine ungeordnete Struktur besitzen. Bei ungeordneten Szintillatoren kann das Licht durch Streuung in benachbarte Photodioden gelangen und so eine Reduktion der Ortsauflösung bewirken. Szintillatoren mit einer geordneten Struktur bestehen aus Cäsiumjodid oder Gadoliniumoxisulfid. Cäsiumjodid

kann in Form von 5-10 μ m breiten nadelförmigen Kristallen senkrecht zur Detektoroberfläche angeordnet werden.

In einem solchen Szintillator wird das Licht, wie in einer Glasfaser, entlang der Kristallstruktur mit nur geringer Streuung weitergeleitet, sodass eine höhere Ortsauflösung resultiert. Auch ist es möglich, dickere Szintillatorschichten bei nur geringer Abnahme des Auflösungsvermögens, herzustellen. Eine dickere Szintillatorschicht erhöht die Wahrscheinlichkeit einer Röntgenstrahleninteraktion und somit die Verfügbarkeit von Licht.

Die Photodiode befindet sich zwischen Szintillator und TFT-Array. Sie wandelt das eintreffende Licht in Ladung um und speichert diese.

Das Auslesen erfolgt in Analogie zum *direkten* Flachdetektorsystem durch ein TFT-Array.

1.2.1 Thin-Film Transistor Arrays

Der Name Thin-Film Transistor Array (TFT-Array) leitet sich aus dem Fertigungsprozess ab. Dabei werden mehrere 1nm – 1 μ m dicke, speziell bearbeitete Folien auf einen Träger aufgebracht. Das so entstandene TFT-Array besteht aus einer Vielzahl von Halbleiterelementen, die in einer zweidimensionalen Matrix angeordnet sind. Jedes einzelne Halbleiterelement besteht aus einem Mess- bzw. Speicherelement und einem Schaltelement (Abb. 3).

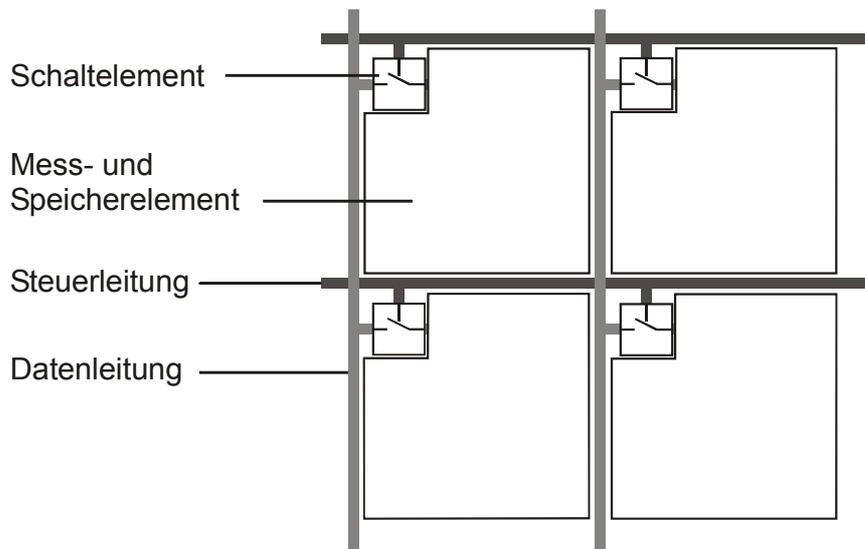


Abbildung 3: Jeder einzelne Pixel eines TFT-Arrays besteht aus einem Mess- und Speicherelement, sowie einem Schaltelement. Jedes Schaltelement wird von einer Steuer- und einer Datenleitung erreicht.

Das Mess- bzw. Speicherelement besteht entweder aus einer Photodiode oder einem Kondensator. Photodioden registrieren Licht und kommen bei *indirekten* Flachdetektorsystemen zum Einsatz. Kondensatoren werden in *direkten* Flachdetektorsystemen verwendet und registrieren Ladungsänderungen.

Das Schaltelement ist entweder eine Diode oder ein Transistor. Es hat drei Verbindungen: eine zur Steuerleitung, eine zur Datenleitung und eine zum Mess- bzw. Speicherelement.

Jeweils ein Mess- bzw. Speicherelement und ein Schaltelement zusammen ergeben einen Pixel. Die Größe dieser Pixel beträgt 100-200 μm und ist entscheidend für die Limitierung der maximalen Ortsauflösung des Radiographiesystems verantwortlich. Den größten Teil eines Pixels nimmt das Mess- bzw. Speicherelement ein. Das deutlich

kleinere Schaltelement befindet sich in einer Ecke des Pixels. Der Anteil des Mess- bzw. Speicherelements an der Gesamtgröße eines Pixels wird als Füllfaktor bezeichnet. Bei einer alleinigen Verkleinerung des Pixels ist zu beachten, dass es zu einer Erniedrigung des Füllfaktors kommt, da die Steuer- und Datenleitungen relativ mehr Platz einnehmen.

Wird über die Steuerleitung eine Spannung angelegt, so bewirkt dies ein Auslesen der im Messelement gespeicherten Ladung. Die dort gespeicherte Information wird über die Datenleitung an eine externe Elektronik geleitet, die diese auswertet.

Bei einem typischen digitalen Flachdetektorsystem beträgt die Größe eines Pixels zwischen $100\mu\text{m}$ und $200\mu\text{m}$. Diese Pixelgröße legt die maximal erreichbare Ortsauflösung fest. Diese liegt deutlich unter der von aktuellen Film-Foliensystemen, kann aber durch gezielte Kontrastanhebung in der digitalen Bildnachbearbeitung verbessert werden.

1.3 Digitale Bildbearbeitung

Die Details dieser Bildbearbeitungsroutinen unterscheiden sich zwischen den Herstellern, sodass an dieser Stelle nur die grundsätzlich ähnlichen Methoden Erwähnung finden.

Die Bildbearbeitung durch ein Computersystem ist bei allen digitalen Radiographiesystemen möglich. Sie wird eingesetzt, um fehlerhafte Aufnahmen zu korrigieren und um die nominell niedrigere Ortsauflösung gegenüber Film-Foliensystemen durch Detailkontrastoptimierung zu kompensieren.

Das erhaltene Rohdatenbild wird zunächst einer Fehlerkorrektur unterzogen. Nicht korrekt ausgelesene Pixel und Pixelreihen oder eventuelle Kachelgrenzen werden durch Interpolation aus den umgebenden korrekt ausgelesenen Pixeln ergänzt. Die Erfassung fehlerhafter Pixel erfolgt durch wiederholtes Auslesen des Detektors ohne Exposition durch Röntgenstrahlung (Dark Frame Calibration). Diesen Vorgang führt das Flachdetektorsystem vollautomatisch zwischen den Röntgenaufnahmen durch.

Methoden zur Detailkontrastanhebung sind die Histogrammanalyse und die Multifrequenzfilterung. Die Histogrammanalyse ermöglicht die Differenzierung zwischen Direktbestrahlung und Streustrahlung einerseits, sowie der tatsächlich zur Bildinformation beitragenden Strahlung andererseits und ermöglicht so eine korrekte Fensterung. Die Multifrequenzanalyse dient der Anpassung des Gesamtkontrastes.

1.4 Physikalische Kennwerte

Die im Folgenden vorgestellten physikalischen Kennwerte sind die Detective Quantum Efficiency (DQE), die Modulations-Übertragungsfunktion (MÜF) und der Dynamikbereich. Sie beschreiben die Qualität eines Radiographiesystems [22, 33].

1.4.1 Detective Quantum Efficiency

Die DQE ist ein Maß für die Röntgenquantennutzung. Sie kann für einzelne Komponenten eines Bilderzeugungssystems, sowie für das Gesamtsystem bestimmt werden.

Im Folgenden sind Angaben bezüglich der DQE stets auf das Gesamtsystem bezogen.

Die DQE errechnet sich aus dem Quotienten der Quadrate der Signalrauschverhältnisse (SRV) am Ausgang und Eingang eines Bilderzeugungssystems [4, 45]. Das SRV ist durch das Verhältnis von Nutzsignalen zu Störsignalen definiert.

$$DQE = \frac{SRV_{\text{Ausgang}}^2}{SRV_{\text{Eingang}}^2}$$

Die DQE kann Werte zwischen null und eins (0% und 100%) annehmen, wobei ein ideales System durch eine DQE von eins (100%) charakterisiert ist. Dies würde bedeuten, dass jedes Röntgenquant, das der Röntgenstrahlengenerator aussendet in relevante Bildinformation umgewandelt wird. Wie aus der Definition ersichtlich, kann eine Verbesserung der DQE durch eine Erhöhung des SRV am Ausgang oder durch eine Verringerung des SRV am Eingang des Systems bewirkt werden [31, 44].

Die DQE von Flachdetektorsystemen liegt um den Faktor 2-3 höher als die von Film-Folien- oder digitalen Lumineszenzradiographie-Systemen (Abb. 4).

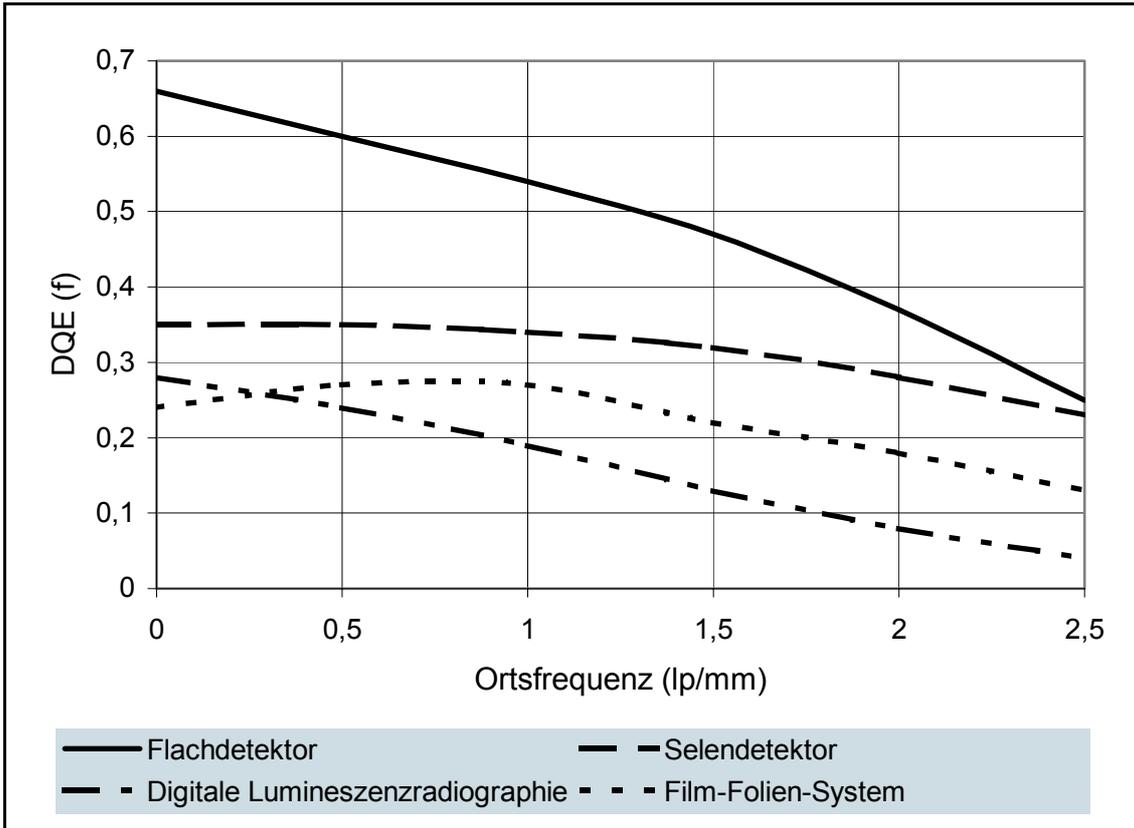


Abbildung 4: Ortsfrequenzabhängige Darstellung der DQE eines Flachdetektorsystems (Revolution XQ/i, GE Medical Systems, Milwaukee, USA) im Vergleich zu anderen Radiographiesystemen. Das Flachdetektorsystem weist eine höhere DQE als die anderen Systeme auf. lp/mm = Linienpaare pro Millimeter (Daten aus [9])

Die verbesserte Röntgenquantennutzung kann entweder zur Steigerung der Bildqualität bei gleich bleibender Strahlendosis oder zur Dosisreduzierung bei gleich bleibender Bildqualität genutzt werden.

1.4.2 Modulationsübertragungsfunktion

Die MÜF gibt an, wie verschieden starke Kontraste durch optische Übertragungssysteme wiedergegeben werden. Dafür wird die Abweichung eines Röntgenbilddetails von dem vorgegebenen Objektdetail gemessen. Dieses erfolgt mit Hilfe eines Sinusrasters oder eines einfacher zu handhabenden Rechteckstrichrasters (Abb. 5).

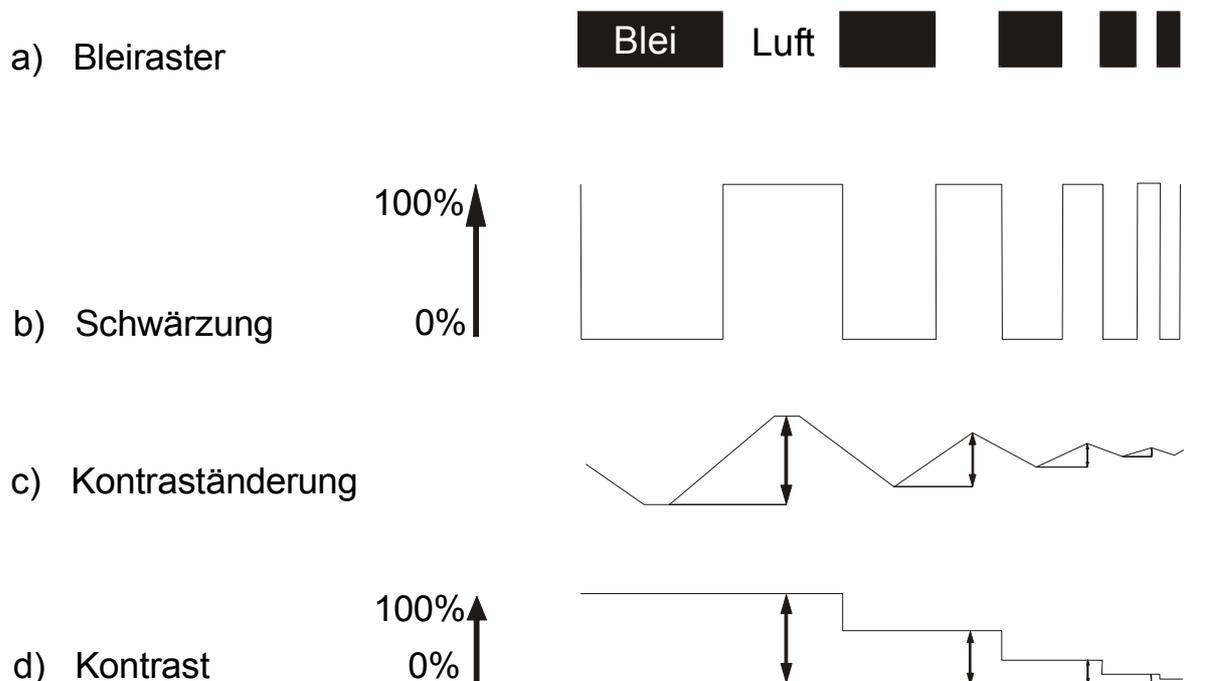


Abbildung 5: Modulationsübertragungsfunktion (Abbildung nach [14])

- Vergrößerte Darstellung der Rasterstreifen eines Rechteckstrichrasters. Die Ortsfrequenz nimmt von links nach rechts zu.
- Ein ideales Bilderzeugungssystem würde die rechteckigen Detailkanten des Rasters entsprechend der abgebildeten Kurve darstellen.
- Die tatsächliche Kontrastkurve weicht von der des idealen Systems ab. Die

Amplituden der Kontraste nehmen mit zunehmender Ortsfrequenz ab und verlaufen weniger steil.

d) Die MÜF wird aus den Amplituden der einzelnen Kontraste ermittelt.

Die MÜF wird in Abhängigkeit von einer definierten Ortsfrequenz „u“ (Linienpaare/mm = lp/mm) angegeben:

$$M\ddot{U}F(u) = \frac{\text{Kontrast}(u)_{\text{Ausgang}}}{\text{Kontrast}(u)_{\text{Eingang}}}$$

Eine MÜF von null (0%) bedeutet, dass kein Kontrast dargestellt wird, wohingegen eine MÜF von eins (100%) einer maximal möglichen Kontrastdarstellung entspricht. Die MÜF, und somit die Fähigkeit eines Systems zur Signalreproduktion nimmt mit steigender Ortsfrequenz des Signals ab.

Die MÜF wird im Wesentlichen durch die Pixelgröße des verwendeten Detektors beeinflusst. Faktoren, wie die Streuung von Licht im Szintillator *indirekter* digitaler Flachdetektorsysteme oder die Streuung von Elektronen im Photoleiter *direkter* digitaler Flachdetektorsysteme, sind im Vergleich zur Pixelgröße gering [11]. Digitale Bilderzeugungssysteme bieten im Gegensatz zum konventionellen Film-Foliensystem die Möglichkeit der nachträglichen Bildbearbeitung. Diese ist geeignet, die MÜF der digitalen Systeme zu erhöhen (Abb. 6).

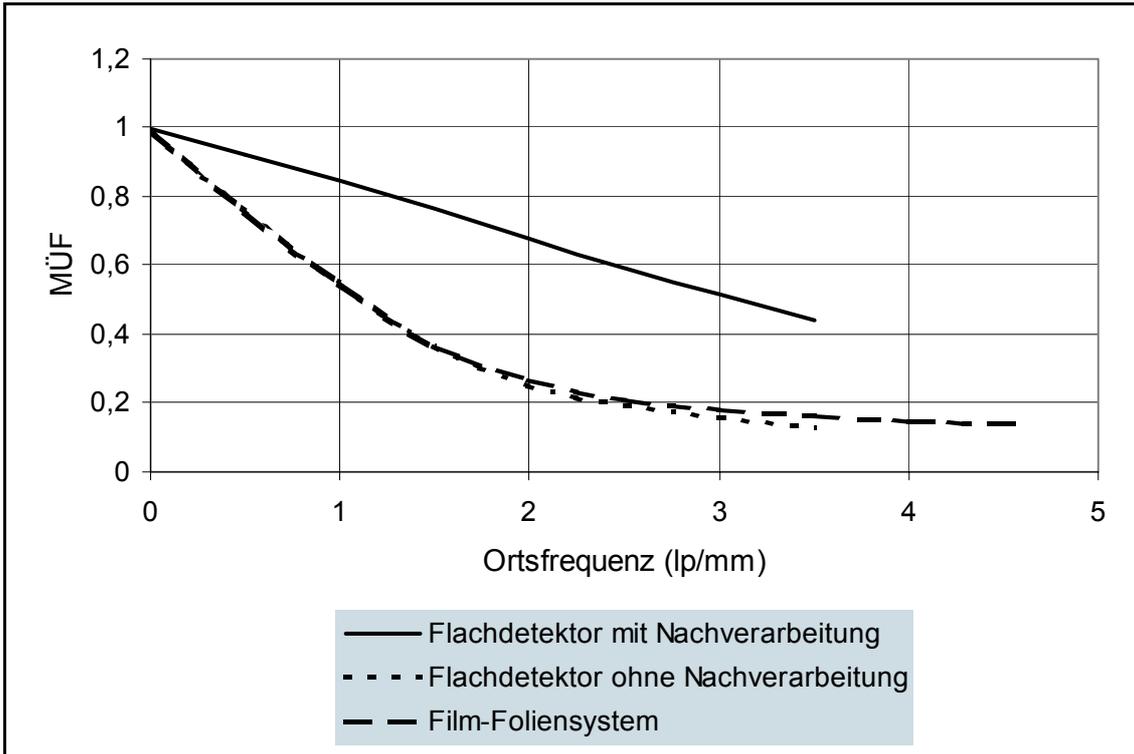


Abbildung 6: Vergleich der MÜF eines Flachdetektorsystems (Pixium 4600, Trixell, Moirans, Frankreich) mit und ohne Nachbearbeitung mit einem Film-Foliensystem. Die MÜF ohne Nachbearbeitung ist der des Film-Foliensystems unterlegen. Durch Nachbearbeitung wird bis zum Nyquist-Limit (maximal mögliche MÜF, die durch die Pixelgröße des Detektors festgelegt ist) eine überlegene MÜF erreicht. lp/mm = Linienpaare pro Millimeter (Daten aus [34])

Im Gegensatz zur Messung der Hochkontrast-Ortsauflösung mit Hilfe eines Bleistrichrasters erlaubt die MÜF eine wesentlich differenziertere Beurteilung des Auflösungsvermögens eines Bilderzeugungssystems.

Durch digitale Bildnachbearbeitung erreichen Flachdetektoren bis zu ihrem Nyquist-Limit eine dem Film-Foliensystem überlegene MÜF (Abb. 6).

1.4.3 Dynamikbereich

Der Dynamikbereich von digitalen Flachdetektorsystemen ist außerordentlich groß. Dieses spiegelt sich in einer weitgehend linear verlaufenden Kennlinie wider. Film-Foliensysteme hingegen weisen einen S-förmigen Verlauf der Kennlinie und einen engen Dynamikbereich auf (Abb. 7).

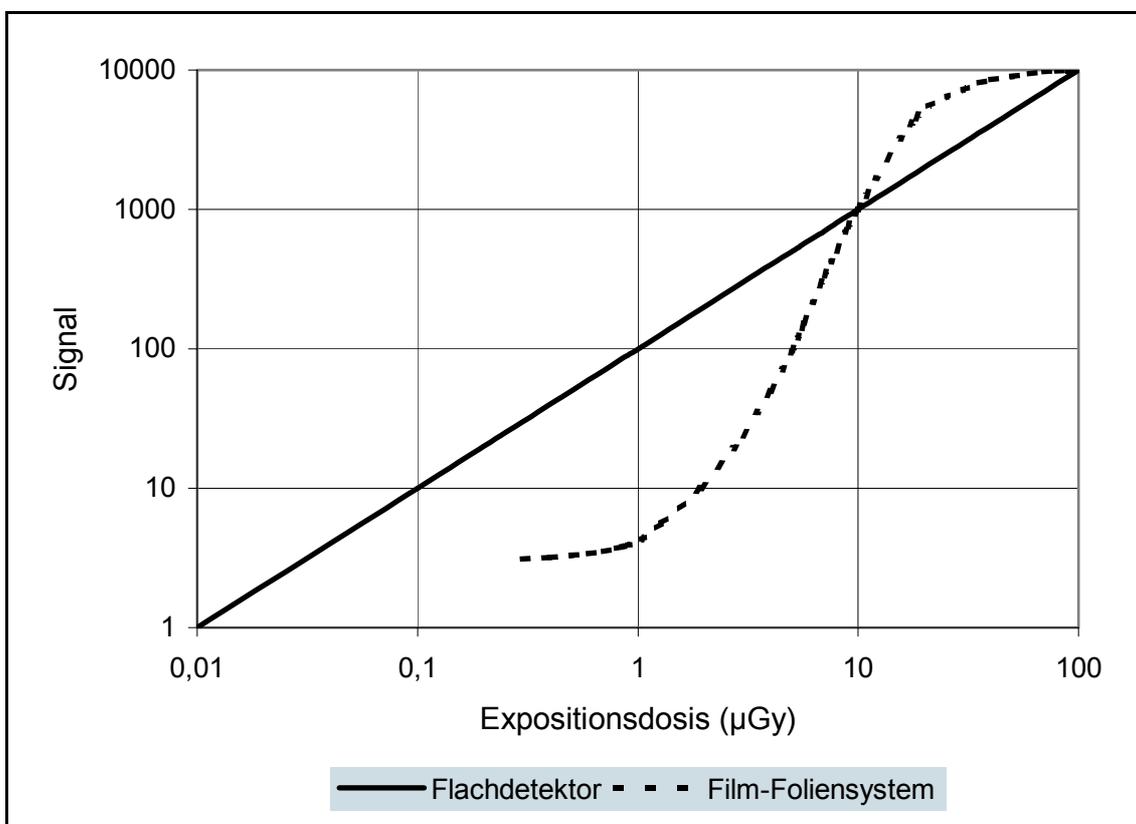


Abbildung 7: Darstellung der linear verlaufenden Kennlinie eines Flachdetektorsystems (Pixium 4600, Trixell, Moirans, Frankreich) im Vergleich zu der typisch S-förmig verlaufenden Kennlinie eines Film-Foliensystems (Daten aus [34]).

Der große Dynamikbereich von Flachdetektoren bewirkt eine größere Unempfindlichkeit gegenüber Fehlbelichtungen. Durch digitale Bildnachbearbeitung können die für die Diagnostik relevanten Graustufen nachträglich aus dem Datensatz extrahiert werden. Somit können zusätzliche Strahlenexpositionen für den Patienten vermieden werden.

2. Material und Methoden

2.1 Tiermodell

Als Tiermodell dienten insgesamt 200 Schweinerippen, von denen 100 frakturiert wurden. Die restlichen 100 Rippen blieben als Kontrollgruppe ohne Fraktur. Alle Rippen wurden innerhalb von 24 Stunden nach dem Tod des Tieres unter ständiger Kühlung präpariert und für die vorgesehenen Versuche bearbeitet.

Ein besonderes Augenmerk wurde auf die Erzeugung möglichst feiner Frakturen mit geringer Dislokation gelegt. Mit Hilfe einer Materialprüfmaschine (Otto Wolpert Werke GmbH, Ludwigshafen) konnte die zur Erzeugung einer Fraktur erforderliche Kraft exakt bestimmt und dosiert werden (Abb. 8) [2, 7, 20].

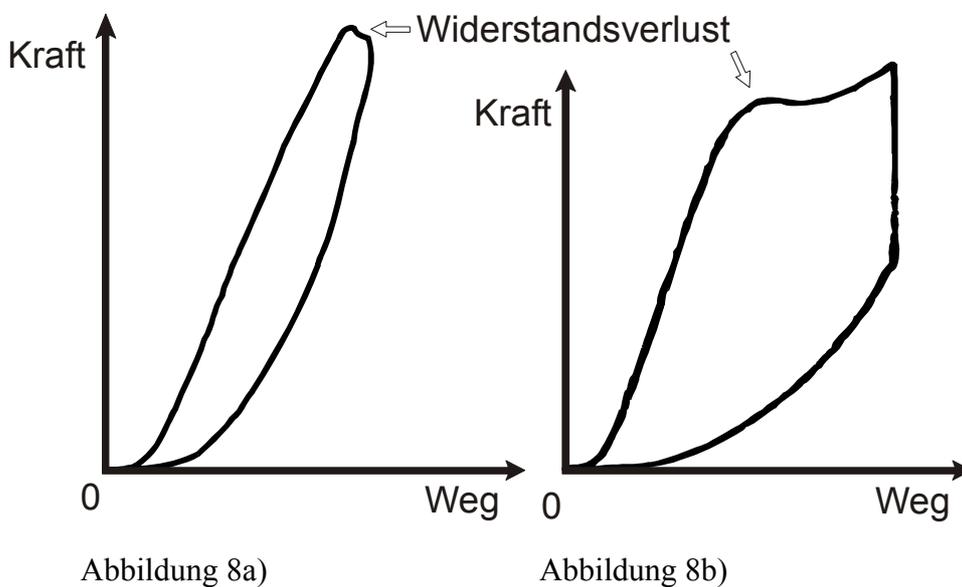


Abbildung 8a und 8b: Der Abfall der notwendigen Kraft pro Wegeinheit weist auf eine Fraktur hin und die Maschine beendet die Krafteinwirkung. Der Stempel wird zurück gefahren, sodass nur eine minimale Dislokation entstehen kann (Abb. 8a). Eine weitere

Krafteinwirkung würde zu einer Vergrößerung der Dislokation und weiteren schwer zu kontrollierenden Frakturen führen (Abb. 8b).

Zur Simulation der menschlichen Gewebeelastizität wurden die Rippen während der Frakturzeugung in einem speziellem Haltegestell eingespannt. Dieses fixierte die Rippe während der orthogonal erfolgenden Krafteinwirkung und verminderte, durch Kompression an beiden Enden des Knochens, die während dieser Belastung auftretende Dislokation.(Abb. 9a-c).

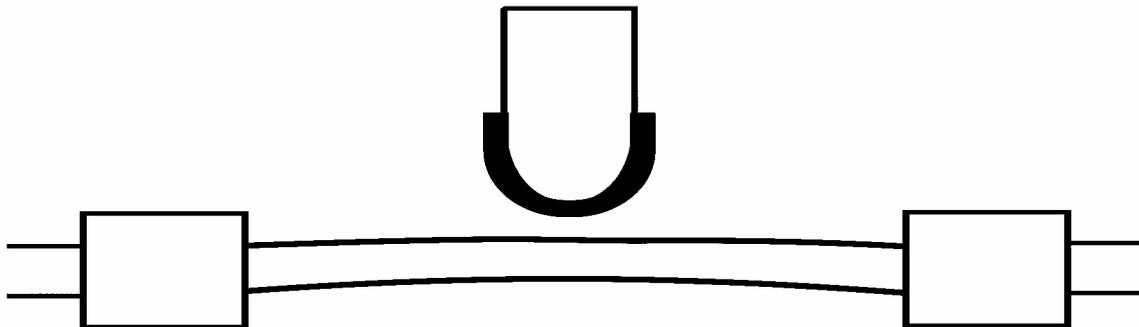


Abbildung 9a: Fixieren der Rippe in einem Haltegestell

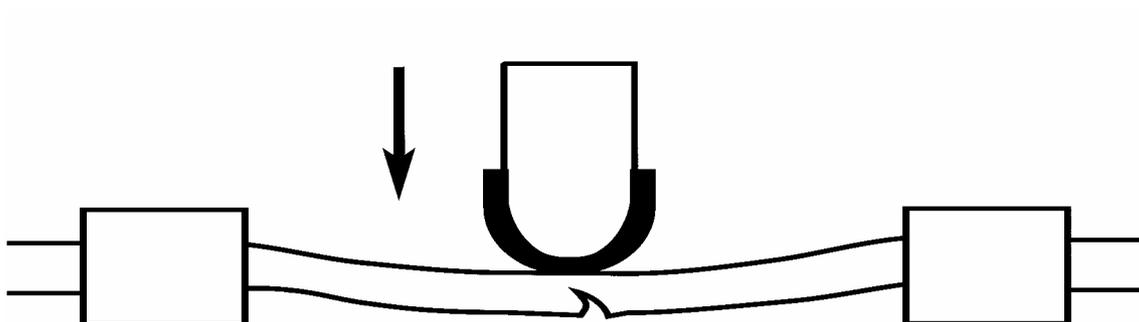


Abbildung 9b: Durch Ausüben eines zeitlich begrenzten kontrollierten Druckes wird eine Fraktur erzeugt.

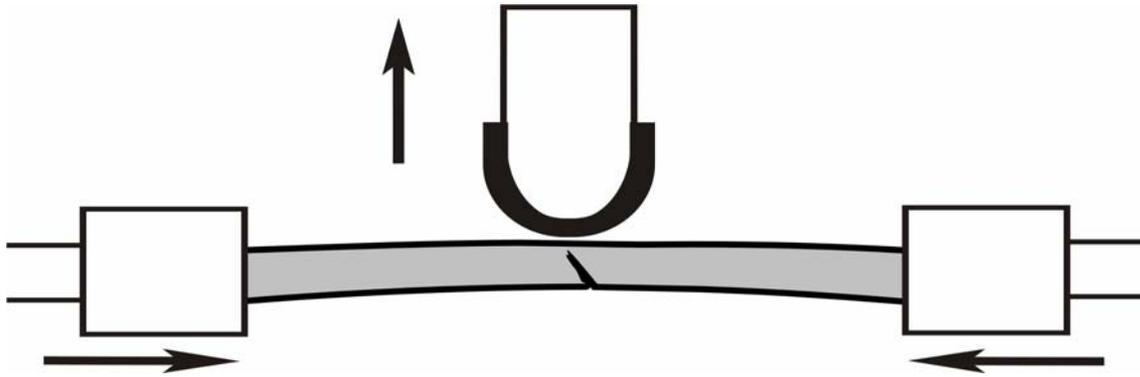


Abbildung 9c: Die Rippe wird durch Druck an den Enden in die ursprüngliche Form gebracht und die entstandene Dislokation nochmals verringert.

Die so erzeugten Frakturen befinden sich im mittleren Drittel der Rippe, sind minimal disloziert und nur auf die Kortikalis beschränkt.

Um während der Bilderzeugung den umliegenden Weichteilmantel eines menschlichen Thoraxes und die sich daraus ergebende Streustrahlung zu simulieren, wurde über den Rippen ein mit Wasser gefülltes Becken (Wasserhöhe 160mm) im Strahlengang platziert (Abb. 10).

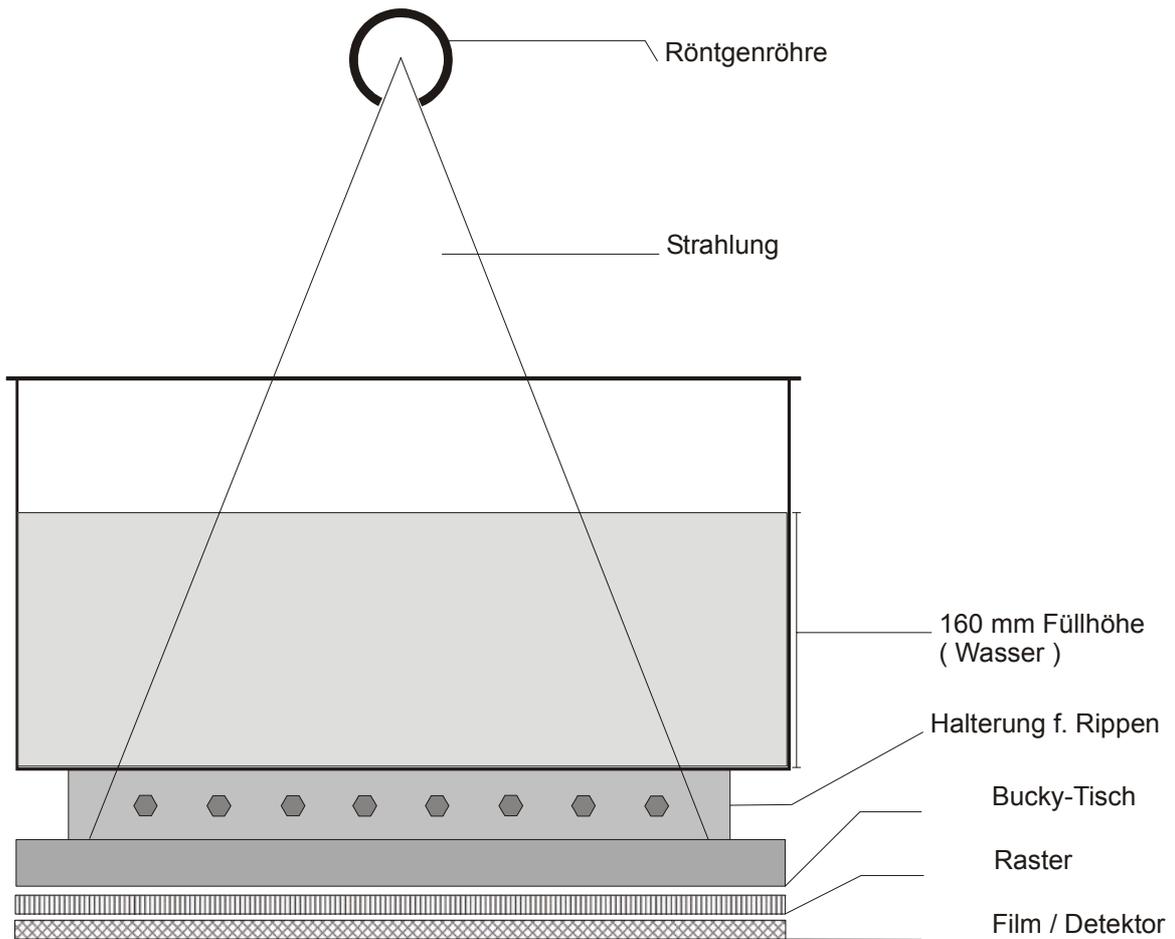


Abbildung 10: Seitenansicht des Versuchsaufbaus

Frakturspalten, die auf dem Röntgenbild entweder zu diskret oder zu deutlich erscheinen, stellen keine diagnostische Hürde dar. Sie werden mit allen Systemen und in allen Modalitäten gleichermaßen sicher erkannt.

Ein Vorversuch, aufgrund dessen Ergebnisse die zur Frakturierung angewandten Parameter modifiziert wurden, gewährleistete eine sinnvolle Verteilung der Erkennbarkeiten der Frakturen, und ermöglichte die statistische Auswertbarkeit.

Die am Vorversuch beteiligten Personen waren von den späteren Untersuchungen ausgeschlossen. Die Rippen wurden nicht wiederverwendet.

2.2 Bildakquisition

Um die Aufnahmebedingungen für die verwendeten Bilderzeugungssysteme möglichst konstant zu gestalten, wurde für alle Aufnahmen eine Kombination aus Standard Röntgenröhre und Generator (Philips SRO 33 100 / SCP 80, Philips Medizinsysteme, Hamburg) verwendet. Die Fokusgröße betrug 0,6 mm. Alle Aufnahmen wurden mit einem beweglichen Streustrahlenraster (Rastergröße 12:1, 40 lp/mm) erstellt. Die geometrischen Parameter waren mit einem Fokus-Objekt-Abstand von 115 cm und einem Objekt-Film-Abstand von 8 cm für alle Modalitäten identisch. Die Einblendung des Strahlenfeldes erfolgte stets auf einen 20 x 4 cm großen Bereich in der Mitte des Detektors, sodass systematische Fehler durch Streustrahlung minimiert wurden.

Analog zur klinischen Routineuntersuchung des menschlichen Thoraxskeletts fanden eine Röhrenspannung von 70kV und eine gesamte Filterung durch 3 mm Aluminium Verwendung.

Die präparierten Rippen wurden mittels dreier unterschiedlicher radiographischer Detektorsysteme unter Verwendung unterschiedlicher Strahlungsdosen abgebildet.

Den Referenzstandard in der projektionsradiographischen thorakalen Skelettdiagnostik bildet in dieser Studie ein Film-Foliensystem der 400er Empfindlichkeitsklasse (Insight Skeletal Regular, Kodak, Rochester, NJ) im Format 18 x 43 cm mit einer Ortsauflösung von 6.5 lp/mm. In einer Belichtungsserie unter Verwendung verschiedener Rippen wurde diejenige Dosis herausgefunden, die zu einer klinisch optimalen Aufnahme bei dem verwendeten Film-Foliensystem führt. Diese Dosis diente für alle drei verwendeten Radiographiesysteme als Referenzdosis. Im weiteren wird sie in Anlehnung an die Nomenklatur der konventionellen Radiographie als Geschwindigkeitsäquivalent S=400

bezeichnet.

Als Vertreter bereits etablierter digitaler Radiographiesysteme kam ein digitales Lumineszenzradiographie-System (ADC compact, Agfa, Leverkusen) zum Einsatz. Die Pixelgröße des verwendeten 18 x 24 cm großen Films beträgt 118 x 118 μm , woraus sich eine Nyquistfrequenz von 4.2 lp/mm ergibt. Der darstellbare Helligkeitsbereich umfasst ca. 1000 Graustufen (2^{10} Bit). Mit diesem System wurden Aufnahmen mit den Geschwindigkeitsäquivalenten $S=400$ und $S=800$, entsprechend 100% und 50% der Referenzdosis angefertigt. Eine niedrigere Dosis war aufgrund technischer Limitierungen des verwendeten Systems nicht möglich.

Als Prototyp für die aktuell erhältlichen digitalen Flachdetektorsysteme wurde ein selbstauslesendes großflächiges digitales Flachdetektorsystem auf Silizium-Aktivmatrix-Basis (Philips Medizinsysteme, Hamburg) mit einer 500 μm dicken Schicht Cäsium-Jodid zur Konvertierung der Röntgenstrahlung in Licht und einer Matrix aus amorphem Silizium zur Konvertierung von Licht in elektrische Ladung verwendet. Die Pixelgröße des 3000 x 3000 Pixel großen TFT-Arrays beträgt 143 x 143 μm , mit einer daraus resultierenden Nyquistfrequenz von 3.6 lp/mm. Die gesamte Bildinformationsrelevante Fläche beträgt 43 x 43 cm und setzt sich aus 4 Teildetektoren von je 21,5 x 21,5 cm zusammen. Insgesamt sind in etwa 16000 Graustufen (2^{14} Bit) darstellbar. Aufnahmen mit dem Flachdetektorsystem wurden mit voller Referenzdosis, sowie mit der Hälfte, einem Viertel und einem Achtel angefertigt (entsprechend den Geschwindigkeitsäquivalenten von $S=400$, $S=800$, $S=1600$ und $S=6400$).

Der Einsatz einer Belichtungsautomatik wurde vermieden, um nicht beeinflussbare Unterschiede in der Belichtung zu verhindern.

Die Aufnahmen des Flachdetektorssystems und des Lumineszenzradiographie-Systems wurden mit einem Laserbelichter auf Film (Imation film / Imation DryView 8700, Kodak, Rochester, NJ) ausgegeben. Die Entwicklung der Kassetten des Film-Foliensystems erfolgte durch einen Entwicklungsautomaten (X-OMAT 5000RA Processor, Kodak, Rochester, NJ). Für die Fensterung diente jeweils die Aufnahme des Geschwindigkeitsklasse 400 Film-Foliensystems als Referenzbild. Mit Hilfe eines Densitometers (Unilight D, Wellhoefer, Schwarzenbruck) wurde an drei definierten Orten die Lichtdurchlässigkeit gemessen (Abb. 11).

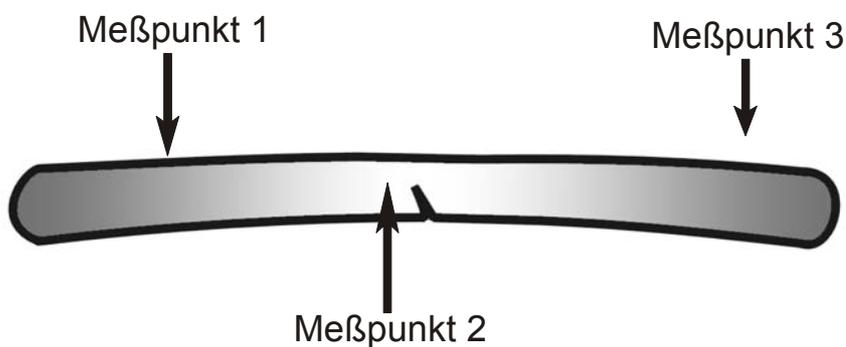


Abbildung 11 : Messpunkte des Densitometers (1 - Rippenkortex, 2 - zentraler Teil der Rippenspongiosa, 3 – Direktbestrahlung außerhalb der Probe)

Um eine Beeinflussung der Beurteilungsleistung durch Unterschiede in Helligkeit oder Kontrast auszuschließen, erfolgte die Angleichung der Fensterung der digitalen Aufnahmen an Hand der zuvor ermittelten Messwerte. Alle Schritte der Bildakquisition

fürte eine nicht an der Bildauswertung beteiligte Person durch.

2.3 Bildauswertung

Die Auswertung der Bilder erfolgte durch drei unabhängig voneinander befundenden Radiologen. Beurteilt wurde die Erkennbarkeit einer möglichen Fraktur auf einer fünfstufigen Konfidenzskala (Tabelle 1).

1	Fraktur sicher vorhanden
2	Fraktur wahrscheinlich vorhanden
3	Fraktur nicht sicher auszuschließen
4	Fraktur wahrscheinlich nicht vorhanden
5	Fraktur sicher nicht vorhanden

Tabelle 1: Konfidenzskala zur Frakturerkennung

Insgesamt ergaben sich hieraus 4200 Beobachtungen (200 Rippen x 3 Radiologen x 7 Kombinationen aus Abbildungsmodalität und Aufnahmedosis). Alle Angaben, die Rückschlüsse auf Belichtungsparameter oder Abbildungsmodalität zuließen, wurden für die beurteilenden Radiologen auf den Röntgenaufnahmen unkenntlich gemacht. Um eine durch einen Lerneffekt bedingte Verzerrung zu verhindern, erfolgte die Präsentation der Bilder in einer zufälligen Reihenfolge. Vor der Befundung der

Aufnahmen des Hauptversuches fand eine Einweisung und eine Übungsphase mit Röntgenaufnahmen, von nicht in der Studie verwendeten Rippen, statt. Alle Bilder wurden ohne Zeitbeschränkung, am selben Leuchtkasten mit verstellbaren Blenden betrachtet. Die Hintergrundbeleuchtung war ausgeschaltet. Die Bewertung wurde durch die Radiologen in einen Auswertungsbogen eingetragen.

Keiner der befundenden Radiologen war an der Präparation oder an der Bilderstellung beteiligt.

2.4 Statistische Analyse

Die Daten wurden mit Hilfe des Receiver Operating Characteristic (ROC) Verfahrens ausgewertet. Die Erstellung der ROC-Kurven erfolgt mit Hilfe eines Maximum likelihood Algorithmus zur Kurvenanpassung, nachdem die Rate der richtig positiven Beurteilungen gegen die Rate der falsch positiven Beurteilungen in ein Koordinatensystem eingetragen wurde. Die Einschätzung der diagnostische Leistung erfolgte durch Bestimmung der Fläche unter der ROC-Kurve (A_z).

Kombinierte A_z -Werte der drei befundenden Radiologen wurden nach der von Metz beschriebenen Methode errechnet [21]. Dieses erfolgte für sämtliche Kombinationen aus Bildmodalität und Strahlensdosis (Film-Foliensystem 400; Flachdetektorsystem 400, 800, 1600 und 6400; digitales Lumineszenzradiographie-System 400 und 800). Die Bestimmung der statistischen Signifikanz der Unterschiede in der diagnostischen Leistung wurde nach der von DeLong beschriebenen Methode zum Vergleich multipler A_z -Werte durch Analyse der Varianzen durchgeführt [5]. Unter dem Aspekt der A_z -Werte wurde ein Vergleich zwischen

- den unterschiedlichen Strahlendosen des Flachdetektorsystems,
- den unterschiedlichen Strahlendosen des digitalen Lumineszenzradiographie-Systems,
- den Aufnahmen der Geschwindigkeitsklasse 400 aller Radiographiesysteme,
- der Detektorempfindlichkeit 800 des Flachdetektors und dem Film-Foliensystem der Geschwindigkeitsklasse 400

angestellt.

Zum Einsatz kamen die Programme ROCFIT (Metz CE, Department of Radiology, University of Chicago, Ill, 1989) und ein SAS Software-Paket (SAS, Cary, NC).

3. Ergebnisse

Die in der ROC-Analyse ermittelten A_z -Werte weisen für das digitale Flachdetektorsystem und das digitale Lumineszenzradiographie-System eine Abhängigkeit von der verwendeten Strahlendosis auf und steigen mit der verwendeten Dosis an (Abb. 12).

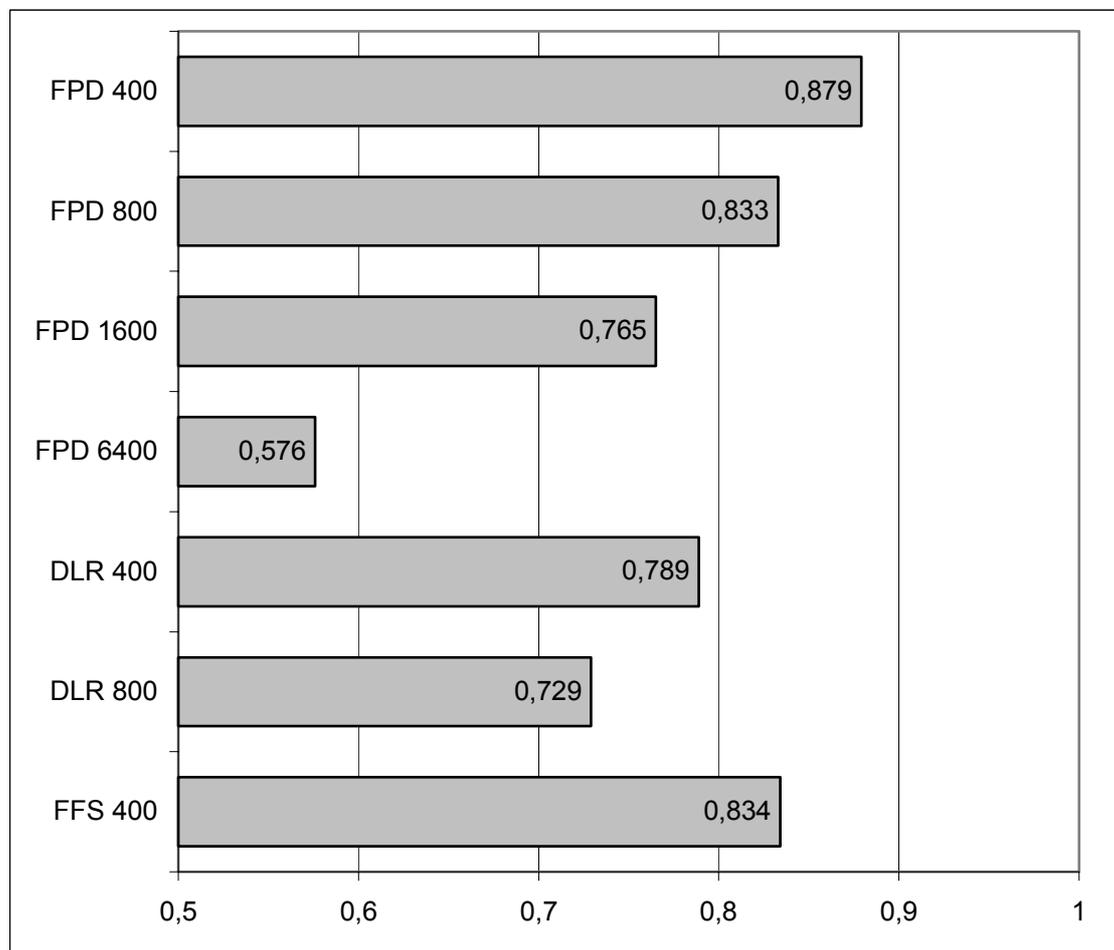


Abbildung 12: A_z -Werte des konventionellen Film-Foliensystems (FFS), des digitalen Lumineszenzradiographie (DLR) und des digitalen Flachdetektorsystems (FPD) bei unterschiedlichen Strahlendosen (entsprechend $S=400, 800, 1600$ und 6400).

Dieser Zusammenhang ist ebenfalls in den ROC-Kurven der entsprechenden Modalitäten erkennbar (dargestellt für das digitale Flachdetektorsystem in Abb. 13) und spiegelt die Zunahme der diagnostischen Sicherheit bei einer Erhöhung der Dosis wider.

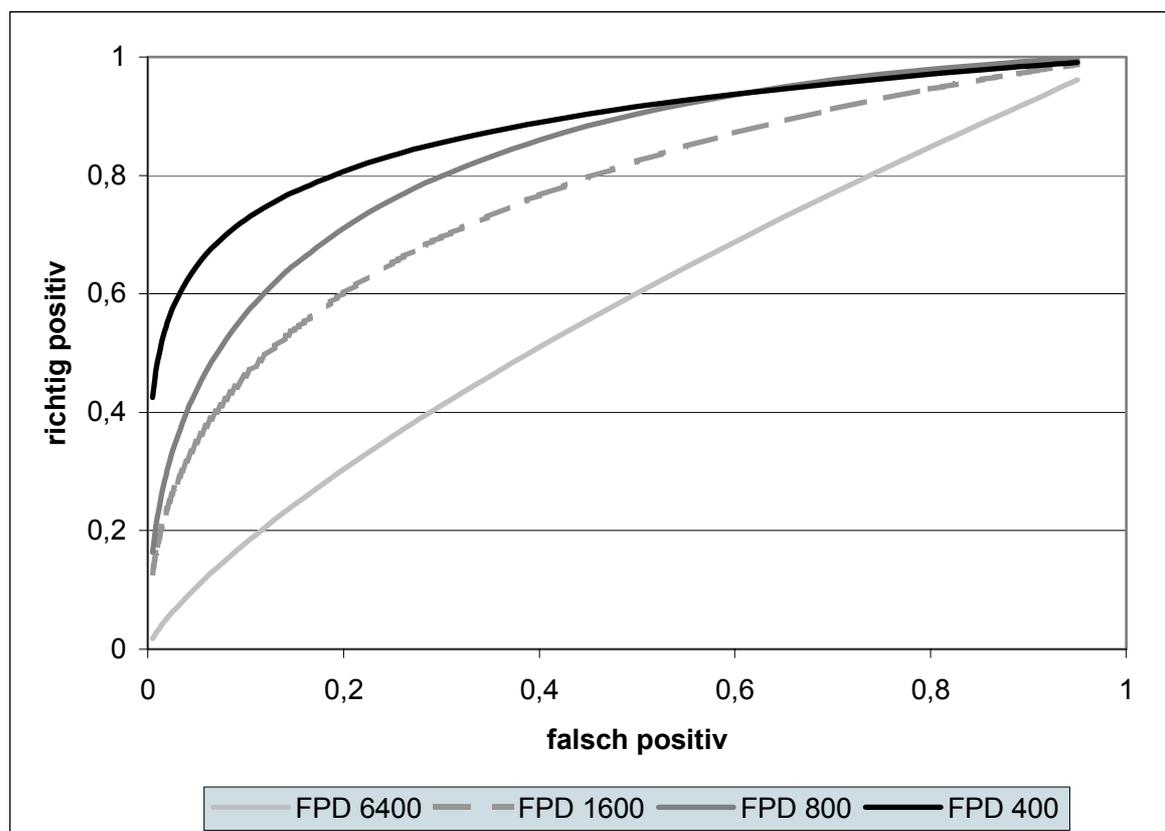


Abbildung 13: Receiver Operating Characteristic (ROC) Kurven (Kombination der Ergebnisse der drei Radiologen) für den digitalen Flachdetektor (FPD) bei Geschwindigkeitsklassen von 400, 800, 1600 und 6400.

In den gegebenen Bildbeispielen ist eine Verminderung der Aufnahmequalität bei Reduktion der Dosis ersichtlich (Abb. Ia-d des Bildanhanges).

Der gleiche Zusammenhang zwischen Strahlendosis und diagnostischer Leistung konnte für das digitale Lumineszenzradiographie-System nachgewiesen werden (Abb. 14).

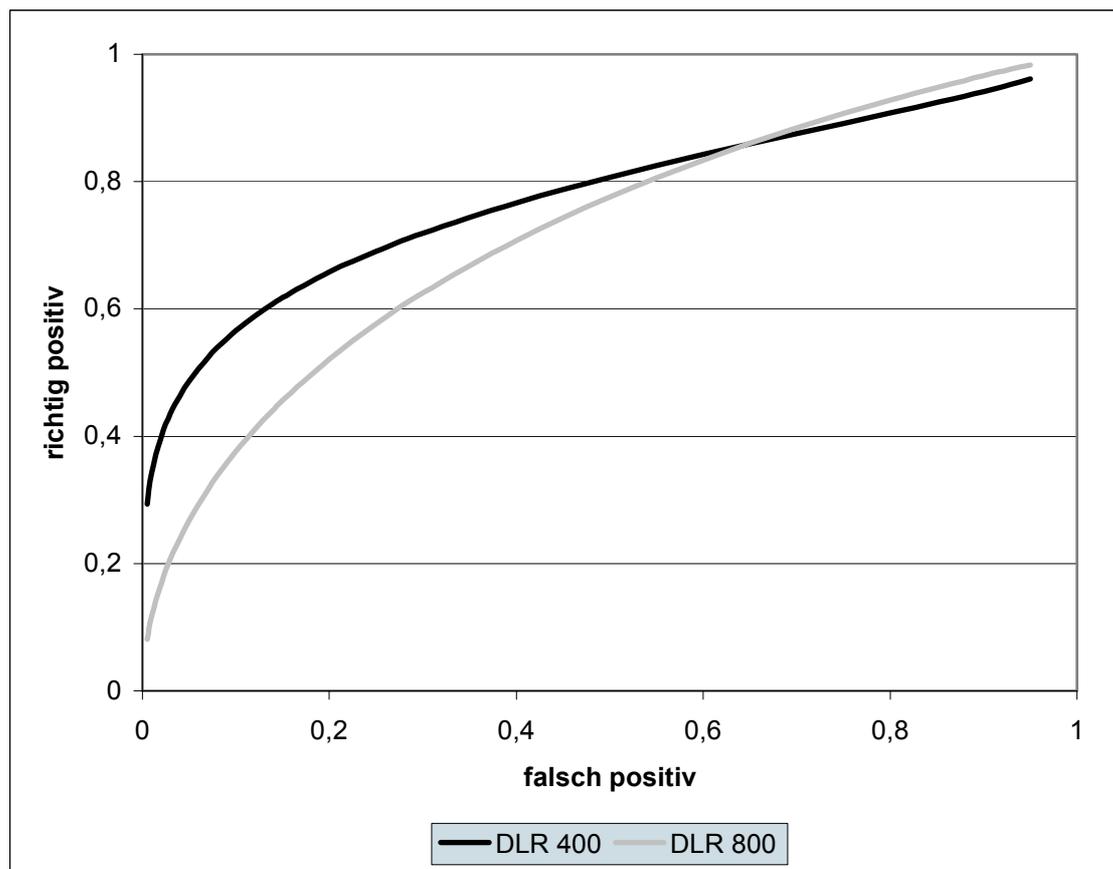


Abbildung 14: Receiver Operating Characteristic (ROC) Kurven (Kombination der Ergebnisse der drei Radiologen) für das digitale Lumineszenzradiographie-System bei den Geschwindigkeitsklassen 400 und 800.

Unter Verwendung einer der Geschwindigkeitsklasse 400 äquivalenten Strahlendosis

sind die A_z -Werte des digitalen Flachdetektorsystems ($A_z = 0,879$) signifikant höher ($p < 0,05$), als bei dem verwendeten Film-Foliensystem ($A_z = 0,834$) und dem digitalen Lumineszenzradiographie-System ($A_z = 0,789$). Die ROC-Kurven dieser drei Kombinationen aus Bildmodalitäten und Strahlendosis, sind in Abbildung 15, die entsprechenden Bildbeispiele in den Abbildungen IIa-c des Bildanhanges dargestellt.

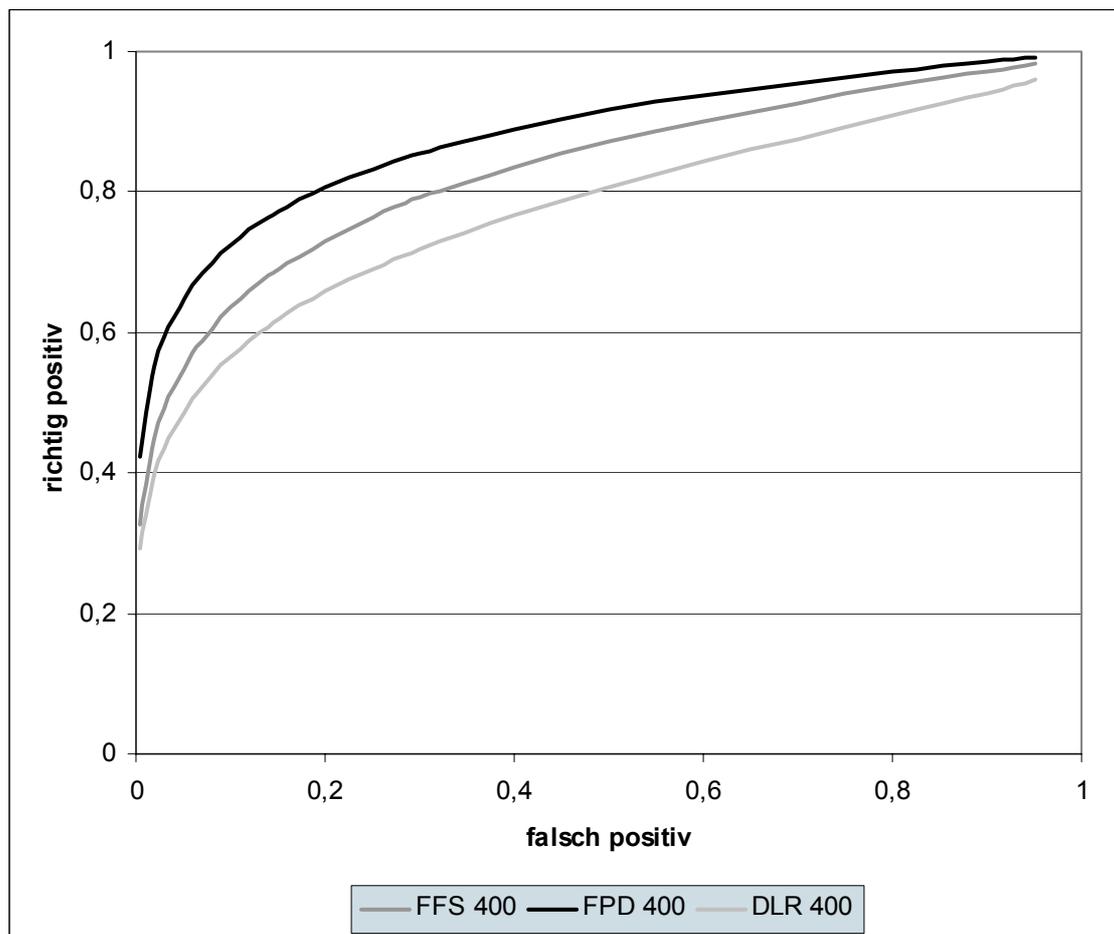


Abbildung 15: Receiver Operating Characteristic (ROC) Kurven (Kombination der Ergebnisse der drei Radiologen) für die verwendeten Bilderzeugungssysteme bei einem Dosisäquivalent, entsprechend der Geschwindigkeitsklasse 400. (FFS = Film-Foliensystem; DLR = digitales Lumineszenzradiographie-System; FPD = digitales Flachdetektorsystem).

Betrachtet man das digitale Flachdetektorsystem bei einem Geschwindigkeitsklassenäquivalent von 800 und das Film-Foliensystem der Geschwindigkeitsklasse 400, so unterscheiden sich die A_z -Werte und dementsprechend auch die ROC-Kurven (Abb. 16) der beiden Vergleichssysteme nicht signifikant ($p > 0,05$) voneinander. Dieses ist auch im Vergleich von Abbildung IIc und II d der Bildbeilage ersichtlich.

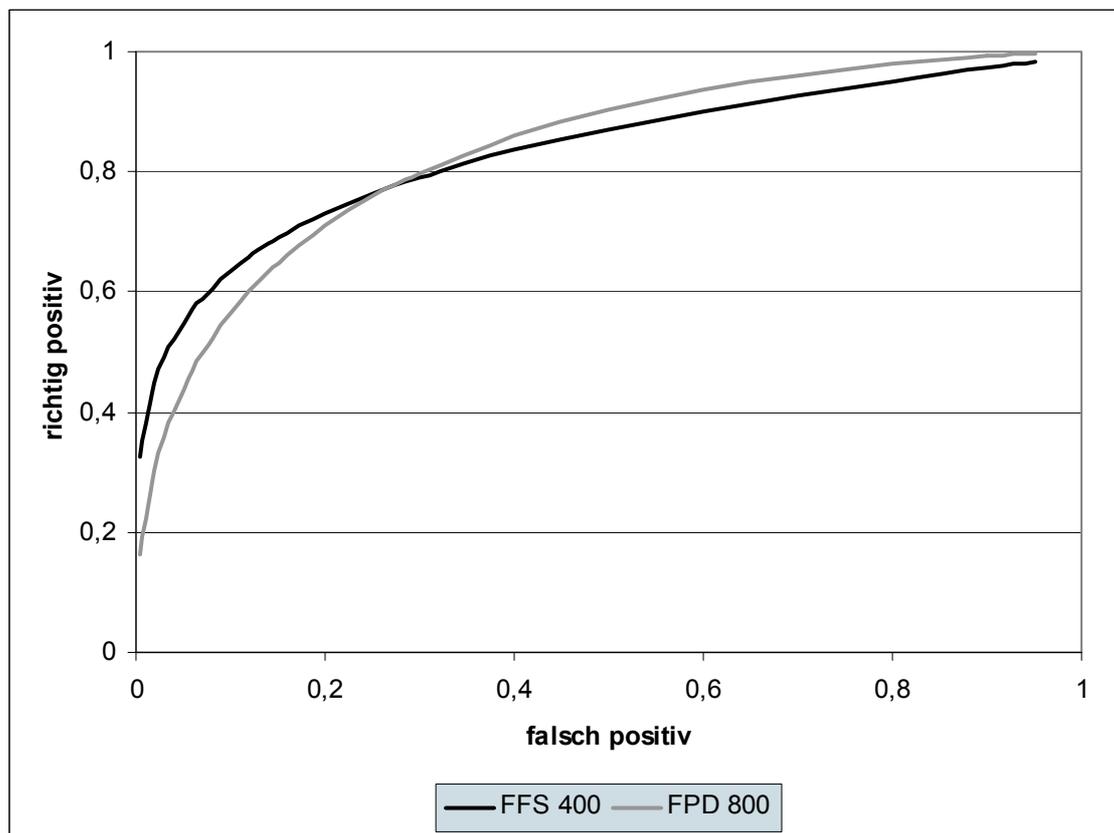


Abbildung 16: Receiver Operating Characteristic (ROC) Kurven (Kombination der Ergebnisse der drei Radiologen) für das digitale Flachdetektorsystem mit einem Dosisäquivalent der Geschwindigkeitsklasse $S=800$ (FPD 800) und dem konventionellen Film-Foliensystem der Geschwindigkeitsklasse $S=400$ (FFS 400).

Eine detailliertere Aufschlüsselung der durch die einzelnen Radiologen erreichten A_z -Werte für alle Kombinationen aus Bildmodalität und Strahlendosis ist in Tabelle 2 aufgeführt. Jeder A_z -Wert eines einzelnen Radiologen für eine Kombination aus Bildmodalität und Strahlendosis setzt sich aus 200 Beobachtungen zusammen. Jeder Mittelwert A_z ist ein kombinierter Wert aus 600 Beobachtungen aller Radiologen bei einer gegebenen Kombination aus Bildmodalität und Strahlendosis.

Radiologe	Film-	Digitales	
	Foliensystem	Lumineszenzradiographie-Systeme	
	S = 400	S = 400	S = 800
1	0.863	0.816	0.745
2	0.810	0.752	0.715
3	0.828	0.799	0.726
Mittelwert A_z	0.834	0.789	0.729

Digitales Flachdetektorsystem

S = 400	S = 800	S = 1600	S = 6400
0.895	0.855	0.765	0.532
0.860	0.814	0.743	0.601
0.881	0.829	0.787	0.595
0.879	0.833	0.765	0.576

Tabelle 2: A_z -Wert aufgeschlüsselt nach befundenden Radiologen, Bildmodalität und Strahlendosis.

4. Diskussion

Gegenüber Film-Folien- und DLR-Systemen weisen digitale Flachdetektorsysteme eine deutlich höher DQE auf. Zudem besitzen sie, wie auch die bereits etablierten DLR-Systeme, einen größeren Dynamikbereich als Film-Foliensysteme und eine lineare Abhängigkeit der Filmschwärzung von der Strahlendosis. Dieses bewirkt eine höhere Unempfindlichkeit gegenüber Fehlbelichtungen. Die Ortsauflösung hingegen ist der aktueller Film-Folien-Systeme unterlegen [6, 9, 33, 34].

In einer 1990 publizierten Untersuchung von Murphey et al. [23] wurde eine Mindestauflösung von $0,16\text{mm}^2$ (entspricht $2,88\text{ lp/mm}$) für die Erkennbarkeit minimal dislozierter Frakturen des Extremitätenskelettes postuliert. Geringere Auflösungen führten zu einer signifikanten Reduktion der diagnostischen Sicherheit. Vergleichbare Werte ($0,17\text{mm}^2$) wurden auch in anderen Studien zu dieser Thematik ermittelt [12].

Das in der vorliegenden Studie verwendete digitale Flachdetektorsystem besitzt eine Pixelgröße von $143 \times 143\ \mu\text{m}$ und eine Nyquist-Frequenz von $3,5\text{ lp/mm}$, das Film-Foliensystem der Geschwindigkeitsklasse $S=400$ hat eine Ortsauflösung bis zu $6,5\text{ lp/mm}$, bei einer MÜF von mehr als 10%. Nach der Bildbearbeitung erreicht das digitale Flachdetektorsystem jedoch in allen Frequenzen bis zum Nyquist-Limit eine höhere MÜF als das Film-Foliensystem [6, 34].

Aufgrund dieser Konstellation der physikalischen Kennwerte ist es schwierig, die diagnostische Leistungsfähigkeit bei der Erkennung von subtilen Veränderungen, wie

zum Beispiel von nicht dislozierten Frakturen, vorherzusagen. Um eine korrekte Einschätzung zu erhalten, sind experimentelle und klinische Studien notwendig.

Erste Studien legten das Hauptaugenmerk jedoch nicht auf den möglichen Schwachpunkt der niedrigen Ortsauflösung.

So haben Strotzer et al. [35] 1998 mit einem Prototypen-Detektor Frakturen und osteolytische Läsionen an insgesamt 232 langen Röhrenknochen von Rotwild untersucht. Mit einem 15 cm x 15 cm großen Flachdetektorsystem, welches eine Pixelgröße von 143 μm x 143 μm aufwies, wurden Aufnahmen der Geschwindigkeitsäquivalente S=400, S=800, S=1250 und S=1600 angefertigt und mit Aufnahmen eines Film-Folien-System der Geschwindigkeitsklasse S=400 verglichen. Nach einer ROC-Analyse konnte für die A_z -Werte kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Modalitäten nachgewiesen werden. Die Autoren kamen zu der Schlussfolgerung, dass Dosisersparungen ohne den Verlust diagnostischer Aussagekraft möglich sei.

Die Darstellung von Frakturen mit einem größeren Dislokationsgrad ist für kein aktuelles Radiographiesystem eine Herausforderung. Hierfür bedarf es primär einer hohen Kontrastauflösung. Demgegenüber ist ein hohes räumliches Auflösungsvermögens von untergeordneter Bedeutung. Das Ausmaß der Dislokation in dieser Studie ist nicht quantifiziert, sondern als „so minimal disloziert wie möglich“ beschrieben. Bei einer Gesamtzahl von 9280 Beobachtungen ergab sich kein signifikanter Unterschied in den Erkennungsleistungen bei den Geschwindigkeitsäquivalenten S=400 und S=1600 des digitalen Flachdetektorsystems.

Daher kann es sich hier nicht um schwer darstellbare Strukturen handeln. Insofern ist die Schlussfolgerung, dass für alle Expositions Dosen kein signifikanter Unterschied zwischen dem Film-Foliensystem und dem digitalen Flachdetektorsystem besteht, einzuschränken. Der Einfluss der niedrigeren Ortsauflösung auf die Erkennungsleistung kann nicht beurteilt werden.

Des Weiteren merken die Autoren dieser Studie an, dass der Gesamtkontrast, der mit dem digitalen Flachdetektorsystem erzeugten Bilder, niedriger als bei den Aufnahmen des entsprechenden Film-Foliensystems liegt. Unterschiedlicher Gesamtkontrast hingegen kann einen starken Einfluss auf die Erkennbarkeit subtiler Strukturen haben und sollte daher bei allen zu vergleichenden Systemen identisch sein.

Eine weitere Einschränkung dieser Studie liegt in der Verwendung eines Prototypen-Detektors, dessen Leistung möglicherweise nicht ohne Weiteres auf Seriengeräte übertragen werden kann. Abweichungen in der Leistung nach oben (aufgrund weiterer Entwicklung) sowie nach unten (durch Stabilität oder Handhabung verbessernde Anpassungen) sind möglich.

In einer zweiten Studie des gleichen Autors [38] wurde unter Verwendung eines seriennahen großflächigen (43 cm x 43 cm) digitalen Flachdetektors die Erkennbarkeit von Strukturläsionen an einem menschlichen Handskelett untersucht. Eine Acrylplatte mit Bohrungen variierender Tiefe und variierenden Durchmessers wurde im Strahlengang unter dem Skelett einer menschlichen Hand platziert, um erosive Veränderungen zu simulieren. Im Vergleich zu einem Film-Folien-System der Geschwindigkeitsklasse S=400 ergab sich für den digitalen Flachdetektor bei einer äquivalenten Dosis eine signifikant höhere Erkennungsleistung. Bei einer

Dosisreduktion um 30, respektive 50% war kein statistisch signifikanter Unterschied nachweisbar.

In dem vorliegenden Studiendesign erfolgte keine Destruktion knöcherner Substanz, wie sie bei erosiven Skelettveränderungen typischerweise der Fall wäre. Aufgrund der homogenen Beschaffenheit der artifiziellen Läsionen sind weniger die Ortsauflösung als die Detailkontrastdarstellbarkeit und das Signal-Rauschverhältnis die wichtigsten Einflussfaktoren auf die diagnostische Leistungsfähigkeit in dem vorliegenden Modell. Der potentielle Schwachpunkt der niedrigen Ortsauflösung konnte daher mit dem vorliegenden Studiendesign nicht hinreichend untersucht werden.

Bei unseren Untersuchungen versuchten wir die Einschränkungen der beiden zuvor aufgeführten Studien zu vermeiden, indem wir ein kommerziell erhältliches Gerät verwendeten, sodass eine Übertragbarkeit der Ergebnisse auf aktuelle und zukünftige klinische Alltagsanwendungen möglich ist.

Des Weiteren zeigt die Variationsbreite der A_z -Werte unserer Studie, dass die experimentell erzeugten Frakturen zur Unterscheidung der Bildmodalität und Expositionsdosis geeignet sind. Mit Ausnahme, der mit dem digitalen Flachdetektor erstellten Aufnahmereihe mit einem Geschwindigkeitsäquivalent von $S=6400$ ergaben sich in der ROC-Analyse A_z -Werte zwischen 0,729 und 0,879. Dies ist ein angemessener Bereich zur Unterscheidung von Bilderzeugungssystemen. A_z -Werte nahe 1,0 würden auf eine zu leichte Erkennbarkeit der Frakturen hinweisen, A_z -Werte nahe 0,5 sind Ausdruck einer zu schweren Erkennbarkeit der Frakturen [21].

Um eine weitere Fehlerquelle zu vermeiden, wurde das Helligkeits- und Kontrastniveau durch Messung der optischen Dichte an definierten Stellen der ausgespielten

Röntgenbilder für alle Radiographiesysteme konstant gehalten.

Das die Proben umgebende Wasser erzeugt eine Absorption und eine Streustrahlung, die denen eines menschlichen Brustkorbes vergleichbar sind. Als Einschränkung dieser Studie wurden keine weiteren überlagernden Lungenstrukturen simuliert. Auch ist die Absorption des Wasserbeckens wesentlich homogener als die Absorption in den unterschiedlichen Regionen des Brustkorbes, wie zum Beispiel die vom Zwerchfell überlagerten Abschnitte im Vergleich zu denen, die nur durch Lungengewebe überlagert werden. Das Modell stellt daher geringere Anforderungen an den Dynamikbereich, als ein echter menschlicher Thorax.

Eine weitere Limitation unseres Studiendesigns beruht auf der grundsätzlich vorhandenen Differenzierbarkeit der Strahlendosis anhand des Bildrauschens. Eine konsequente Verblindung für diesen Punkt ist nicht möglich und auch in anderen Studien nicht erreichbar.

Vergleichende Untersuchungen, die sich mit dem Einfluss der Bildpräsentation auf die diagnostische Leistungsfähigkeit beschäftigt haben, konnten eine Überlegenheit der Bildschirmpräsentation gegenüber der Filmpräsentation digitaler Röntgenbilder nachweisen [13, 25]. Um eine hierdurch verursachte Begünstigung der digitalen Radiographiesysteme zu vermeiden, erfolgte die Präsentation der Röntgenbilder für alle Bilderzeugungssysteme in Form von konventionellen Filmen, respektive belichteten Laserfilmen am Leuchtkasten unter standardisierten Bedingungen. Jedoch ist aufgrund verschiedener Filmbeschaffenheiten eine Unterscheidung zwischen konventionellen und digitalen Aufnahmen nicht vollständig auszuschließen.

Unsere Ergebnisse basieren auf einer großen Anzahl von Beobachtungen und auf einem

Studiendesign, welches durch größte Anstrengungen zur Vermeidung systematischer Fehler charakterisiert ist. Wir konnten nachweisen, dass digitale Flachdetektorsysteme bei der Erkennung nicht dislozierter Rippenfrakturen aktuellen Film-Folien- und DLR-Systemen bei gleicher Strahlendosis überlegen sind und selbst bei einer 50%igen Dosisreduktion immer noch eine den Referenzsystemen vergleichbare Leistungsfähigkeit aufweisen. Diese Erkenntnis konnte in weiteren experimentellen und klinischen Studien anderer Autoren bestätigt werden.

In einer von Ludwig et al. im Jahre 2002 publizierten Studie wurde an einem Tiermodell, bestehend aus Schweinefemura, die Erkennbarkeit kleiner osteolytischer Läsionen untersucht. Diese wurden durch Bohrungen unterschiedlichen Durchmessers simuliert und mit einem Flachdetektor in unterschiedlichen Dosisstufen (Geschwindigkeitsäquivalente $S=400, 800, 1600$ und 3200) im Vergleich zu einem konventionellen Film-Folien-System der Geschwindigkeitsklasse $S=400$ und zu einem digitalen Lumineszenzradiographie-Systems (Geschwindigkeitsäquivalente $S=400, 800$ und 1600) dargestellt.

Die kleinsten Läsionen wiesen einen Durchmesser von $0,5\text{mm}$ auf und lagen damit deutlich unter dem von Strotzer et al. [38] verwendeten Minimaldurchmesser von $1,5\text{mm}$. Dieses äußert sich in der statistisch verwertbaren Verteilung der A_z -Werte aus der ROC-Analyse zwischen $0,622$ und $0,820$.

Die Autoren kommen zu dem Ergebnis, dass das digitale Flachdetektorsystem dem Film-Foliensystem auch noch bei einer 50%igen Dosisreduktion ebenbürtig ist. Das gleichfalls untersuchte digitale Lumineszenzradiographie-System wies bei einer Dosisreduktion um 50% eine signifikant schlechtere diagnostische Leistungsfähigkeit

als das Film-Foliensystem auf.

Eine Einschränkung dieser Studie liegt in der geometrischen Form der erzeugten Läsionen. In vivo vorkommende osteolytische Veränderungen weisen im Gegensatz zu den in diesem Modell erzeugten zylindrischen Läsionen eine eher rundliche und weniger scharf konturierte Form auf. Dieses kann die Erkennbarkeit beeinflussen, würde sich jedoch auf die Bildmodalitäten aller Radiographiesysteme im Sinne einer fälschlicherweise zu hoch eingeschätzten Leistungsfähigkeit auswirken.

In unserem experimentellen Modell versuchten wir eine solche Einschränkung zu vermeiden, indem die Frakturen mit Hilfe einer Materialprüfmaschine kontrolliert erzeugt wurden [2, 7, 20]. So war zum einen eine geringe, spezifizierte Frakturausdehnung gewährleistet und zum anderen blieb eine Zufälligkeit des Frakturverlaufes erhalten, welche einer Erkennbarkeit allein aufgrund eines unnatürlich regelmäßigen Musters entgegen wirkte.

Im Gegensatz zu der zuvor angeführten Arbeit über osteolytische Läsionen, wurden in einer Folgearbeit von Ludwig et al. rheumatoide Läsionen simuliert [18]. Durch flache Bohrlöcher mit einer Tiefe von 0,5mm und Durchmessern von 0,5 bis 1,2mm wurde ausschließlich die Kortikalis von 20 Affenpfotenpräparaten in den juxtaartikulären Bereichen beschädigt.

Der Vergleich des digitalen Flachdetektors (Geschwindigkeitsäquivalente S=200, 400, 800, 1600 und 3200) erfolgte mit einem konventionellen Film-Foliensystem der Geschwindigkeitsklasse S=200, einem Mammographie-Filmsystem der Geschwindigkeitsklasse von S=100 und mit einem aktuellen digitalen Lumineszenzradiographie-Systems (Geschwindigkeitsäquivalente S=200, 400, 800 und

1600).

Im Vergleich zum konventionellen Film-Foliensystem der Geschwindigkeitsklasse S=200 und dem digitalen Lumineszenzradiographie-Systems der Geschwindigkeitsklasse S=200 erbrachte der digitale Flachdetektor bei gleicher Strahlendosis eine signifikant höhere diagnostische Leistung.

Bei einer Dosisreduktion um 50% für den digitalen Flachdetektor ergab sich kein statistisch signifikanter Unterschied der Leistungsfähigkeit zu den Vergleichsmodalitäten (Film-Foliensystem S=200; digitales Lumineszenzradiographie-Systems S=200). Zudem unterschied sich die Leistungsfähigkeit des Flachdetektors unter Anwendung einer 50%igen Dosisreduktion nicht signifikant von dem ebenfalls verwendeten Mammographie-Filmsystem (S=100), welches durch eine besonders hohe Ortsauflösung von über 20 lp/mm charakterisiert ist.

Neben der Mammographie finden solche hochauflösende Filme auch Anwendung im Bereich der DIMA (direct image magnification) des Skeletts, wo hohe Strahlenbelastungen bis zu 80 μ Gy [15] auftreten können. Ein in diesem Anwendungsgebiet besonders erstrebenswerte Dosisreduktion erscheint anhand der vorliegenden Ergebnisse dieser Publikation möglich.

Eine Einschränkung dieser Studie betrifft das Ausspielen und die Betrachtung der Röntgenbilder. Obwohl die befundenden Radiologen keine Informationen über Aufnahmegerät oder -dosis hatten, ist es dennoch möglich, digitale und nicht-digitale Aufnahmen aufgrund ihres Erscheinungsbildes zu unterscheiden. Ebenso ist es möglich, anhand des Bildrauschens Rückschlüsse auf die verwendete Dosis zu ziehen. Dieses sind jedoch Faktoren, die auf alle vergleichenden Untersuchungen zutreffen und auch in unserer Studie nicht vermieden werden konnten.

In den vorgenannten experimentellen Untersuchungen konnte für digitale Flachdetektorsysteme ein Dosisersparungspotential von bis zu 50% im Vergleich zu der bisherigen Film-Folienradiographie, bei gleicher diagnostischer Leistungsfähigkeit, nachgewiesen werden.

In einem Teil der bislang publizierten Studien [19, 35, 38] galt das Hauptaugenmerk dem Einfluss der Dosisreduktion auf die Detailkontrasterkennbarkeit.

Ein bislang wenig untersuchter Schwachpunkt der digitalen Flachdetektortechnologie ist die durch die Pixelgröße limitierte niedrige Ortsauflösung. Im Gegensatz zu einer Untersuchung von Ludwig et al., [18] in der rheumatoide Läsionen am Handskelett von Primaten simuliert wurden, verwendeten wir einen deutlich größeren Streustrahlenkörper um eine dem menschlichen Thorax vergleichbare Streustrahlung zu erzeugen. In beiden Arbeiten konnte eine mögliche Dosisreduktion um 50% ohne statistisch signifikanten Verlust an diagnostischer Leistungsfähigkeit festgestellt werden. Ermöglicht wird dieses durch die nachträgliche Anhebung der MÜF mittels digitaler Bildnachbearbeitung [6, 34], welche die Einbußen durch die niedrigere maximale Ortsauflösung zu kompensieren scheint.

Eine abschließende Einordnung dieser Ergebnisse in Hinblick auf den klinischen Routinebetrieb ist allein anhand der experimentellen Studien naturgemäß nicht möglich. Gegenüber den nun folgenden klinischen Untersuchungen weisen diese jedoch den Vorteil einer größeren Kontrolle über mögliche Einflussfaktoren auf. So zeichnen sich die [18, 19, 35, 38] zuvor angeführten experimentellen Studien durch das Vorhandensein eines sogenannten objektivierbaren Goldstandards, entsprechend dem

Wissen um das Vorhandensein einer Fraktur, aus. Dies ist in klinischen Studien selten möglich. Gewöhnlich handelt es sich bei diesen Arbeiten um Observer-Preference-Studien, welche eine Beurteilung der subjektiv empfundenen Bildqualität erfordern und meist eine Doppel- oder gar Mehrfachexposition des Patienten voraussetzen.

Im Rahmen erster klinischer Studien sollte die Gleichwertigkeit der Radiographieverfahren bei identischer Strahlendosis nachgewiesen werden [10, 26].

In einer Studie mit 24 onkologischen Patienten wurden von Hamers et al im Jahre 2001 [10] unterschiedliche Regionen des Skeletts, vergleichend mit einem Film-Folien- und einem kommerziell erhältlichen großflächigen digitalen Flachdetektorsystem untersucht. Die jeweils im Rahmen einer Doppelsexposition mit vergleichbaren Aufnahmeparametern angefertigten Bildpaare (n=30) wurden von sechs Radiologen hinsichtlich der Akzeptanz der beiden Techniken bewertet. Die Autoren konnten eine Bevorzugung des digitalen Flachdetektorsystems beobachten. Eine dezidierte statistische Auswertung, die über eine intraindividuelle Aussage hinaus geht, war aufgrund der kleinen Fallzahlen und der teilweise divergierenden Auffassungen der befundenden Radiologen über die verwendete Beurteilungsskala nicht möglich.

Ein weiterer Schwachpunkt dieser Studie ist in der Durchführung der Untersuchungen begründet. Aufgrund der räumlichen Trennung der beiden untersuchten Geräte, wurden für die unterschiedlichen Modalitäten auch unterschiedliche Röntgeneratoren und – Röhren verwendet, welche zudem nicht identische Einstellungsmöglichkeiten bezüglich der Belichtungsparameter ermöglichten. Eine Konstanz der Expositionsdosis ist demnach nicht gegeben und wird von den Autoren mit einer Varianz von bis zu 15%

bezieht. Eine solche Spannweite kann insbesondere in Anbetracht der geringen Fallzahlen dieser Studie leicht unvorhersehbare Inkonsistenzen in der statistischen Auswertung verursachen.

In einer Studie mit 50 Patienten untersuchten Okamura et al. im Jahr 2002 [26] die Akzeptanz eines digitalen Flachdetektors im Vergleich zu einem konventionellen Film-Foliensystem. Von 25 Patienten wurden Aufnahmen unterschiedlicher Regionen des muskuloskelettalen Systems (Extremitäten, n=20; Wirbelsäule, n=5) angefertigt. Verglichen wurden Aufnahmen eines großflächigen kommerziell erhältlichen Flachdetektorsystems mit den Aufnahmen eines Film-Foliensystems, jeweils bei gleicher Strahlendosis. Die untersuchten Kriterien umfassten die Erkennbarkeit von kortikalen und trabekulären Strukturen, sowie die Weichteildarstellung. Die restlichen 25 Patienten erhielten Aufnahmen des Abdomens, welche anhand mehrerer regions- und indikationsspezifischer Kriterien bewertet wurden, im weiteren hier aber nicht mehr berücksichtigt werden sollen.

Mit dem digitalen Flachdetektorsystem erzeugte Röntgenbilder des Skeletts wurden im Mittel zu 42,2% als gleichwertig, zu 50,2% als überlegen und zu 7,6% als unterlegen gegenüber dem Film-Foliensystem klassifiziert. Eine besondere Stärke des digitalen Flachdetektors wurde für die Darstellung des Weichteilmantels angegeben. Diese Aussage unterstützt die bereits von Strotzer [36] und Völk [41] aufgestellte Hypothese.

Untersuchungen bezüglich einer möglichen Dosisreduktion fanden im Rahmen dieser Studien jedoch nicht statt.

Eine erste Arbeit zu diesem Thema wurde von Strotzer et al. [36] an einem 15 x 15 cm² großen Prototypen eines digitalen Flachdetektors durchgeführt. In einer heterogenen Zusammenstellung aus muskuloskelettalen Regionen wurden überwiegend Extremitäten (n=68), Kopf (n=14), Wirbelsäule (n=16), Becken und Hüfte (n=19) dargestellt. Jede Region wurde mit einem konventionellen Film-Foliensystem und im Rahmen einer Mehrfachexposition mit einem digitalen Flachdetektorsystem unter Verwendung der gleichen Dosis, sowie einer 50%igen Dosisreduktion geröntgt. In 40 der insgesamt 120 Fälle erfolgte zudem die zusätzliche Darstellung mit dem digitalen Flachdetektor unter Verwendung einer 75%igen Dosisreduktion.

Im Rahmen einer Observer-Preference-Studie wurden die Faktoren Überbelichtung, Unterbelichtung, Kontrastauflösung, Ortsauflösung und Weichteildarstellung bewertet.

Bei äquivalenter Dosis ergab sich für den Flachdetektor eine dem Film-Foliensystem überlegene Weichteil- und Osteoarthrosedarstellung, bei sonst vergleichbaren Darstellungsleistungen. Bei 50%iger Dosisreduktion wurde die Weichteildarstellung des digitalen Systems immer noch statistisch signifikant besser beurteilt. Die Bewertung der Kontrast- und Ortsauflösung sowie der Osteolysedarstellung war jedoch signifikant schlechter als die des Film-Foliensystems. Bei einer 75%igen Dosisreduktion wurde zudem die Darstellung von Frakturen und arthrotischen Veränderungen signifikant schlechter bewertet.

Limitierend auf diese Studie wirken sich die nicht näher spezifizierten Kriterien aus, anhand derer Aufnahmen mit einer 75%igen Dosisreduktion durchgeführt wurden.

Weitere Unsicherheiten entstehen durch die Verwendung eines kleinflächigen Prototypendetektors. Durch unterschiedliche Projektionsverhältnisse und

Bildausschnitte im Vergleich zum Film-Foliensystem kommt es zum einen zum veränderten Erscheinungsbild der digitalen Aufnahme, zum anderen aber auch zu einer unterschiedlichen Streustrahlencharakteristik. Der Einfluss letzterer wird von den Autoren nach eigenen Berechnungen als gering angegeben (7% bei 30cm Objektdicke; 30% bei 5cm Objektdicke), dürfte jedoch bei der vorwiegenden Darstellung von Extremitäten (n=68; ausgeschlossen Hüfte) und der damit verbundenen überwiegend geringen Objektdicke, signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse genommen haben.

Die von den Autoren gezogene Schlussfolgerung, dass für spezielle klinische Fragestellungen eine Dosisreduktion um bis zu 75% möglich ist, kann anhand der erhobenen Daten lediglich nicht widerlegt, nicht aber unterstützt werden. Die diagnostische Ebenbürtigkeit bei äquivalenter Dosis, die in dieser Arbeit festgestellt wurde, konnte jedoch in weiteren Untersuchungen bestätigt werden.

So veröffentlichten Volk et al. [41] im Jahr 2000 eine Studie an einem experimentellen großflächigen digitalen Flachdetektorsystem (43 x 43 cm², 143µm Pixelgröße). Im Rahmen einer Mehrfachexposition von 30 Patienten wurden unterschiedliche anatomische Regionen (Extremitäten, n=16; Wirbelsäule, n=7; Becken und Hüfte, n=5; Rippen, n=1; Klavikula, n=1) mit einem Film-Foliensystem der Geschwindigkeitsklasse S=400, sowie einem digitalen Flachdetektor der Geschwindigkeitsäquivalente S=400, S=800 und S=1600 untersucht. Beurteilt wurden im Rahmen einer Observer-Preference-Studie die Erkennbarkeit von Kortikalis, Trabekeln, Weichteilen, sowie die Aspekte Gesamtkontrast, Überbelichtung, Unterbelichtung und Gesamteindruck.

Bei gleicher Dosis ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Systemen. Eine Dosisreduktion um 50% ergab eine tendenzielle, jedoch statistisch nicht signifikant

schlechtere Beurteilung des digitalen Flachdetektors. Bei einer weiteren Reduktion auf 25% der ursprünglichen Dosis wurden alle untersuchten Parameter bis auf die Weichteildarstellung signifikant schlechter bewertet.

Die von Strotzer et al. [36] angeführte verminderte Kontrastauflösung für das digitale Detektorsystem bei 50%iger Dosisreduktion konnte von Völk et al. [41] unter Verwendung eines seriennahen, großflächigen Flachdetektors nicht bestätigt werden. Allerdings weist die Studie von Volk et al. nur eine vergleichsweise geringe Fallzahl (n=30) auf. Die bisherigen experimentellen Studien belegen jedoch, dass eine Eigenschaft der Flachdetektortechnik die hervorragende Detailkontrastdarstellung ist [19, 35, 38], sodass die von Strotzer et al. beschriebene, verminderte Kontrastauflösung möglicherweise auf die Verwendung eines Prototypendetektors zurückzuführen ist.

Neben den Studien, die sich mit der Leistungsfähigkeit und dem Doseinsparungspotential beschäftigten, wurden auch Arbeiten publiziert, in denen die Akzeptanz der Röntgenbilder, die mit digitalen Flachdetektoren erstellt wurden, untersucht wurde.

Im Jahr 2001 veröffentlichten Reissberg et al. [30] eine Untersuchung mit insgesamt 120 Handgelenks- und 100 Sprunggelenksaufnahmen. Ausgehend von den Standardprotokollen zur Darstellung der Extremitäten im Rahmen der konventionellen radiographischen Diagnostik erfolgte eine Halbierung der Strahlendosis. Referenzaufnahmen mit einem Film-Foliensystem wurden im Rahmen dieser Studie nicht angefertigt.

Die Autoren stellten fest, dass 3% der Sprunggelenkaufnahmen und 21% der Handgelenkaufnahmen einer digitalen Nachbearbeitung bedurften, die über die im Flachdetektorsystem integrierten automatischen Nachbearbeitungsalgorithmen hinaus gingen um eine hinreichende klinische Akzeptanz zu erlangen. Die wesentlichen Kritikpunkte betrafen die Darstellung des Knochenkontrastes und die Feinzeichnung des Rauschens, wohingegen der Objektumfang und der Weichteilkontrast jeweils gute Bewertungen erhielten.

Besonderes Augenmerk wurde einer Subgruppenanalyse von den Röntgenaufnahmen, die Metallimplantate enthielten, geschenkt. Die für digitale Lumineszenzradiographie-Systeme in der Literatur [42] beschriebenen vorgetäuschten Implantatlockerungen konnten für das verwendete Flachdetektorsystem nicht nachgewiesen werden.

In einer weiteren nicht vergleichenden Studie mit insgesamt 153 Untersuchungen prüften Volk et al. [40] ebenfalls die klinische Akzeptanz digitaler Skelettaufnahmen, welche mit einer Dosisreduktion um 50% gegenüber den bisherigen Standards in der konventionellen Film-Folienradiographie durchgeführt wurde. Im Gegensatz zu den bisher durchgeführten Studien wurden in dieser Studie auch Nicht-Radiologen in die Befundung mit einbezogen. Drei Unfallchirurgen bewerteten die klinische Akzeptanz der Bilder in Hinblick auf die diagnostische Verwertbarkeit der Aufnahmen. Drei Radiologen bewerteten die Röntgenbilder anhand der fünf Kriterien: kortikale und trabekuläre Strukturen, Weichteile, Gesamtkontrast und –Eindruck.

Im Vergleich mit der im Jahr 2000 vom gleichen Autor veröffentlichten Studie [41] kommt es in der Gruppe der Radiologen zu einem leicht schlechteren, jedoch immer noch hervorragendem Abschneiden, des digitalen Flachdetektorsystems. Dies wird von

den Autoren auf einen Gewöhnungseffekt zurückgeführt, da die beteiligten Radiologen bereits seit mehreren Monaten mit digitaler Radiographietechnik, jedoch bislang ohne eine Dosisreduktion arbeiteten. Die klinische Akzeptanz wies auf der von den Autoren verwendeten 4-gliedrigen Skala (1 – exzellente klinische Akzeptanz; 2 – gute klinische Akzeptanz; 3 – mäßige klinische Akzeptanz; 4 – nicht-diagnostisch) einen Wert von $1,45 \pm 0,40$ auf, was einer guten bis exzellenten Akzeptanz entspricht. Keine Aufnahme wurde als nicht-diagnostisch bewertet.

Regionen, die einen großen Anteil an Weichteilgewebe aufwiesen, erhielten jedoch signifikant schlechtere Bewertungen, als solche mit einem geringen Anteil. Eine Dosisreduktion um 33% gegenüber der ursprünglichen Referenzdosis wurde für solche Anwendungszwecke von den Autoren unter Verweis auf eine von Strotzer et al. publizierte Studie [37] als vertretbar postuliert. In dieser Studie hatten die Autoren 50 Thoraxaufnahmen vergleichend mit normaler, sowie mit 33%iger Dosisreduktion durchgeführt und keinen statistisch signifikanten Unterschied in der subjektiven Einschätzung der diagnostischen Verwertbarkeit nachweisen können.

Den zuvor aufgeführten klinischen Studien gemeinsam ist die Tatsache, dass insbesondere die Beurteilung der Ortsauflösung, zum Teil aber auch der Detailkontrastauflösung, mitunter schon bei einer Dosisreduktion von 50% signifikant schlechter bewertet wurde. Dies legt die Annahme nahe, dass eine Dosisreduktion um 50% und mehr, wie Sie in den experimentellen Studien möglich erschien nicht ohne Verlust an diagnostischer Sicherheit umzusetzen ist. Für den klinischen Alltag ist in Abhängigkeit vom Anwendungsgebiet demnach eine Reduktion um weniger als 50% zu erwägen.

Ein Anwendungsfeld der Radiographie, in dem eine Reduktion der Strahlendosis besonders erstrebenswert ist, sind Untersuchungen an Kindern. Trotz strenger Indikationsstellung sind Röntgenuntersuchungen an pädiatrischen Patienten nicht immer vermeidbar.

In einer ersten Studie zu diesem Thema [17] verwendeten Ludwig et al. eine Affenart (*Cynomolgus*) als pädiatrisches Modell. Streustrahlung und Absorption entsprechen in etwa der von 3-4 Monate alten Kindern. Zwanzig Tiere wurden in Hinblick auf die Erkennbarkeit von anatomischen Strukturen der lumbalen Wirbelsäule mit einem Film-Foliensystem (Geschwindigkeitsklasse S=400), einem digitalen Lumineszenzradiographie-System (Geschwindigkeitsklasse S=400, 800 und 1600) und einem digitalen Flachdetektorsystem (Geschwindigkeitsklasse S=400, 800 und 1600) untersucht.

Bei der Beurteilung des subjektiven Bildeindrucks konnte eine statistisch signifikante Präferenz für den digitalen Flachdetektor bei identischer, sowie bei 50%ig reduzierter Strahlendosis, gegenüber den Vergleichssystemen nachgewiesen werden. Bei einer weiteren Reduktion auf 25%, der für das konventionelle System verwendeten Strahlendosis, konnte eine leichte statistisch jedoch nicht signifikante Bevorzugung des Flachdetektors festgestellt werden.

Eine Einschränkung dieser Studie beruht auf der kleinen Fallzahl und der damit verbundenen statistischen Notwendigkeit Einzelbeobachtung innerhalb eines Röntgenbildes als unabhängig zu betrachten, wodurch systematische Fehler begünstigt werden können.

Des Weiteren ist bei einem durchschnittlichen Alter der Tiere von 9,3 Jahren davon auszugehen, dass das Skelett komplett entwickelt ist und als Modell für das sich noch in Entwicklung befindliche kindliche Skelett nur bedingt repräsentativ ist.

Eine erste klinische Studie an 60 pädiatrischen Patienten wurde von Ludwig et al im Jahr 2003 publiziert [16]. Verglichen wurden die subjektive Beurteilung anatomischer Strukturen und die Durchführbarkeit orthopädischer Messungen im Rahmen der Hüftgelenksdysplasiediagnostik. Als Referenzmaßstab diente ein Niedrigdosisprotokoll unter Verwendung eines digitalen Lumineszenzradiographie-Systems. Die für den digitalen Flachdetektor verwendete Dosis wurde nochmals um 50% reduziert. Sowohl bei den durchgeführten orthopädischen Messungen, als auch bei der Beurteilung der anatomischen Strukturen, konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. Eine Dosisreduktion um weitere 50% erscheint demnach ohne Verlust der diagnostischen Aussagekraft möglich.

Die von uns erhobenen Daten lassen die Schlussfolgerung zu, dass die Anwendung eines digitalen Flachdetektorsystems zur Frakturerkennung demnach die diagnostische Leistungsfähigkeit erhöhen, oder aber bei einer den aktuellen Bilderzeugungssystemen vergleichbaren Frakturerkennbarkeit die Strahlenexposition für Patienten reduzieren kann. In der Literatur finden sich mitunter recht heterogene Studienergebnisse. Dies weist darauf hin, dass die in den experimentellen Studien postulierte Dosisersparung von 50% und mehr durchaus zu realisieren ist, jedoch in starker Abhängigkeit von der untersuchten Körperregion steht, sodass weitere differenziertere Studien diesbezüglich unabdingbar sind.

5. Literaturverzeichnis

1. Andriole KP, Luth DM, and Gould RG (2002)
Workflow assessment of digital versus computed radiography and screen-film in the outpatient environment. *J Digit Imaging* 15(Suppl 1): 124-6.
2. Augat P, Reeb H, and Claes LE (1996)
Prediction of fracture load at different skeletal sites by geometric properties of the cortical shell. *J Bone Miner Res* 11(9): 1356-63
3. Chotas HG, Dobbins JT, 3rd, and Ravin CE (1999)
Principles of digital radiography with large-area, electronically readable detectors: a review of the basics. *Radiology* 210(3): 595-9
4. Cunningham IA and Shaw R (1999)
Signal-to-noise optimization of medical imaging systems. *J. Opt. Soc. Am. A* 16(3): 621-32
5. DeLong ER, DeLong DM, and Clarke-Pearson DL (1988)
Comparing the areas under two or more correlated receiver operating characteristic curves: a nonparametric approach. *Biometrics* 44(3): 837-45.
6. Floyd CE, Jr., Warp RJ, Dobbins JT, 3rd, Chotas HG, Baydush AH, Vargas-Voracek R, and Ravin CE (2001)
Imaging characteristics of an amorphous silicon flat-panel detector for digital chest radiography. *Radiology* 218(3): 683-8.
7. Fung YC (1993)
Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues, Springer-Verlag, New York, 2nd Edition
8. Grampp S, Czerny C, Krestan C, Henk C, Heiner L, and Imhof H (2003)
[Flat-screen detector systems in skeletal radiology]. *Radiologe* 43(5): 362-6
9. Granfors PR and Aufrichtig R (2000)
Performance of a 41X41-cm² amorphous silicon flat panel x-ray detector for radiographic imaging applications [In Process Citation]. *Med Phys* 27(6): 1324-31
10. Hamers S, Freyschmidt J, and Neitzel U (2001)
Digital radiography with a large-scale electronic flat-panel detector vs. screen-film radiography: observer preference in clinical skeletal diagnostics. *Eur Radiol* 11(9): 1753-9
11. Ji WG, Zhao W, and Rowlands JA (1998)
Digital x-ray imaging using amorphous selenium: reduction of aliasing. *Med*

Phys 25(11): 2148-62

12. Jonsson A, Laurin S, Karner G, Herrlin K, Hochbergs P, Jonsson K, Rudling O, Sandstrom S, Sloth M, Svahn G, and Pettersson H (1996)
Spatial resolution requirements in digital radiography of scaphoid fractures. An ROC analysis. *Acta Radiol* 37(4): 555-60
13. Kundel HL, Gefter W, Aronchick J, Miller W, Jr., Hatabu H, Whitfill CH, and Miller W, Sr. (1997)
Accuracy of bedside chest hard-copy screen-film versus hard- and soft-copy computed radiographs in a medical intensive care unit: receiver operating characteristic analysis. *Radiology* 205(3): 859-63
14. Laubenberger T and Laubenberger J (1998)
Technik der medizinischen Radiologie, Deutscher Ärzte-Verlag GmbH, Köln, 6. Auflage
15. Link TM, Rummeny EJ, Lenzen H, Reuter I, Roos N, and Peters PE (1994)
Artificial bone erosions: detection with magnification radiography versus conventional high-resolution radiography. *Radiology* 192(3): 861-4
16. Ludwig K, Ahlers K, Sandmann C, Gosheger G, Kloska S, Vieth V, Meier N, and Heindel W (2003)
[Dose reduction of radiographs of the pediatric pelvis for diagnosing hip dysplasia using a digital flat-panel detector system]. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 175(1): 112-7
17. Ludwig K, Ahlers K, Wormanns D, Freund M, Bernhardt TM, Diederich S, and Heindel W (2003)
Lumbar spine radiography: digital flat-panel detector versus screen-film and storage-phosphor systems in monkeys as a pediatric model. *Radiology* 229(1): 140-4
18. Ludwig K, Henschel A, Bernhardt TM, Lenzen H, Wormanns D, Diederich S, and Heindel W (2003)
Performance of a flat-panel detector in the detection of artificial erosive changes: comparison with conventional screen-film and storage-phosphor radiography. *Eur Radiol* 13(6): 1316-23
19. Ludwig K, Lenzen H, Kamm KF, Link TM, Diederich S, Wormanns D, and Heindel W (2002)
Performance of a flat-panel detector in detecting artificial bone lesions: comparison with conventional screen-film and storage-phosphor radiography. *Radiology* 222(2): 453-9.
20. Mennen U (1989)
Bone strength of the radius and ulna in the non-human primate. *Orthopedics* 12(1): 173-80

21. Metz CE (1978)
Basic principles of ROC analysis. *Semin Nucl Med* 8(4): 283-98
22. Metz CE, Wagner RF, Kunio D, Brown DG, Nishikawa RM, and Myers KJ (1994)
Toward consensus on quantitative assessment of medical imaging systems. *Med Phys* 22(7): 1057-61
23. Murphey MD, Bramble JM, Cook LT, Martin NL, and Dwyer SJ, 3rd (1990)
Nondisplaced fractures: spatial resolution requirements for detection with digital skeletal imaging. *Radiology* 174(3 Pt 1): 865-70
24. Neitzel U, Maack I, and Gunther-Kohfahl S (1994)
Image quality of a digital chest radiography system based on a selenium detector. *Med Phys* 21(4): 509-16
25. O'Connor PJ, Davies AG, Fowler RC, Lintott DJ, Bury RF, Parkin GJ, Martinez D, Saifuddin A, and Cowen AR (1998)
Reporting requirements for skeletal digital radiography: comparison of soft-copy and hard-copy presentation. *Radiology* 207(1): 249-54
26. Okamura T, Tanaka S, Koyama K, Norihumi N, Daikokuya H, Matsuoka T, Kishimoto K, Hatagawa M, Kudoh H, and Yamada R (2002)
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* 12(7): 1741-7
27. Pang G, Lee DL, and Rowlands JA (2001)
Investigation of a direct conversion flat panel imager for portal imaging. *Med Phys* 28(10): 2121-8.
28. Peer S, Neitzel U, Giacomuzzi SM, Pechlaner S, Kunzel KH, Peer R, Gassner E, Steingruber I, Gaber O, and Jaschke W (2002)
Direct digital radiography versus storage phosphor radiography in the detection of wrist fractures. *Clin Radiol* 57(4): 258-62
29. Que W and Rowlands JA (1995)
X-ray imaging using amorphous selenium: inherent spatial resolution. *Med Phys* 22(4): 365-74
30. Reissberg S, Hoeschen C, Kastner A, Theus U, Fiedler R, Krause U, and Dohring W (2001)
[First clinical experience with a full-size, flat-panel detector for imaging the peripheral skeletal system]. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 173(11): 1048-52
31. Schaefer-Prokop C, Eisenhuber E, Fuchsjager M, Puig S, and Prokop M (2001)

- [Current development sin the area of digital thoracic radiography]. *Radiologe* 41(3): 230-9
32. Schaefer-Prokop CM, Prokop M, Schmidt A, Neitzel U, and Galanski M (1996) Selenium radiography versus storage phosphor and conventional radiography in the detection of simulated chest lesions. *Radiology* 201(1): 45-50
 33. Siewerdsen JH, Antonuk LE, el-Mohri Y, Yorkston J, Huang W, and Cunningham IA (1998) Signal, noise power spectrum, and detective quantum efficiency of indirect-detection flat-panel imagers for diagnostic radiology. *Med Phys* 25(5): 614-28
 34. Spahn M, Strotzer M, Volk M, Bohm S, Geiger B, Hahm G, and Feuerbach S (2000) Digital radiography with a large-area, amorphous-silicon, flat-panel X- ray detector system. *Invest Radiol* 35(4): 260-6
 35. Strotzer M, Gmeinwieser J, Spahn M, Volk M, Frund R, Seitz J, Spies V, Alexander J, and Feuerbach S (1998) Amorphous silicon, flat-panel, x-ray detector versus screen-film radiography: effect of dose reduction on the detectability of cortical bone defects and fractures. *Invest Radiol* 33(1): 33-8
 36. Strotzer M, Gmeinwieser J, Volk M, Frund R, Seitz J, Manke C, Albrich H, and Feuerbach S (1998) 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* 171(1): 23-7
 37. Strotzer M, Volk M, Frund R, Hamer O, Zorger N, and Feuerbach S (2002) Routine chest radiography using a flat-panel detector: image quality at standard detector dose and 33% dose reduction. *AJR Am J Roentgenol* 178(1): 169-71
 38. Strotzer M, Volk M, Wild T, von Landenberg P, and Feuerbach S (2000) Simulated bone erosions in a hand phantom: detection with conventional screen-film technology versus cesium iodide-amorphous silicon flat- panel detector. *Radiology* 215(2): 512-5
 39. van Heesewijk HP, van der Graaf Y, de Valois JC, Vos JA, and Feldberg MA (1996) Chest imaging with a selenium detector versus conventional film radiography: a CT-controlled study. *Radiology* 200(3): 687-90
 40. Volk M, Paetzel C, Angele P, Seitz JS, Fuchtmeier B, Hente R, Feuerbach S, and Strotzer M (2003) Routine skeleton radiography using a flat-panel detector: image quality and clinical acceptance at 50% dose reduction. *Invest Radiol* 38(4): 230-5

41. Volk M, Strotzer M, Holzknrecht N, Manke C, Lenhart M, Gmeinwieser J, Link J, Reiser M, and Feuerbach S (2000)
Digital radiography of the skeleton using a large-area detector based on amorphous silicon technology: image quality and potential for dose reduction in comparison with screen-film radiography. *Clin Radiol* 55(8): 615-21
42. Wiesmann W, Reiser M, Pauly T, Fiebich M, Bick U, and Peters PE (1990)
[The visualization of metal implants with digital luminescence radiography]. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 152(6): 687-92
43. Woodard PK, Slone RM, Gierada DS, Reiker GG, Pilgram TK, and Jost RG (1997)
Chest radiography: depiction of normal anatomy and pathologic structures with selenium-based digital radiography versus conventional screen-film radiography. *Radiology* 203(1): 197-201
44. Zhao W and Rowlands JA (1995)
X-ray imaging using amorphous selenium: feasibility of a flat panel self-scanned detector for digital radiology. *Med Phys* 22(10): 1595-604
45. Zhao W and Rowlands JA (1997)
Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium: theoretical analysis of detective quantum efficiency. *Med Phys* 24(12): 1819-33

6. Tabellarischer Lebenslauf

7. Danksagung

In erster Linie möchte ich mich bei Herrn Priv.-Doz. Dr. Karl Ludwig für die Überlassung des Themas dieser Arbeit bedanken. Durch sein Engagement und die intensive Unterstützung gestaltete sich die Durchführung der Arbeit produktiv und angenehm zugleich.

Besonderer Dank gebührt Herrn Prof. Dr. med. Walter L. Heindel für die Möglichkeit, die Untersuchungen und die Auswertungen in seinem Institut durchführen zu können.

Des weiteren danke ich den Mitarbeitern des Institutes für Klinische Radiologie, insbesondere Herrn Dr. med. Thomas M. Bernhardt und Herrn Dr. med. Dag Wormanns für die Bereitschaft, neben der alltäglichen Arbeit, ihre Zeit in die Bewertung der angefertigten Aufnahmen investiert zu haben. Darüber hinaus bedanke ich mich bei Herrn Dipl.-Ing. Horst Lenzen und Herrn Dipl.-Ing. Rainer Eßeling, sowie den weiteren Mitarbeitern der Arbeitsgruppe Medizinphysik für Ihre kompetente Unterstützung

Ich danke Herrn Dipl.-Phys. G. Goder und Frau Dipl.-Math. C. Sauerland vom Institut für Medizinische Informatik und Biomathematik, ohne deren Mithilfe die statistische Auswertung der Untersuchungsergebnisse ungleich schwerer gefallen wäre.

Ferner möchte ich mich bei Prof. Dr. Brinckmann, sowie dessen Mitarbeitern am Institut für Experimentelle Biomechanik für ihre ausgesprochene Hilfsbereitschaft und Bereitstellung, sowie Anfertigung der Gerätschaften bedanken.

Für die freizügige Überlassung der Schweinerippen danke ich der Firma Barfuss GmbH in Oer-Erkenschwick.

Nicht zuletzt gilt mein Dank meiner Familie, ohne deren Unterstützung ich diese Ziele nicht hätte erreichen können.

8. Bildanhang

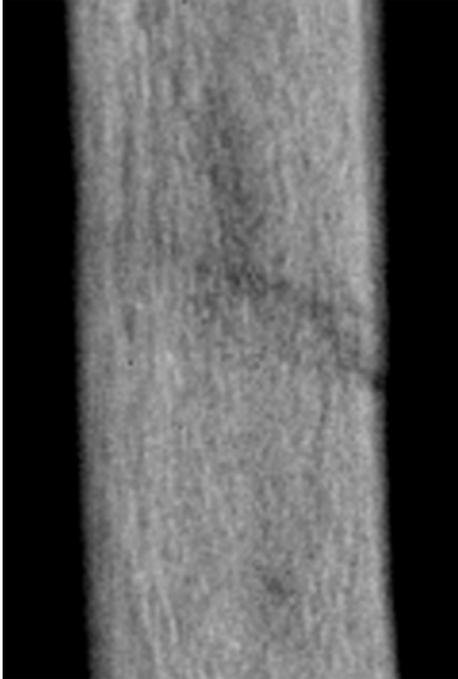


Abbildung Ia: digitaler Flachdetektor,
Dosisäquivalent $S= 400$

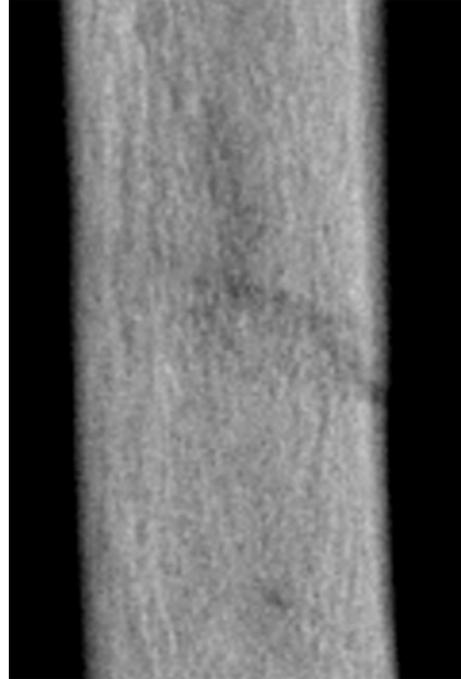


Abbildung Ib: digitaler Flachdetektor,
Dosisäquivalent $S= 800$

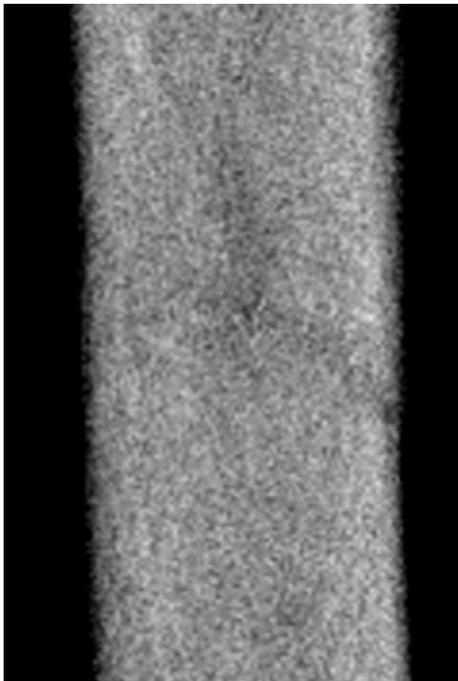


Abbildung Ic: digitaler Flachdetektor,
Dosisäquivalent $S= 1600$

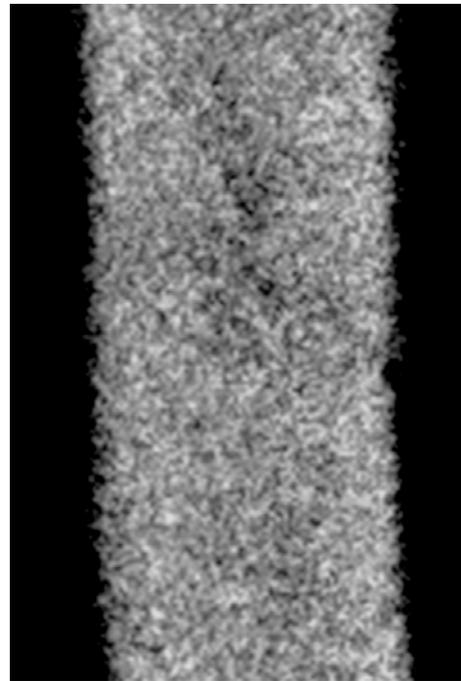


Abbildung Id: digitaler Flachdetektor,
Dosisäquivalent $S= 6400$

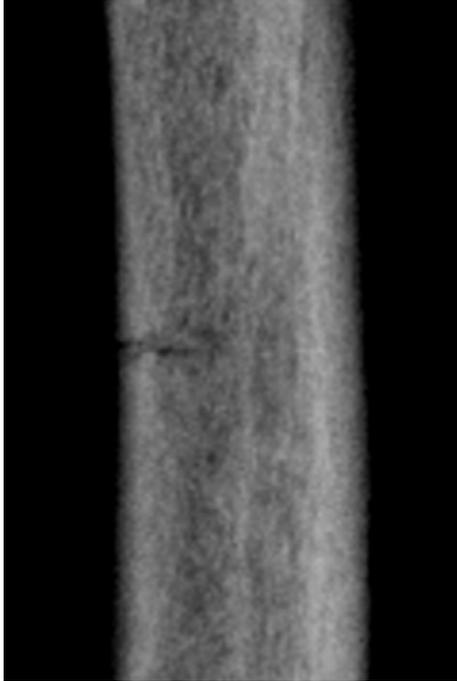


Abbildung IIa: digitaler Flachdetektor,
Dosisäquivalent S= 400

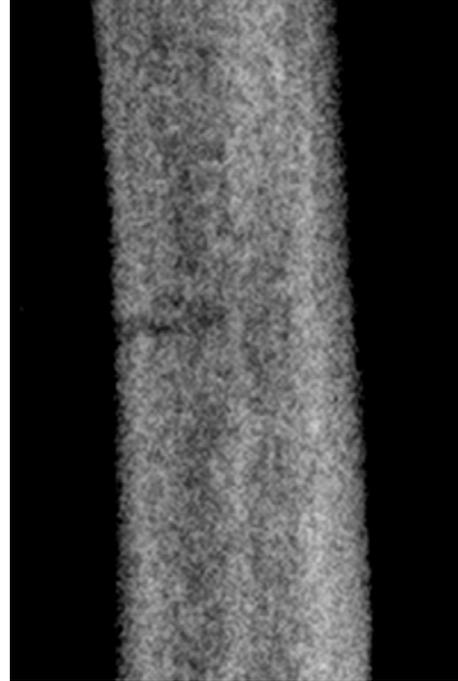


Abbildung IIb: DLR-System,
Dosisäquivalent S= 400

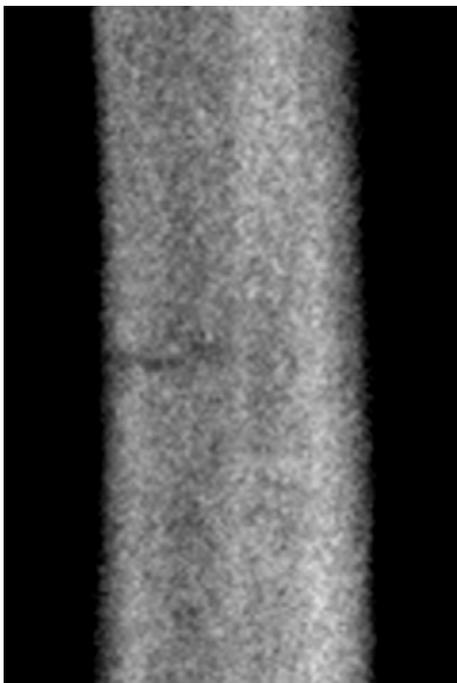


Abbildung IIc: Film-Foliensystem,
Geschwindigkeitsklasse S= 400

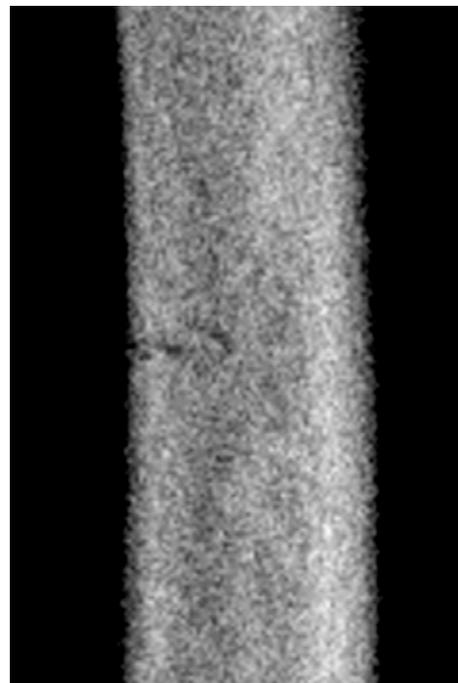


Abbildung IId: digitaler Flachdetektor,
Dosisäquivalent S= 800