

Aus der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin
der Universität zu Lübeck
Komm. Direktorin: PD Dr. med. B. M. Stöckelhuber

Experimentelle Dosisbestimmung bei Durchleuchtungsuntersuchungen nach
Gastric Banding durch Phantommessungen an einer Röntgen-
Durchleuchtungseinheit mit Festkörperdetektor

Inauguraldissertation

zur

Erlangung der Doktorwürde
der Universität zu Lübeck

- Aus der Medizinischen Fakultät -

vorgelegt von

Johannes Ernst Blietz
aus Bremen

Lübeck 2007

1. Berichterstatter / Berichterstatlerin: PD Dr. med. B. M. Stöckelhuber
2. Berichterstatter / Berichterstatlerin: PD Dr. med. C. Koch

Tag der mündlichen Prüfung: 4.12.2007

Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 4.12.2007

Gez. Prof Dr. med. Werner Solbach

- Dekan der Medizinischen Fakultäten -

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Grundlagen zur radiologischen Diagnostik	
1.1.1	Historischer Hintergrund und Ausblick in die Zukunft	1
1.1.2	Wechselwirkungen von elektromagnetischer Strahlung mit Materie	2
1.1.3	Dosisgrößen in der Durchleuchtung	3
1.1.3.1	Dosis	3
1.1.4	Strahlenschutzmaßnahmen	6
1.1.4.1	Organisatorische Maßnahmen sowie gesetzliche Regelungen zur Dosisreduktion und zum Strahlenschutz	6
1.1.4.2	Gerätetechnische Maßnahmen zur Dosisreduktion und zum Strahlenschutz	7
1.1.4.3	Bauliche Maßnahmen sowie gesetzliche Regelungen zur Dosisreduktion und zum Strahlenschutz	9
1.1.4.4	Verwendung von Strahlenschutzzubehör	9
1.2	Grundlagen digitaler Detektorsysteme in der Durchleuchtung	10
1.2.1	Der elektro-direkte Festkörperdetektor	10
1.2.2	Der opto-direkte Festkörperdetektor	11
1.2.3	Konventionelle Röntgenbildverstärker- Radiografie	11
1.3	Organbezogene Strahlenbelastung in der Radiologie	13
1.3.1	Auge	13
1.3.2	Schilddrüse	14
1.3.3	Ösophagogastraler Übergang	14
1.3.4	Gonaden	15
1.4	Klinischer Hintergrund	16
1.5	Strahlenbelastung in der Durchleuchtung	16
1.6	Fragestellung der Untersuchung	17

2	Material und Methodik	19
2.1	Durchleuchtungseinheit	19
2.2	Alderson-Rando®-Thermolumineszenz-Dosimetrie-Phantom	21
2.3	Linienphantome der Konstanzmessung	27
2.3.1	Versuchsaufbau Optische Auflösung	27
2.3.2	Versuchsaufbau Dosisvergleich	28
2.4	Thermolumineszenz-Dosimetrie	29
2.4.1	Messprinzip	29
2.4.2	Dosimeter	29
2.5	Versuchsdurchführung	31
2.6	Auswertung	34
2.6.1	Organregionen	34
2.6.2	Statistische Auswertung	34
3	Ergebnisse	36
3.1	Strahlenexposition	37
3.1.1	Ergebnisse für die Organregion Retina	37
3.1.1.1	Messung der Organregion Retina ohne Kollimation mit Belichtungsautomatik	37
3.1.1.2	Messung der Organregion Retina nach Kollimation und Einstellung fester Belichtungsparameter	38
3.1.2	Ergebnisse der Organregion Linse	40
3.1.3	Ergebnisse für die Organregion Schilddrüse	41
3.1.3.1	Messungen der Organregion Schilddrüse ohne Kollimation mit Belichtungsautomatik	42
3.1.3.2	Messungen der Organregion Schilddrüse mit Kollimation und Einstellung fester Belichtungsparameter	42
3.1.4	Ergebnisse für die Organregion Magen	44
3.1.4.1	Messungen der Organregion Magen ohne Kollimation mit Belichtungsautomatik	44
3.1.4.2	Messungen der Organregion Magen mit Kollimation und Einstellung fester Belichtungsparameter	45

3.1.5	Ergebnisse für die Organregion Ovarien	46
3.1.5.1	Messungen der Organregion Ovarien ohne Kollimation mit Belichtungsautomatik	46
3.1.5.2	Messungen der Organregion Ovarien mit Kollimation und Einstellung fester Belichtungsparameter	47
3.2	Deskriptive Bewertung für die Organregion Retina und Linse	48
3.3	Vergleich der Wiederholungsmessungen des 1. und 2. Messung	49
3.4	Effekte der Protokollmodifikationen	50
3.5	Optische Auflösung	51
4	Diskussion	52
4.1	Dosisreduktion	52
4.2	Plausibilität der ermittelten Organdosen	54
4.3	Qualität der Messergebnisse	55
4.4	Bildqualität	57
4.5	Schlussfolgerung	58
5	Zusammenfassung	59
6	Literaturverzeichnis	60
7	Anhang	68
7.1	Abbildungsverzeichnis	68
7.2	Tabellenverzeichnis	69
7.3	Tabellen	70

8	Danksagungen	72
9	Lebenslauf	73
10	Erklärung an Eides Statt	75
11	Publikationen	76

AEC	Automatic Exposure control (Belichtungsautomatik)
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
ART-Phantom	Alderson-Rando-Thermoluminiszenz-Phantom
a.-p.	anterior-posterior
B/s	Bilder pro Sekunde
C	Coulomb
CR	Computed Radiography (Speicherfolientechnik)
DNS	Desoxyribonukleinsäure
FFA	Fokus-Film-Abstand
FFS	Film-Folien-System
FKD	Festkörperdetektor
FoV	Field of View
Gy	Gray
HL	Hansestadt Lübeck
KERMA	Kinetic Energy Released per unit Mass (Dosisgröße für die Wirkung indirekt ionisierender Strahlung)
LAO	Links anterior Oblique
RANDO	Radiation analog dosimetry system
RBV	Röntgenbildverstärker
RD	Rendsburg
RöV	Röntgenverordnung
TFT	Dünnschichttransistor (Thin-Film-Transistor)
TLD	Thermolumineszenz-Dosimeter
s	Sekunde
SID	source-to-image-distance
Sv	Sievert

1. Einleitung

1.1 Grundlagen zur radiologischen Diagnostik

1.1.1 Historischer Hintergrund und Ausblick in die Zukunft

Seit der Einführung der Röntgenstrahlen durch Wilhelm Conrad Röntgen im Jahre 1895 (Röntgen, 1895) hat sich die radiologische Diagnostik durch permanente technische Verbesserung der Röntgendetektoren auf der einen und die der Strahlenquellen auf der anderen Seite ständig weiterentwickelt, um nach dem ALARA-Prinzip (ALARA = As Low As Reasonably Achievable; Hendee und Edwards, 1986) mit der geringstmöglichen Strahlenexposition eine diagnostisch erforderliche Bildqualität zu erreichen. Zunächst stand dem Betrachter nur ein Leuchtschirm oder eine zu bestrahlende Filmkassette zur Verfügung. Der Radiologe betrachtete den Leuchtschirm im abgedunkelten Raum nach entsprechender Dunkeladaptation. Ab 1948 (Coltman, 1948) konnte dank Entwicklung der Röntgenbildverstärkerröhre auf die Dunkeladaptation verzichtet werden. Das jetzt zwar deutlich hellere Bild wurde allerdings durch die Röntgenbildverstärkertechnik verkleinert und musste mit einer Lupe betrachtet werden. Die Bildakquisition über analoge Röntgenbildverstärker und eine nachgeschaltete Fernsehkette setzte sich in den siebziger Jahren des letzten Jahrhunderts durch (Gebauer et al., 1974). Später kamen digitale Fernsehkameras hinzu. Die letzte Entwicklungsstufe stellen sogenannte digitale Festkörperdetektoren (FKD) dar, die sich durch einen besonders großen dynamischen Umfang auszeichnen. In verschiedenen Untersuchungen konnte für diese neue Detektorgeneration eine deutlich höhere Quanteneffizienz im Vergleich mit digitalen Speicherfolien-Systemen nachgewiesen werden (Awai et al., 2001).

1.1.2 Wechselwirkungen von elektromagnetischer Strahlung mit Materie

Das Prinzip der Radiografie nach seiner Entdeckung durch W.C. Röntgen basiert auf der Schwächung eines Röntgenstrahles beim Durchgang durch Materie. Die Röntgenstrahlung wird dabei in einer Röntgenröhre erzeugt und nach Schwächung durch die durchdrungenen Gewebeschichten des Patienten mit Hilfe eines Detektorsystems auf der Strahlenaustrittsseite in abgeschwächter Form dem betrachtenden Auge zur Verfügung gestellt (Laubenberger und Laubenberger, 1994).

Physikalisch gesehen handelt es sich bei der Röntgenstrahlung um *elektromagnetische Strahlung* (Photonen) mit einer Wellenlänge kürzer der des sichtbaren Lichts. Zunächst wird zwischen der Kathode und der Anode der Röntgenröhre eine Spannung angelegt, so dass Elektronen in Richtung der Anode beschleunigt werden. Treffen die Elektronen auf die Anode der Röntgenröhre (z.B. Wolfram), entsteht durch das Abbremsen der Elektronen Bremsstrahlung. Diese Strahlung hat ein relativ breites kontinuierliches Wellenspektrum. Dieses Spektrum ist abhängig von der verwendeten Röhrenspannung. In diesem kontinuierlichen Spektrum ist die charakteristische Röntgenstrahlung enthalten, die für das Material der Anode spezifisch ist und ein typisches diskontinuierliches Linienspektrum abgibt.

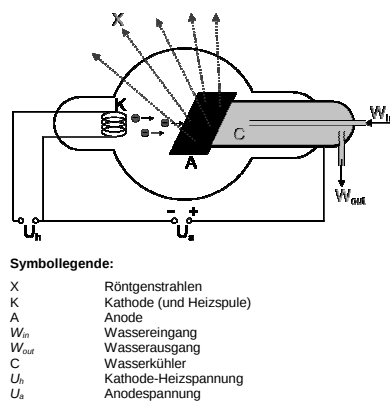


Abb. 1: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre
(nachgezeichnet - Wikipedia 2005)

Ein großer Teil der Photonen tritt direkt durch die Materie durch und erzeugt ein Bildsignal, der Rest interagiert mit der Materie und wird Streustrahlung genannt.

Die emittierten Photonen gehen beim Zusammenstoß mit der Materie Wechselwirkungen ein, bei denen zum einen Energie auf das Material übertragen wird und sich andererseits auch die Intensität der Strahlung ändert. Durch diese Wechselwirkungen wird die Röntgenstrahlung geschwächt. Fünf verschiedene Wechselwirkungen der elektromagnetischen Strahlung mit Materie sind möglich:

- Klassische Streuung
- Fotoeffekt
- Compton-Effekt
- Paarbildung
- Kernfotoeffekt

Für die in der Durchleuchtung genutzten Strahlenenergien sind insbesondere die klassische Streuung und die Compton-Streuung relevant. Die klassische Streuung stellt eine Ablenkung der Photonen aus ihrer Bahn ohne Energieverlust dar.

In der radiologischen Diagnostik ist die Streustrahlung für die Strahlenbelastung außerhalb des Nutzstrahlenbündels verantwortlich (Laubenberger und Laubenberger, 1994).

1.1.3 Dosisgrößen in der Durchleuchtung

1.1.3.1 Dosis

Schon kurz nach ihrer Entdeckung wurde die Möglichkeit einer therapeutischen Anwendung mittels Röntgenstrahlung und Radioaktivität untersucht. Um die Effekte von applizierter ionisierender Strahlung oder Radioaktivität im Gewebe zu quantifizieren, wurde in Anlehnung an das pharmakologische Konzept die Strahlendosis als definierte Stärke der Wirksamkeit definiert (Richter und Feyerabend, 1996).

Die wichtigsten verwendeten Dosisgrößen sollen im Folgenden kurz vorgestellt werden:

- Die Ionendosis **I** (Coulomb / Kilogramm: **C / kg**) ist die durch ionisierende Strahlung in Luft erzeugte Ladung pro Masse.
- Die Energiedosis **D** (SI-Einheit: **J / kg**) beschreibt die pro Masse absorbierte Energie. Die SI-Einheit ist nach dem englischen Physiker und Vater der Radiobiologie Louis Harold **Gray** benannt.
- Die Äquivalentdosis **H** berücksichtigt die unterschiedliche Wirkung der verschiedenen Strahlenarten bei gleicher Energiedosis **D** auf den lebenden Organismus. Die Äquivalentdosis **H** ist das Produkt aus der Energiedosis **D** und dem Bewertungsfaktor **q**, der das Produkt aus dem Strahlenqualitätsfaktor **Q** und einem modifizierenden Faktor **N** ist. Bei äußerer Bestrahlung im Sinn einer Röntgenuntersuchung ist **N** = 1.

$$H = D \cdot q = D \cdot Q \cdot N$$

Die Einheit der Äquivalentdosis **H** als Ausdruck der Wirkung im lebenden Organismus ist das Joule pro Kilogramm (**J / kg**) entsprechend einem Sievert. Der biologische Bewertungsfaktor **q** für Röntgen- und Gammastrahlung beträgt 1, so dass die Angaben der Energiedosis in Gray (Gy) ohne Umrechnung in der Äquivalentdosis in Sievert (Sv) ausgedrückt werden können.

- Die Effektive Dosis **H_{eff}** stellt das Maß der Strahlenbelastung bzw. das Risiko durch eine Strahlenbelastung dar. Sie berücksichtigt neben der Strahlenqualität auch die Empfindlichkeit der einzelnen Organe und Gewebe gegenüber Strahlung. Sie ist das Produkt aus der Äquivalentdosis **H** und einem organ- bzw. gewebespezifischen Wichtungsfaktor **w**.

$$H_{eff} = H \cdot w = D \cdot q \cdot w$$

Tabelle 1: Gewebewichtungsfaktor (Quelle: RÖV Anlage 3):

Organ / Gewebe	w_i
Keimdrüsen	0,20
Rotes Knochenmark	0,12
Dickdarm	0,12
Lunge	0,12
Magen	0,12
Blase	0,05
Brust	0,05
Leber	0,05
Speiseröhre	0,05
Schilddrüse	0,05
Haut	0,01
Knochenoberfläche	0,01
Andere Organe / Gewebe	0,05

- Die Organdosis D_{Organ} ist eine experimentell ermittelte Energiedosis. Sie wird berechnet aus der Einfalldosis und einem experimentell zu bestimmenden Konversionsfaktor C_{Phantom} . Die Bestimmung von C erfolgt mit Hilfe von Standardphantomen, wie dem in unserer Studie vorliegenden Alderson-Rando-Thermoluminiszenz-Dosimetrie-Phantom (ART - Phantom) und Standard-Untersuchungstechniken (Huda und Sandison, 1984).

$$D_{\text{Organ}} = K_E \cdot C_{\text{Phantom}}$$

1.1.4 Strahlenschutzmaßnahmen

Um die Effekte ionisierender Strahlung auf den strahlenexponierten menschlichen Organismus (z.B. den radiologischen Patienten) möglichst gering zu halten, werden prinzipiell vier *Maßnahmen des Strahlenschutzes* unterschieden. Dazu zählen:

- organisatorische Maßnahmen sowie gesetzliche Regelungen und Vorschriften (RöV 2002)
- gerätetechnische Maßnahmen
- Verwendung von Strahlenschutzzubehör
- bauliche Maßnahmen

Der Strahlenschutz verlangt vom Anwender eine konsequente Durchführung dieser vier Ansatzpunkte, idealerweise unter Abschätzung der jeweils entstehenden Strahlenbelastung. Primär gilt: Ein aufgeklärter Umgang mit Strahlung in der Röntgendiagnostik beginnt schon bei der Stellung der rechtfertigenden Indikation, die in jedem Falle einer Risiko-Nutzen-Abwägung bedarf. (RöV § 2a)

1.1.4.1 Organisatorische Maßnahmen sowie gesetzliche Regelungen zur Dosisreduktion und zum Strahlenschutz

Anwenderseitige Maßnahmen zur Dosisreduktion beginnen schon bei der rechtfertigenden Indikationsstellung zur Durchleuchtungsuntersuchung (RöV 2002). Ständige technische Weiterentwicklungen verlagern viele Indikationen in den Einsatzbereich der CT, allerdings gibt es noch keine routinemäßige Untersuchungen von Bewegungsabläufen in der CT, vor allem in Hinblick auf die erhöhte Strahlenbelastung für den Patienten.

Mit der Einführung der digitalen Radiografie konnten Über- und Unterbelichtungen bedingt durch die Möglichkeit der digitalen Nachbearbeitung weitestgehend eliminiert werden. In der Tat ergibt sich hier der subjektive Widerspruch, dass „überbelichtete“ Aufnahmen sogar zu einer besseren Bildqualität führen. Ziel ist es also, gute Bilder bei geringer Strahlenexposition zu erzeugen (Reinfelder, 1995).

1997 forderte der Rat der Europäischen Union in seinen Richtlinien zum Gesundheitsschutz bei medizinischer Exposition (RL 97 / 43 / EURATOM) einheitliche Referenzdosiswerte bei der Anwendung von ionisierender Strahlung am Menschen.

1.1.4.2 Gerätetechnische Maßnahmen zur Dosisreduktion und zum Strahlenschutz

Der Hersteller der verwendeten Durchleuchtungseinheit hat ein neues Zusatzfiltermaterial aus Tantal eingeführt, um den nieder- und hochenergetischen Anteil aus dem Spektrum der Röntgenstrahlung zu filtern.

Zunächst wird die Strahlung direkt beim Austritt aus dem Fokus durch den gesetzlich vorgeschriebenen Eigenfilter des Gehäuses mit 2,5 mm Al-Gleichwert homogenisiert. Die zuvor angesprochene Zusatzfilterung mit 0,03 mm Tantal reduziert den niedrigenergetischen Anteil noch weiter: Die Spektralbereiche der austretenden Nutzstrahlung unterhalb von 30 keV sowie oberhalb von 70 keV werden herausgefiltert (Fukunishi et al., 2002).

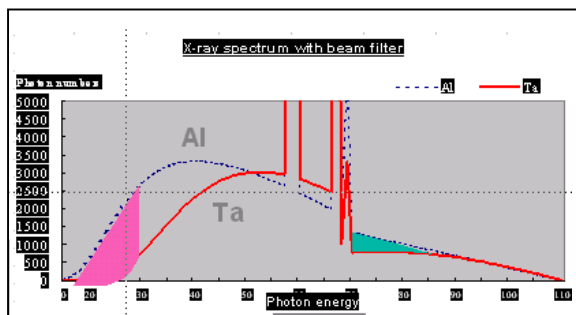


Abb. 2: Röntgenstrahlenspektrum mit Tantalzusatzfilter
(Quelle Toshiba Medical Systems, Japan 2005)

Laut Angaben des Herstellers ergibt sich für den Anwender bei Einsatz der Tantal-Zusatzfilterung im Vergleich mit einer Aluminium-Zusatzfilterung eine deutliche Reduktion der Streustrahlung (Miyazaki et al., 2003).

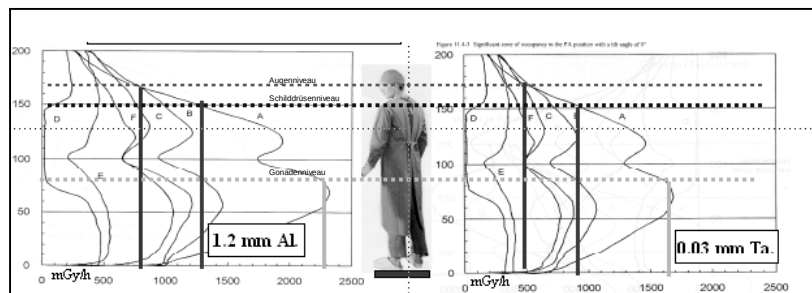


Abb. 3: Reduktion der Streustrahlen mit Tantalzusatzfilter
(Quelle Toshiba Medical Systems, Japan 2005)

Die Wahl der Belichtungsparameter ist üblicherweise in den Untersuchungsprogrammen voreingestellt. Im Sinne der Dosisreduktion sollten neben der Fragestellung, insbesondere physiognomische Patienteneigenschaften (Kind, schlanke Person) berücksichtigt werden.

Wichtigstes Hilfsmittel zur Reduktion der Strahlenbelastung am Patienten ist die Tiefenblende, die das Nutzstrahlenfeld eingrenzt (Parry et al., 1999; Svenson et al., 2004; Kuon et al., 2005; Moro et al., 2006). Eine weitere apparative Maßnahme sind *Halbblenden*, welche das Strahlenfeld an die unterschiedlichen Absorptionseigenschaften innerhalb einer Untersuchungsregion des Patienten anpassen, um z.B. der geringeren Absorption im Randbereich des Halses gerecht zu werden und eine gleichmäßige Bildqualität bei geringerer Dosis zu ermöglichen (Laubenberger und Laubenberger, 1994).

Der Einsatz eines zur gepulsten Durchleuchtung geeigneten Hochfrequenzgenerators stellt eine weitere Möglichkeit dar, die Strahlenbelastung für Patient und Anwender zu reduzieren (den Boer et al., 1994; Chida et al., 2006).

Aktuelle Bemühungen gelten verstärkt der Optimierung der Belichtungsautomatik (Automatic Exposure Control = AEC). Diese beruht auf einer Anpassung der Strahlungsintensität an den jeweiligen Dosisbedarf des Detektors

(Barkhausen et al., 1999; Mazzocchi et al., 2005; Doyle und Martin, 2006), so wird die Belichtung in Echtzeit im Verlauf der Untersuchung angepasst. Wenn beispielsweise im Rahmen einer Schluckaktuntersuchung am Hals weniger Dosis benötigt wird als am Thorax oder wenn große Körperteile die Strahlung übermäßig schwächen, kann eine sofortige Dosismodulation erfolgen.

Nicht zuletzt ist die Optimierung der Detektoren für eine bestmögliche Strahlenausnutzung wesentlich. Dieses wird unter anderem durch gute Absorptionseigenschaften des Materials unter Vermeidung von Streustrahlung und Nachleuchteffekten erreicht (Spahn, 2003; Hunt et al., 2004; Lui et al., 2006).

1.1.4.3 Bauliche Maßnahmen sowie gesetzliche Regelungen zur Dosisreduktion und zum Strahlenschutz

Der Hersteller stellt mit einem zweiten Bedienpult im Schaltraum hinter einer Blei-/Acrylglasscheibe eine bauliche Möglichkeit für den Anwender zur Verfügung, sich ganz aus dem Streustrahlenfeld zu entfernen.

Ferner werden das medizinisch-technische Personal am Durchleuchtungs-Gerät sowie auch die Patienten und dritte Personen außerhalb der Untersuchungsräume durch bauliche Maßnahmen geschützt. Diese sind nach § 19 durch Einrichtungen von Strahlenschutzbereichen und § 20 hiervon klar getrennten Röntgenräumen in der Röntgenverordnung verbindlich vorgeschrieben.

1.1.4.4 Verwendung von Strahlenschutzzubehör

Die Abschwächung der Röntgenstrahlung beim Durchtritt durch Materie nimmt exponentiell mit steigender Ordnungs- und Elektronenzahl pro Atom zu. Elemente wie Blei mit einer Ordnungszahl von 82 sind somit besonders geeignet, elektromagnetische Strahlung zu absorbieren. Es besteht ein Zusammenhang zwischen der Ordnungszahl des Elementes und dem Absorptionsoptimum innerhalb des energetischen Strahlenspektrums. Blei, Wolfram und Wismut haben sich als Materialien zur Patientenabdeckung in der Radiologie bewährt und werden in Form von *Strahlenschutzkleidung und -zubehör* regelmäßig in der konventionellen Projektionsradiografie eingesetzt (Tse et al, 1999; Stöckelhuber et al, 2005).

1.2 Grundlagen digitaler Detektorsysteme in der Durchleuchtung

Prinzipiell liegen zwei verschiedene Ansätze zur Realisierung eines Festkörperlaserdetektors (FKD) vor:

1.2.1 Der elektro-direkte Festkörperlaserdetektor:

Hier trifft Röntgenstrahlung auf eine amorphe Halbleiterfläche (a-Se). An der Halbleiterschicht liegen eine Hochspannungselektrode und eine Sammelelektrode an. Die Röntgenquanten werden in der Halbleiterschicht aus amorphem Selen absorbiert und direkt in elektrische Ladung umgewandelt. Unter der Halbleiterschicht befindet sich eine flächendeckende Anordnung von Dünnschichttransistoren. Jeder Transistor registriert die durch die Röntgenquanten entstandene Ladungsänderung. Jeder TFT stellt als Fotoelement die kleinste Bildinformation dar. Die flächenhafte Anordnung von TFT in Zeilen und Spalten ermöglicht die Ortsauflösung der absorbierten Röntgenquanten. Die maximale Ortsauflösung korreliert mit der Größe des kleinsten Schaltkreises. In unserem Fall beträgt die nominelle Pixelgröße $150\text{ }\mu\text{m} \times 150\text{ }\mu\text{m}$.

Vorteile im elektro-direkten FKD liegen in seiner guten Ortsauflösung. Die Ladungsträger breiten sich überwiegend entlang der elektrischen Feldlinien aus. Eine laterale Ausbreitung der Ladung findet nahezu nicht statt.

Nachteilig erscheint beim verwendeten amorphen Selen eine niedrige Ordnungszahl von 34, die für Röntgenquanten im hochenergetischen Bereich von ca. 110 bis 150 keV schlechte Absorbereigenschaften erwarten lässt (Zhao und Rowlands, 1997).

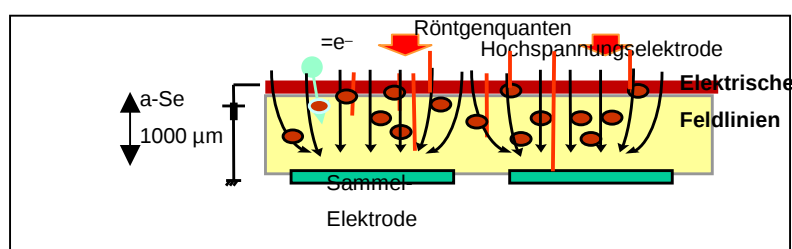


Abb. 4: Prinzip des elektro-direkten FKD

1.2.2 Der opto-direkte Festkörperdetektor:

Hier trifft die Röntgenstrahlung auf einen Szintillator. Unter einem Szintillator versteht man ein Material, welches beim Durchgang von geladenen Teilchen und γ -Quanten angeregt wird und die Anregungsenergie in Form von Licht (meist im UV- oder sichtbaren Bereich) wieder abgibt. Darunter befindet sich eine Matrix von Fotodioden, die jeweils die Größe der einzelnen Pixel definiert. Als Materialien werden nadelförmiges Cäsiumiodid (CsI) oder pulverförmiges Gadoliniumoxisulfid ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$) verwendet (Spahn et al., 2003).

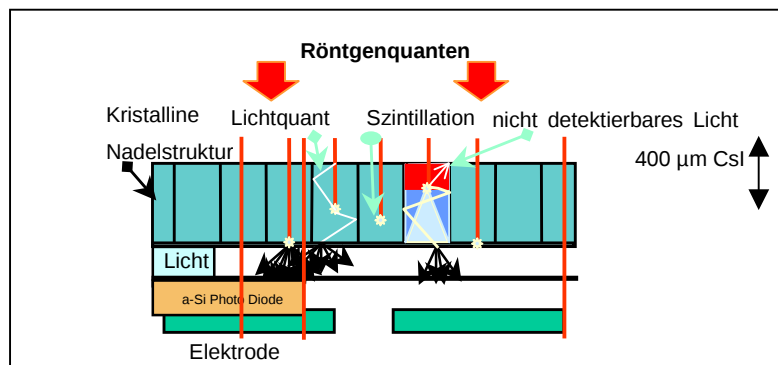


Abb. 5: Prinzip des opto-direkten FKD

Bei beiden FKD handelt es sich um Echtzeitmodalitäten mit geringem Dosisbedarf bei hoher Ortsauflösung.

Gegenstand unserer Untersuchung sind die Eigenschaften des elektro-direkten FKD im Vergleich mit der konventionellen Röntgenbildverstärker (RBV) - Radiografie.

1.2.3 Konventionelle Röntgenbildverstärker-Radiografie

Bei der konventionellen RBV-Radiografie besteht der Eingangsleuchtschirm aus Cäsiumiodid (CsI). An seiner Rückfläche ist er mit einer Fotokathode beschichtet. Die eintreffenden Röntgenquanten erzeugen in der Szintillationsschicht des Eingangsleuchtschirms Lichtquanten. In der Photokathode werden die Lichtquanten in freie Elektronen umgewandelt, die nach elektronenoptischer Verstärkung und Verkleinerung auf den Ausgangsleuchtschirm treffen (Coltman

1948). Hier wird das verstärkte und verkleinerte Bild durch eine Fernsehkamera digitalisiert (Gebauer et al., 1974).

Vorteile liegen in der guten Quanteneffizienz. Nachteile zeichnen sich insbesondere bei großen Formaten durch zunehmende geometrische Verzerrungen an den Bildrändern ab (Seibert, 2006).

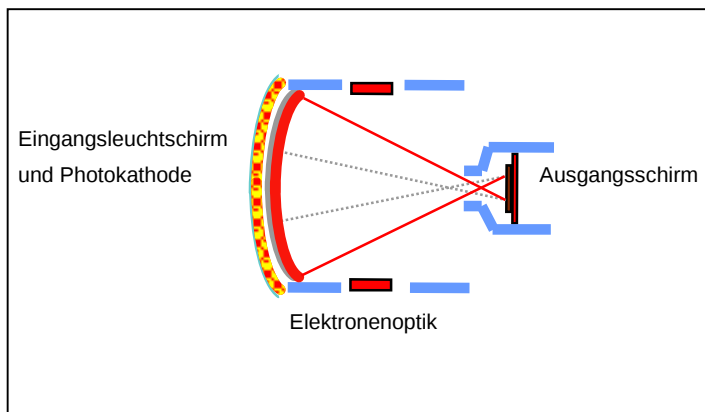


Abb. 6: Prinzip der konventionellen Röntgenbildverstärker-Radiografie

Tabelle 2: Klassifizierung der Detektoren nach Anregung und Bildsubstrat

Art des Detektors	Direkt: Signal durch	Indirekt: Signal durch
Elektro-direkter FKD (a-Se / a-Si)	Elektronen	
Opto-direkter FKD (CsI / a-Si)	Photonen	
Röntgenbildverstär- ker-Radiografie		Photonen

1.3 Organbezogene Strahlenbelastung in der Radiologie

Die Röntgenstrahlung geht Wechselwirkungen mit der von ihr durchstrahlten Materie ein. Zum großen Teil ist der Compton-Effekt dafür verantwortlich, dass die einfallende elektromagnetische Strahlung ihre Energie an die Elektronen in den Atomhüllen der Atomkerne abgibt. Es bilden sich ionisierte bzw. angeregte Atome und Moleküle, die zu Strukturveränderungen der chemischen Verbindungen der Zelle führen können. In einem Zeitraum von Sekunden bis Dekaden können sich direkte und indirekte Schäden manifestieren. Bei direkten Strahlenschäden geht die Wirkung der Strahlungsenergie direkt auf die Biomoleküle des betroffenen Gewebes über. Bei den indirekten Strahlenschäden bewirkt die Strahlungsenergie eine Ionisation der Wassermoleküle, die dann als Radikale des Wassers wiederum mit den Biomolekülen des betroffenen Gewebes Sekundärradikale bilden.

Deterministische Strahlenschäden weisen einen Schwellenwert auf, oberhalb dessen sie immer auftreten werden. Stochastische Schäden werden mit zunehmender Dosis immer wahrscheinlicher, eine Schwellendosis existiert jedoch nicht. Selbst höchste Strahlenexpositionen müssen nicht zwangsläufig zu einem stochastischen Schaden führen, auch wenn dieser dann eher wahrscheinlich wird (Richter und Feyerabend, 1996).

In der vorliegenden Untersuchung wurden Dosismessungen an einem Phantom im Bereich der Augen (Retina und Linse), der Schilddrüse und den Ovarien sowie an der Strahleneintrittsfläche und in der Region des Magens durchgeführt. Vor allem die drei erstgenannten Organe lassen sich mit relativ einfachen Mitteln in der konventionellen Projektionsradiografie gegen Streustrahlung abschirmen. Hierfür sind mit Wismut oder Blei beschichtete Latexabschirmungen erhältlich. Es handelt sich bei den untersuchten Organen um besonders strahlensensitive Gewebe.

1.3.1 Auge

Am Auge sind insbesondere die Augenlinse und die Retina vermehrt strahlenempfindlich. Am Außenrand der Linse befindliche Zellen sind für die Regeneration des Linsenkörpers verantwortlich. Bei einer wiederholten Bestrahlung mit

einer entsprechend hohen Kumulativdosis kann sich eine Schädigung bzw. Tötung dieser Zellen mit der Folge einer bleibenden Trübung der Linse entwickeln. Die *Strahlenkatarakt* ist ein deterministischer Schaden. Ab 0,10 Gy/a treten messbare Linsentrübungen auf, eine Beeinträchtigung des Sehvermögens durch eine manifeste Katarakt ist ab 0,15 Gy/a beschrieben (ICRP 1984 und 1991; Heyne et al., 1997; Maeder et al., 2006). Kinder sind für diese Schädigung sogar noch wesentlich sensibler. Bei Einzel- und bei CT-Untersuchungen, in denen das Auge außerhalb des Strahlenfeldes liegt, macht die Strahlenexposition am Auge nur einen sehr kleinen Teil der Schwellendosis aus. Zamber und Kinyoun beschreiben in ihrer Untersuchung von 1992, dass die Strahlenretinopathie bei 50% der Überlebenden von Hiroshima und Nagasaki beobachtet werden konnte. Bei therapeutischer Bestrahlung des Kopfes mit ionisierender Strahlung aus einer Kobalt [^{60}Co] - Quelle wurden Strahlenschäden an der Retina ab einer Dosis von 11 Gy beobachtet.

Neben der deterministischen Schädigung des Linsenapparates sind auch stochastische Effekte an den Geweben des Auges möglich, die zu einer veränderten Proteinbiosynthese oder Replikation der Zellen bis hin zur malignen Entartung führen können.

1.3.2 Schilddrüse

Auch wenn die Schilddrüse nicht zu den strahlenempfindlichsten Organen zählt, so ist doch ein erhöhtes stochastisches Risiko beschrieben, nach häufigen Röntgenexpositionen im Halsbereich an einem Schilddrüsenkarzinom zu erkranken. In diesem Falle handelte es sich um Patienten, bei denen häufig Spezial-Röntgenaufnahmen des Unterkiefers (Orthopantomogramm = OPG) angefertigt wurden (Bristow et al., 1989; Gijbels et al., 2005).

1.3.3 Ösophagogastraler Übergang

Während der Ösophagus einen relativ geringen Gewebewichtungsfaktor von 0,05 aufweist, ist das Gewebe des Magens und die umgebende Lunge bei einem Gewebewichtungsfaktor von 0,12 deutlich empfindlicher gegenüber ionisierender Strahlung.

1.3.4 Gonaden

Strahlenschädigungen im Bereich des Reproduktionsapparates des Menschen können sich an unterschiedlichen Organen entwickeln, wie den Ovarien, Testes, dem Uterus und am Keimling selbst. Dem Schädigungsmechanismus liegt hierbei zu Grunde, dass die DNS sehr strahlenempfindlich ist. Besonders bei der Zellteilung, wenn die DNS-Stränge in teilweise „abgewickelter“ Form vorliegen, kann elektromagnetische Strahlung zu kritischen Mutationen führen. Effiziente Reparaturmechanismen können die Veränderungen der DNS-Struktur zwar in gewissem Maße korrigieren, in einigen Fällen ist die vollständige Wiederherstellung jedoch nicht mehr möglich. Fehler in der Proteinbiosynthese und fehlerhafte Reduplikation des betreffenden Gens können die Folge sein.

An den Gonaden können deterministische (z.B. Sterilität) und stochastische Erkrankungen (z.B. Neoplasmen) auftreten.

In den *Hoden* entstehen Spermien aus den Spermatogonien, welche kontinuierlich neu gebildet werden. Eine vermehrte Strahlenempfindlichkeit ist während der Spermiogenese bei der Meiose (Reduktionsteilung) gegeben. Dieser Prozess kann schon ab einzelnen Strahlenexpositionen von 0,1 Gy in Form einer Abnahme der Zahl an Samenzellen beobachtet werden. Höhere Dosen können sogar zur zeitweiligen ($>0,5$ Gy) oder permanenten (>5 Gy) Sterilität führen. Bei den *Ovarien* ist bei Geburt die Bildung der ca. 400000 primären Oozyten abgeschlossen. Aus diesen reifen im Laufe des Lebens etwa 380 reife Follikel (sekundäre Oozyten), so dass sich die Eizellen im Gegensatz zu den Spermien nicht ständig erneuern. Eine Strahlenbelastung kann zu zeitweiliger Infertilität ($>0,5$ Gy) oder zu stochastischen Schäden des Erbgutes führen. Diese Schäden heilen nicht wieder aus, mit zunehmender Strahlenexposition nimmt die Zahl der teilungsfähigen primären Oozyten ab und damit nehmen die Phasen der Infertilität zu.

Schließlich können sich sowohl an Uterus als auch an Ovar und Testes Krebserkrankungen durch kritische Mutationen der DNS bilden. Ionisierende Strahlung kann hierbei entweder unmittelbar oder aber im Zusammenspiel mit anderen Karzinogenen die Bildung von malignen Stammzellen hervorrufen (Richter und Feyerabend, 1996).

1.4 Klinischer Hintergrund

Ein wichtiger Aspekt und klinischer Hintergrund der Untersuchung ist die Tatsache, dass die effektive Dosis und die Streustrahlung mit der Patientengröße und der Patientendicke exponentiell zunehmen; in diesem Sinne erhalten adipöse Patienten die höchsten Strahlendosen im Rahmen von diagnostischen Röntgenuntersuchungen.

Die maligne Adipositas permagna ist ein zunehmend ernstzunehmendes Gesundheitsproblem in den westlichen Industrienationen (Hensrud und Klein 2006). Laut Konsenspapier der National Institutes of Health (NIH, 1991) der USA, stellt ein Body-Mass-Index (BMI) von 35 kg / m^2 mit bereits bestehenden Begleiterkrankungen oder ein BMI von über 40 kg / m^2 eine Indikation für eine chirurgische Behandlung dar. Die einzelnen bariatrisch-chirurgischen Ansätze sind vielfältiger Natur. In unserer Klinik wird überwiegend mit dem sogenannten Gastric Banding, der Implantation eines den Mageneingang verengenden Bandes, behandelt (Bo und Modalsli, 1983; Kuzmak, 1991; Forsell und Hellers, 1997). Zwar stehen auch andere chirurgische Maßnahmen zur Verfügung (z.B.: Schlauchmagenbildung, Dünndarmverkürzung) die zum Teil das Potenzial einer höheren Gewichtsreduktion, auf der anderen Seite jedoch auch ein höheres Risiko an postoperativen Komplikationen bergen. Die postoperative Durchleuchtungskontrolle nach Gastric Banding und weitere Durchleuchtungskontrollen im Verlauf der Nachsorge stellen ein etabliertes Mittel dar, frühzeitig Komplikationen aufzudecken (Wiesner et al., 2000). In der Hochschulambulanz unserer Klinik werden in regelmäßigen Abständen mit dem Gastric Banding versorgte Patienten kontrolliert.

1.5 Strahlenbelastung in der Durchleuchtung

Obwohl einige Eigenschaften der FKD-Technik in der Praxis zur Reduktion der Strahlung führen sollten, gibt es eine ganze Reihe von Ursachen, welche die Höhe der Strahlenexposition beeinflussen.

- Anwenderseitige Erfahrung
- Mitarbeit des Patienten
- Habitus
- Komplexität der Fragestellung und Untersuchung

Eine Dosissteigerung lässt sich direkt aus der Tatsache ableiten, dass bei geringerer Primärkollimation ein größerer Strahlenkegel verwendet wird. Als Folge kommt es neben einer Steigerung der Nutzstrahlen auch zu einer verstärkten Bildung von Streustrahlung (Zinzindohoue et al., 2003).

Neben dem Habitus und der Compliance des Patienten kommt auch der Komplexität der Untersuchung eine hohe Bedeutung zu, die Dosis der Untersuchung niedrig zu halten. So sind nach Punktionen des implantierten Portsystems und Nachjustierung des Bandlumens weitere Kontrollen notwendig. Wird eine Leckage vermutet, muss das gesamte Band inklusive des Port-Systems dargestellt werden, was eine weitere Strahlenbelastung nach sich zieht.

1.6 Fragestellung der Untersuchung

Die vorliegende Untersuchung will zur Klärung beitragen, ob sich die Strahlenbelastung an besonders strahlensensiblen Organregionen mit der neuen Detektortechnik geändert hat. Dazu soll durch die Messung der Dosis in bestimmten Organregionen am Alderson-Rando[®]-Thermolumineszenz-Dosimetrie-Phantom (ART-Phantom) der Vergleich der Strahlenexposition vom FKD mit der konventionellen RBV-Technik ermöglicht werden.

Zum Teil befinden sich die in der vorliegenden Studie untersuchten Organe außerhalb des primären Bestrahlungsfeldes: Augen, Schilddrüse, Ovarien. Diese Organe lassen sich durch kommerziell erhältliches Röntgenzubehör gegen Strahlung abschirmen. Die Dosiswerte des jeweils im direkten Strahlengang liegenden ösophagogastralen Übergangs und des Magens sind zu Vergleichszwecken mitbestimmt worden. Somit sollte der Vergleich der Dosis im Untersuchungsfeld sowie der Vergleich der Dosis außerhalb dessen ermöglicht werden.

Kernfrage der vorliegenden Untersuchung:

Wie hoch ist die Strahlenbelastung bei einer radiologischen Untersuchung mit FKD-Durchleuchtung innerhalb des Nutzstrahlenbündels am distalen Ösophagus und Magen im Vergleich zur konventionellen RBV-Technik und wie ist die Belastung an ausgewählten Organen außerhalb des primären Nutzstrahls?

Weitere Fragestellungen, Jeweils bezogen auf die ermittelte Streustrahlendosis im Phantom:

1. Welchen Effekt haben die einzelnen Faktoren (Kollimation, Belichtungsautomatik, Detektortechnik) auf die intrakorporale Streustrahlendosis?
2. Welche Möglichkeiten der Dosisreduktion ergeben sich beim FKD?
3. Welche Möglichkeiten der Dosisreduktion ergeben sich beim RBV?

2. Material und Methodik

2.1 Durchleuchtungseinheit:

Verwendet wurden zwei Durchleuchtungseinheiten (TOSHIBA Ultimax / Generator KXO 80 XM, Tokio, Japan), die bis auf unterschiedliche Detektoreinheiten baugleich sind.

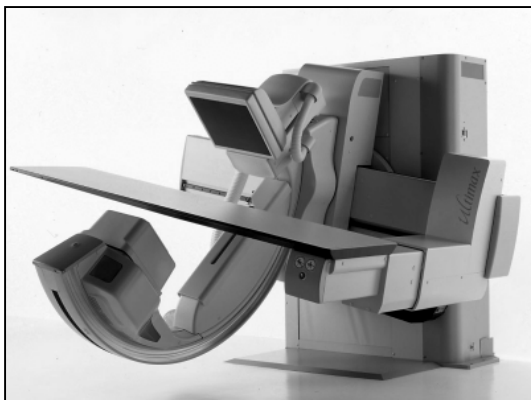


Abb. 7: Durchleuchtungseinheit Ultimax, (Quelle Toshiba Medical Systems, Japan 2005)

Die Durchleuchtungseinheit in der Hansestadt Lübeck (HL) war mit dem Festkörper-Detektor ausgestattet:

Toshiba Festkörperdetektor TFP-1400A

Maße

Länge :	415 mm
Breite :	401 mm
Höhe :	133 mm
Gewicht:	18 kg

Nutzfeld (FOV):

Vertikal	336 mm
Horizontal	336 mm
Pixelgröße	150 × 150 μm^2

Max. Pixel Anzahl: 2304 × 2304

Bildwiederholungsrate für Durchleuchtung: max. 30 B/s @ 1024² Pixel

Bildwiederholungsrate für Serienaufnahmen: 7,5 B/s @ 1024² Pixel

Bis 2,5 B/s @ 2048² Pixel

Die zum Vergleich herangezogene und bis auf den Detektor baugleiche Durchleuchtungseinheit mit dem RBV-Detektor befand sich im Kreiskrankenhaus Rendsburg (RD).

TOSHIBA IMAGE INTENSIFIER RTP16301J-G1E

Ultimax 16“, PF, Generator: KXO 80 XM

Maße

Länge: 515 mm ± 5 mm

Maximaler Durchmesser: 462 mm + 2 mm

Gewicht (ca.): 33 kg

Nominelle Größe des Eingangsschirms (FOV):

N (Normal) 400 mm (16")

M1 (Zoom 1) 310 mm ± 5 mm (12")

M2 (Zoom 2) 230 mm ± 5 mm (9")

M3 (Zoom 3) 160 mm ± 5 mm (6")

Durchmesser des Ausgangsschirms:

30 mm ± 1 mm (1,2" ± 0,04")

Max Pixel Anzahl: 1024 × 1024

Kamera - Chip Größe: 2,546 x 2,546 cm²

Kamera - Chip - Bilddiagonale 10,9 mm

Größenverhältnis 1:1

Aktive Bildbreite x Höhe 7,680 x 7,680 mm²

Totale Bildbreite x Höhe 8,040 x 7,860 mm²

Pixel Breite x Höhe 7,5 x 7,5 µm²

Geometrischer Füllfaktor 100%

2.2 Alderson-Rando®-Thermolumineszenz-Dosimetrie-Phantom

Das von Alderson und Mitarbeitern entwickelte Phantom sollte die homogenen Festwasserphantome zur Erstellung von Bestrahlungsplanungen ersetzen, die die Dosisverteilung im Körper nur unzureichend wiedergeben konnten (Alderson et al., 1962). Das Phantom wurde in das Dosimetriesystem RANDO (Radiation Analog Dosimetry System) integriert, das auf einem kartesischen Koordinatensystem basierte. Die z-Achse fällt mit der Längsachse des Phantoms zusammen. Die x-Achse liegt in der Koronarebene und die y-Achse steht senkrecht zu den beiden anderen. Dieses Phantom hat sich als Standard zur wissenschaftlichen Dosismessung von intrakorporalen Strahlenbelastungen mit der Verwendung von anthropomorphen Phantomen (Huda und Sandison, 1984) etabliert. Das Phantom ist dem menschlichen Körper strahlenäquivalent und weist dementsprechende Absorptions- und Streueigenschaften gegenüber Röntgenstrahlen auf. Zur Dosimetrie mit dem Rando-Phantom werden Dosimeter in Form von Stäbchen (sog. Rods, Länge 6 mm, Durchmesser 1 mm) verwendet, die in das Phantom eingebracht werden. Somit sind Strahlenexpositionen innerhalb der Organe messbar.



Abb. 8: Alderson-Rando®-Phantom

Wir verwendeten in der vorliegenden Studie das einer Frau nachempfundene Alderson-Rando[®]-Thermolumineszenz-Dosimetrie-Phantom (ART-Phantom / The Phantom Laboratory; New York, USA, siehe Abb. 8). Es besteht aus einem menschlichen Skelett, welches in eine Isocyanatmasse (spezif. Dichte 0,985 g / cm³, mittlere Ordnungszahl 7,3) eingebettet wurde. Die Lunge wird durch einen mikrozellulären Schaum (spezif. Dichte 0,320 g / cm³, mittlere Ordnungszahl 7,3) ersetzt. Die Luftröhre, Nasen- und Mundhöhle sind pneumatisiert. Das Phantom ist in transversaler Ebene in 2,5 cm hohe Scheiben zerlegbar, wobei jede Scheibe Bohrungen (Ø 1 mm) in einem Raster von 3 x 3 cm² zur Aufnahme der Dosimeter besitzt.

Bei dem uns zur Verfügung stehenden Modell handelt es sich um eine Standardfrau mit 58 kg repräsentativem Lebendgewicht, 160 cm repräsentativer Körpergröße und einem sagittalen Körperdurchmesser von 19 cm.

Um am Durchleuchtungsgerät die repräsentative Patientendicke und -dichte eines typischen Gastric Banding Patienten mit ca. 120 kg Körpergewicht und einem Body Mass Index von ca. 40 zu simulieren, haben wir den sagittalen Körperdurchmesser in Anlehnung an das Patientengut der „Magenbandsprechstunde“ modifiziert. Um eine mittlere Dicke der Patienten von ca. 37 cm zu erzielen wurden auf der Strahleneingangsseite zehn Lagen und auf der Strahlenausgangsseite des Phantoms acht Lagen Acrylplatten à 10 mm positioniert. Die Acrylplatten stammen aus einem Festwasserphantom, das in der Strahlentherapie verwendet wird. Die Dichte des Festwasserphantoms ist gewebeäquivalent.

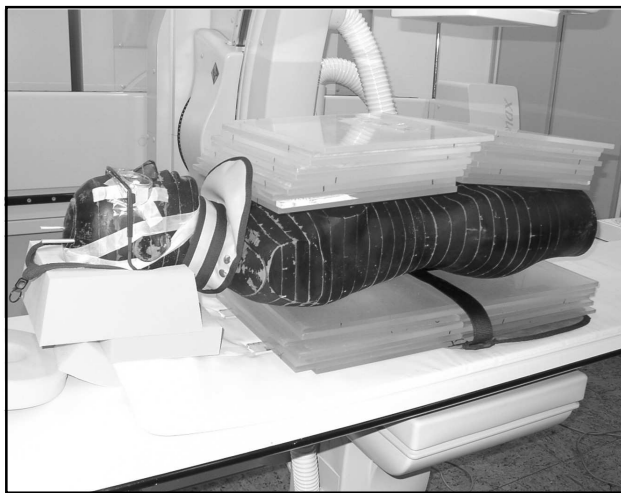
Bei unseren Phantommessungen gilt als Energiedosisgröße das Gy bzw. µGy als „in-vitro“ ermittelte Energiedosis an den jeweiligen Organregionen des ART-Phantoms, unter Verwendung von Thermolumineszenz-Dosimetern (TLD). Messgrößen sind die Organdosis D_{Organ} im Phantom und die Oberflächendosis auf dem Phantom (Drexler et al, 1993).

Tabelle 3: Phantommodifikation:

	Schwächungsmedien
Strahleneingangsseite	10 Lagen à 10 mm Acryl
Strahlenausgangsseite	8 Lagen à 10 mm Acryl

Bei den Messungen wurden stets alle sinnvoll zur Verfügung stehenden Röntgenschutzmaßnahmen ergriffen: Geschützt wurden die Augen, die Schilddrüse und die Region der Gonaden:

- Für die Augen wurde eine Front- und Seiten- Röntgenschutzbrille (Modell BR331) mit Frontschutzgläsern Pb 0,75 mm und Seitenschutz Pb 0,5 mm benutzt (MAVIG GmbH, München, Deutschland).
- Die Schilddrüse wurde durch einen Schilddrüsen-Sternumschutz (Mod. NW 614, Bleigleichwert 0,5 mm, Mavig GmbH; München) abgeschirmt.
- Bis an die Schicht 27, ca. auf Höhe des Beckenkamms, wurde eine Halbschürze (Pb 0,5 mm, Mavig GmbH) als semizirkulärer Gonadenschutz auf der Strahleneintrittsseite des Phantoms gelegt.

**Abb. 9:** Lagerung des modifizierten Phantoms

Der Bestückungsplan des Phantoms mit Thermolumineszenz-Dosimetern (TLD) basierend auf der Schichtbezeichnung ist in Tab.4 dargestellt.

Tabelle 4: Bestückungsplan des Alderson-Phantoms

Bestückungsplan	Position	TLD - Nummer
Scheibe 4 / Retina	1	D4
	2	D5
	3	D6
	4	D7
Körperoberfläche / Linse links	Oberfläche	D8
Körperoberfläche / Linse rechts	Oberfläche	D9
Scheibe 10 / Schilddrüse	1	A2
	2	A3
	3	A4
	4	A5
	5	A6
	6	A7
	7	A8
	8	A9
Scheibe 21 / Magen	9	A10
	10	B1
	11	B2
	12	B3
	13	B4
	14	B5
	15	B6
	16	B7
Scheibe 22 / Magen	17	B8
	18	B9
	19	B10
	20	C1
	21	C2
	22	C3
	23	C4
	24	C5
Direkter Strahlengang	Oberfläche / Haut	D10
		E1
		E2
Scheibe 31 / Ovarien	25	C6
	26	C7
	27	C8
	28	C9
	29	C10
	30	D1
	31	D2
	32	D3

Die folgenden Abbildungen (Abb. 10-14) zeigen die verwendeten Schichten. Erkennbar ist neben dem Knochenanschnitt des Skelettes auch das Raster der Bohrungen für die Dosimeternaufnahme. Die weißen Kreise markieren die jeweils verwendeten TLD-Positionen. Auf den Oberflächenpositionen wurden die TLD mit Hilfe von kleinen Plastikheftchen und Klebepflaster an stets gleichen Positionen befestigt.

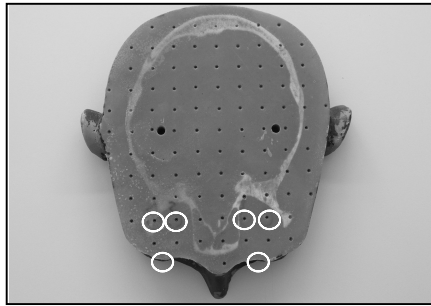


Abb. 10: Schicht 4, Kopf

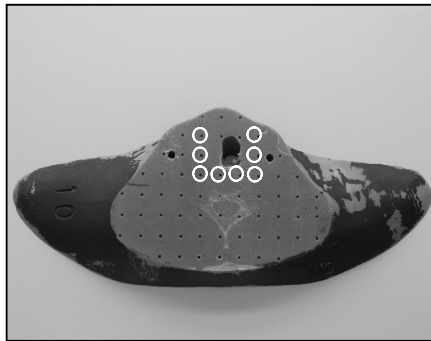


Abb. 11: Schicht 10, Hals

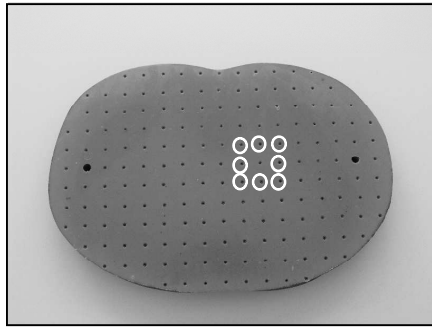


Abb. 12: Schicht 21, Abdomen I

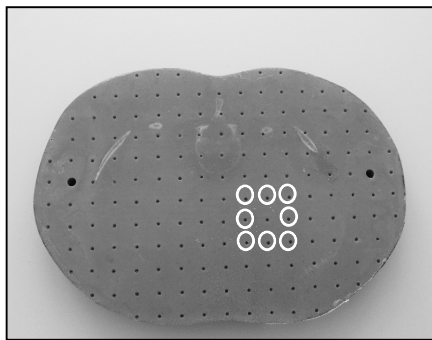


Abb. 13: Schicht 22, Abdomen II

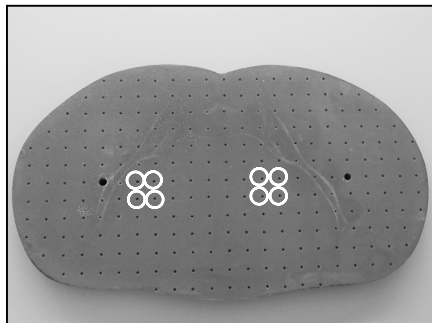


Abb. 14: Schicht 31, Becken

2.3 Linienphantome der Konstanzmessung

2.3.1 Versuchsaufbau Optische Auflösung

Zur Darstellung der optischen Auflösung des FKD gegenüber dem konventionellen RBV wurden bei beiden Durchleuchtungseinheiten jeweils Einzelbilder ohne Zuhilfenahme von Vergrößerungstechniken erzeugt. Die ansonsten baugleichen Durchleuchtungseinheiten unterscheiden sich nur durch die Detektoreinheit. Der FKD besitzt bei einer Pixelgröße von $150 \mu\text{m}^2$ eine maximale physikalische Auflösung von 2048×2048 Bildpunkten bei Einzelaufnahmen. Ab einer Serienbildaufnahme von 3 Bildern pro Sekunde reduziert sich die Auflösung des FKD auf 1024×1024 Bildpunkte. Die maximale optische Auflösung des Kamera-Chips des RBV beträgt 1024×1024 Bildpunkte, unabhängig von Einzelaufnahmen oder Serienbildaufnahmen.

Verwendet wurde das Linienphantom zur Konstanzprüfung DIGI-13 (Scanditronix-Wellhöfer, Dosimetrie, Schwarzenbruck, Deutschland) mit einer Darstellung von 0,6 bis 5 Linienpaaren pro Millimeter. Diese Vorgaben entsprechen der DIN 6868. Die Untersuchungsparameter wurden an beiden Geräten identisch mit $0,8 \mu\text{Gy/Bild}$ eingestellt.

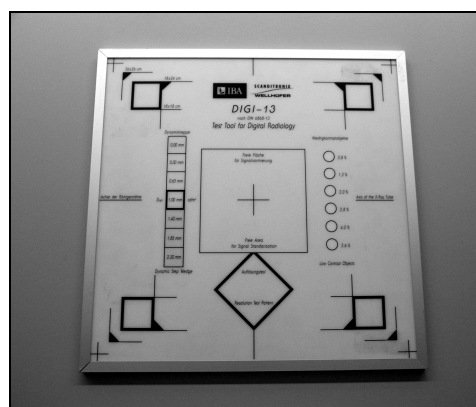


Abb. 15: Prüfkörper DIGI-13

Zwei unabhängige Begutachter werteten getrennt voneinander die Aufnahmen aus. Hierfür standen die zur Durchleuchtungseinheit gehörende Bildverarbeitungskonsole und Filmausdrucke (Laserprinter Fuji DryPix 7000, Tokio, Japan) zur Verfügung. Die Aufnahmen wurden ohne Zuhilfenahme von digitalen Nachbearbeitungsmöglichkeiten beurteilt.

2.3.2 Versuchsaufbau Dosisvergleich

Zur Einstellung der Größe des kollimierten Nutzstrahlenbündels verwendeten wir eine weitere Konstanzprüfplatte ETR-1 (Wellhöfer-Scanditronix Dosimetrie, Schwarzenbruck, Deutschland), in welcher als röntgengedichtetes Raster 1 cm große Quadrate eingelassen sind. Somit konnten die Nutzstrahlenbündel bei allen Messungen identisch eingestellt werden.

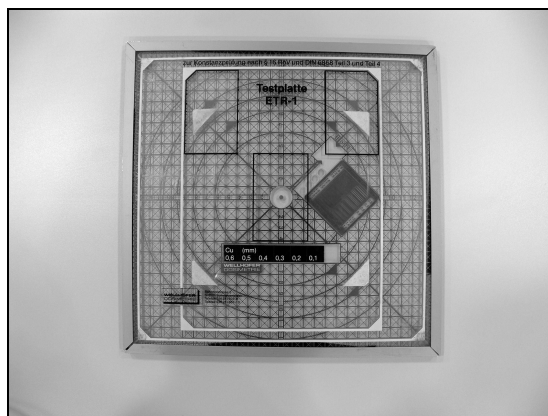


Abb. 16: Prüfkörper ETR-1

2.4 Thermolumineszenz-Dosimetrie

2.4.1 Messprinzip

Die applizierte Dosis wurde mit Hilfe der Thermolumineszenz-Dosimetrie (TLD) erfasst. Grundlage dieser Methode sind Leuchtstoffe, sogenannte Luminophoren, die in der Lage sind, eine verabreichte Strahlungsenergie zu speichern, indem Ladungsträger Haftstellen in ihrer Kristallgitterstruktur besetzen. Bei anschließender Erhitzung der Luminophore werden die Ladungsträger aus ihren Positionen wieder freigesetzt und geben die gespeicherte Energie in Form von Licht ab. Dieses Licht kann nun photometrisch erfasst werden und gibt einen relativen Dosiswert wieder.

2.4.2 Dosimeter

In der vorliegenden Studie wurde ein Satz Thermolumineszenz-Dosimetern des Typs TLD 100H (Saint-Gobain Crystals&Detectors; Solon, USA) verwendet. Die TLD bestehen aus Lithiumfluorid, sind 1 mm im Durchmesser und 6 mm lang. Herstellerseitig wird für dieses Material ein optimaler Messbereich von 10 μGy bis 1 Gy angegeben.

Die TL-Dosimeter wurden nummeriert und nach vorgegebenem Bestückungsplan stets in der gleichen Position platziert.

Zum Auslesen der TLD verwendeten wir ein automatisiertes Messgerät (Harshaw Model 5500, Saint-Gobain Crystals&Detectors, Solon, USA). Die TLD wurden auf einem Träger in das System eingelegt und nacheinander automatisch unter Stickstoffatmosphäre auf 260 °C erhitzt. Emittiertes Licht wurde vom Gerät registriert und mit Hilfe der mitgelieferten Software (WinREMS, Saint-Gobain Crystals&Detectors, Solon, USA) an einem angeschlossenen PC ausgewertet. Somit wurde für jedes TLD eine zugehörige Glühkurve ausgelesen (Abb. 17).

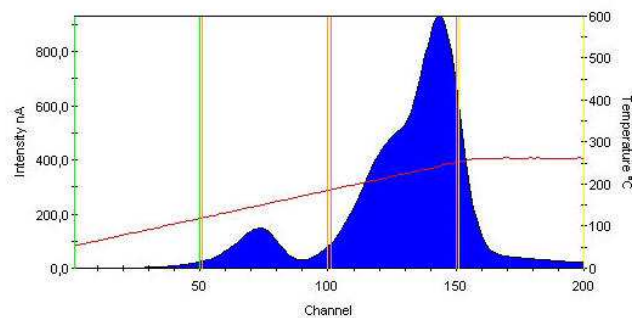


Abb. 17: Glühkurve eines TLD

Aus den sich jeweils entsprechenden Messungspaaren wurde nun die *Dosisdifferenz* ermittelt.

Nach jeder Messung wurden die TLD in einem Ofen (TLD-Ofen, PTW-Freiburg) auf eine Temperatur von 240 °C erhitzt, für 10 Minuten bei dieser Temperatur gehalten, und anschließend allmählich wieder abgekühlt. Durch das Ausheizen wurden die Eigenschaften der TLD regeneriert und eine eventuelle Restladung der vorausgegangenen Bestrahlung gelöscht.

Auf diesem Wege wurde für jedes TLD die individuelle Dosis ausgelesen und nach folgendem Schema umgerechnet:

Sondendosis [nC]



Sondendosis [nC] • Kalibrierfaktor (**Kf**) = korrigierte Sondendosis [nC]



korrigierte Sondendosis [nC] • Umrechnungsfaktor (**f**) = Energiedosis [Gy]

2.5 Versuchsdurchführung

Um den Untersuchungsablauf von Gastric Banding Patienten zu simulieren, wurden sowohl Röntgen-Einzelaufnahmen als auch Röntgen-Serienaufnahmen des ösophagogastralen Übergangs in zwei Ebenen angefertigt. Auf Durchleuchtungsufnahmen wurde während der gesamten Messungen aufgrund der unzureichenden Reproduzierbarkeit verzichtet.

Tabelle 5: Projektionen für die statischen Aufnahmen und Röntgenserien

1	AP Single
2	AP Seq 3 B / s 10 s
3	30°LAO Single
4	30°LAO Seq 3 B / s 10 s
5	AP Single
6	AP Seq 3 B / s 10 s
7	30°LAO Single
8	30°LAO Seq 3 B / s 10 s



Abb. 18: Bilddokumentation

Die Durchleuchtungsgeräte wurden jeweils vom Schaltpult im Röntgenschaltraum bedient. Die Untersuchungen erfolgten im Obertisch-Modus, so dass der Röntgennutzstrahl das Phantom in anterior - posteriorer (a.-p.) Richtung durchdringt.

Das Phantom wurde auf dem horizontalen Untersuchungstisch gelagert. Die Entfernung zwischen Röntgenstrahlenquelle und dem Detektor wird als Fokus-Film-Abstand bezeichnet (FFA). Bei allen Serien wurde der FFA für die verschiedenen Projektionen an beiden Geräten stets gleich gehalten:

Im a.-p. Strahlengang betrug die Entfernung 110 cm, im links anterior - obliquen Strahlengang bei 30° (LAO 30°) betrug sie 120 cm. Der erhöhte FFA in der LAO 30° Projektion erklärte sich durch den vergrößerten sagittalen Durchmesser des modifizierten Phantoms. Bei einem FFA von 110 cm hätte Kontakt zwischen der Röntgenquelle und dem Phantom bestanden.

Tabelle 6: Abstand Röntgenröhre – Detektor (FFA)

DR-Technik	Obertischröhre
FFA a.-p.	110 cm
SID LAO 30°	120 cm
Fokus	Schicht 21

Beide Geräte verfügten über ein installiertes Kreuz-Laservisier. Vor der ersten Röntgenaufnahme wurde das Zielkreuz auf eine Markierung auf der Schicht 21 positioniert. Direkt im Nutzstrahlenbündel befand sich die TLD-Position für den Magen. Weitere Markierungen auf den Acrylplatten wurden für die angulierten Messungen angebracht. Somit konnte eine reproduzierbare Positionierung des Nutzstrahlenfeldes an beiden Geräten gewährleistet werden.

Die Messungen wurden nach identischen Voreinstellungen am Gerät jeweils am FKD und RBV vorgenommen. Die Messungen erfolgten jeweils in zwei Projektionen (a.-p. und LAO 30°). Die Aufnahmen erfolgten im Normal (N)-Modus ohne Vergrößerungstechniken des Bildverstärkers oder digitaler Vergrößerungstechnik des FKD:

- In der ersten vergleichenden Messung wurde bei beiden Geräten mit maximal aufgeblendeter Tiefenblende und aktivierter automatischer Belichtungsautomatik (AEC) gemessen. Bei beiden Geräten wurde der maximale Röhrenstrom herstellerseitig von der Applikationsspezialistin fixiert (Backup) und die Tantalzusatzfilterung verwendet. Die-

se Messung wurde zur Verifizierung der gewonnenen Daten an beiden Geräten wiederholt.

- In der zweiten Messung wurde die Belichtungsautomatik außer Kraft gesetzt: Die Röhrenstromstärke **I**, die Röhrenspannung **U** und die Belichtungszeit **t** wurden von uns an beiden Geräten manuell fixiert. Um der unterschiedlichen maximalen Bildfläche Rechnung zu tragen wurde an beiden Geräten das Gesichtsfeld (Field-of-View = FOV) auf 23,5 cm x 19 cm mit der Tiefenblende eingeblendet.
- In einer dritten Messung wurden die manuellen Einstellungen und die Deaktivierung der Belichtungsautomatik übernommen, allerdings wurde das mAs-Produkt durch Halbierung der Belichtungszeit reduziert. Die Messung erfolgte zur Bestimmung der Grenzauflösung am FKD.

Tabelle 7: Voreinstellungen: Durchleuchtungsparameter

Technische Durchführung	1. Messung	2. Messung	3. Messung
HL FKD / RD II	mit AEC / ATR	ohne AEC / ATR	ohne AEC / ATR
Belichtung	Automatisch	fest	Fest
FOV	Full FOV	24x19	24x19
U	110 kV	110 kV	110 kV
I	500 mA	500 mA	500 mA
T	bis 0,160 s	0,032 s	0,016 s
I x t	bis 80 mAs	16 mAs	8 mAs
Filter	0,015 Ta	0,015 Ta	0,015 Ta
Durchleuchtung	SINGLE+SERIE S 3 B/s	SINGLE+SERIE S 3 B/s	SINGLE+SERIE S 3 B/s
Bildauflösung	SERIES 1024x1024 Pixel	SERIES 1024x1024 Pixel	SERIES 1024x1024 Pixel

2.6 Auswertung

2.6.1 Organregionen

Um der bekannten Messungenauigkeit der TLD mit Schwankungen von bis zu 20% Rechnung zu tragen, wurde die erste Messung wiederholt.

Bedingt durch die zum Teil beträchtliche Entfernung der einzelnen Organregionen voneinander und vom Nutzstrahl wurden zum Vergleich der erhaltenen Dosen an beiden Geräten die einzelnen TLD der jeweiligen Organregion zusammengefasst. Es ergaben sich somit pro Messung die Organdosen von:

- Retina: pro Seite zwei TLD
- Linse: pro Seite ein TLD
- Schilddrüse: acht TLD
- Magen: 16 TLD
- Körperoberfläche Nutzstrahl / Strahleneintrittsseite: zwei TLD
- Ovarien: vier TLD pro Seite

2.6.2 Statistische Auswertung

Alle statistischen Auswertungen wurde mit dem Programm SigmaStat Version 3.5 (Systat Software Inc., Richmond, California, USA) ausgeführt.

Die Minimalanforderung für eine Auswertung mit einem statistischen Test an die einzelnen TLD-Gruppen war eine Mindestanzahl von sechs Messwerten. Kleinere Gruppen sind einer statistischen Auswertung nicht mehr valide zugänglich (Bortz, 1993).

Bei der statistischen Auswertung wurde im Wesentlichen die Beantwortung folgender Fragestellungen verfolgt:

1. Zeigt sich eine signifikante Differenz der registrierten Dosisleistung zwischen beiden Durchleuchtungsgeräten?

Zur Beantwortung der Fragen wurden die Sondendosen in μGy umgerechnet. Da jeder Wert der Untersuchung an der FKD-Einheit mit genau einem korrespondierenden Wert der RBV-Einheit zusammenhängt, ver-

glichen wir jeweils die TLD-Paare in den Organsystemen der jeweiligen Messungen.

Als statistischer Test wurde ein Wilcoxon-Vorzeichen-Test durchgeführt, um statistisch signifikante Unterschiede der ermittelten Dosispaare darzustellen. Der sonst in der medizinischen Statistik gebräuchliche Studentsche t-Test ist bedingt durch den Vergleich beider Geräte mit dem selben Phantom und wegen der geringen Anzahl der zu vergleichenden Messungen laut Angabe der Biometrischen Sprechstunde der Universität nicht zulässig.

2. Wie hoch ist die maximale optische Auflösung?

Hierzu wurde das Linienphantom der Testplatte zur Konstanzprüfung DIGI-13 (Scanditronix-Wellhöfer, Schwarzenbruck, Deutschland) verwendet. Zwei unabhängige Begutachter bestimmten unabhängig voneinander die digital und als Hardcopy vorliegenden Aufnahmen (Laserprinter, Fuji) ohne Zuhilfenahme von digitalen Nachbearbeitungsmöglichkeiten.

3. Ergebnisse

Es ergeben sich folgende Hypothesen:

Hypothese 1:

H 1₀:

- a) Bei der Messung mit dem FKD ergibt sich ohne Kollimation unter Ausnutzung der Belichtungsautomatik verglichen mit dem RBV für den Patienten ein **gleicher** Dosisbedarf.
- b) Wenn bei beiden Geräten mit der Tiefenblende kollimiert wird und zur Vergleichbarkeit beider Systeme fest eingestellte Belichtungsparameter vorgegeben werden, ergibt sich bei der Messung mit dem FKD im Vergleich mit dem RBV für den Patienten ein **gleicher** Dosisbedarf.

H 1₁:

- a) Bei der Messung mit dem FKD ergibt sich ohne Kollimation unter Ausnutzung der Belichtungsautomatik verglichen mit dem RBV für den Patienten ein **höherer** Dosisbedarf.
- b) Wenn bei beiden Geräten mit der Tiefenblende kollimiert wird und zur Vergleichbarkeit beider Systeme fest eingestellte Belichtungsparameter vorgegeben werden, ergibt sich bei der Messung mit dem FKD im Vergleich mit dem RBV für den Patienten ein **höherer** Dosisbedarf.

Hypothese 2:

H 2₀

Die maximale optische Auflösung, wiedergegeben durch die Anzahl der Linienpaare, ist ohne Verwendung von Vergrößerungstechniken mit dem FKD **gleich** der des RBV.

H 2₁

Die maximale optische Auflösung, wiedergegeben durch die Anzahl der Linienpaare, ist ohne Verwendung von Vergrößerungstechniken mit dem FKD **höher** als mit dem RBV.

Diese Hypothesen werden in den folgenden Abschnitten getestet:

3.1 Strahlenexposition

Ein Vergleich der Gesamtkörperstrahlendosen an beiden Geräten ist statistisch gesehen nicht sinnvoll. Es wurden die Strahlenexpositionen der einzelnen Organregionen am FKD mit denen am RBV verglichen. Die individuellen Strahlenexpositionen der einzelnen TLD wurden in Gruppen der jeweiligen Organregionen zusammengefasst.

3.1.1 Ergebnisse für die Organregion Retina

Die Minimalanforderung für eine statistische Auswertung ist eine Mindestanzahl von sechs Messwerten (Bortz, 1993). Sie wurde für die Organregion Retina mit 4 TLD nicht erfüllt. Die Messwerte werden nur deskriptiv dargestellt.

3.1.1.1 Messung der Organregion Retina ohne Kollimation mit Belichtungsautomatik

Für die Messungen am FKD in Lübeck (HL2) und am RBV in Rendsburg (RD2) lässt sich dieses Ergebnis grafisch wie folgt darstellen:

Vergleich zwischen FKD und RBV ohne Kollimation mit Belichtungsautomatik für die Region der Retina

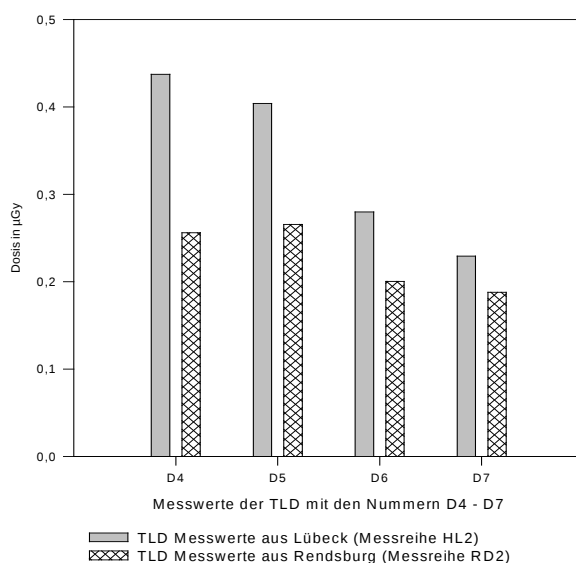


Abb. 19: Messergebnisse für die Region Retina ohne Kollimation

Tabelle 7a / b: Deskriptive Statistik für die Region Retina ohne Kollimation**a:**

Messreihe	Anzahl	Mittelwert [μGy]
HL2	4	0,338
RD2	4	0,227

b:

Messreihe	Range	Max [μGy]	Min [μGy]	Median [μGy]
HL2	0,208	0,438	0,229	0,342
RD2	0,0775	0,265	0,188	0,228

Anhand der grafischen Darstellung der erhaltenen Messwerte ergibt sich in der ersten Messung mit ganz aufgeblendeter Tiefenblende und eingeschalteter Belichtungsautomatik ein Unterschied zwischen den beiden Durchleuchtungseinheiten zu Ungunsten der FKD-Einheit (Median 0,342 μGy / Mittelwert 0,338 μGy). Gegenüber der RBV-Einheit (Median 0,228 μGy / Mittelwert 0,227 μGy) ist in allen TLD bei Messung am FKD eine höhere Strahlenexposition ersichtlich.

3.1.1.2 Messung der Organregion Retina nach Kollimation und Einstellung fester Belichtungsparameter

Die erhaltenen Dosiswerte der TLD am FKD (Median 0,105 μGy / Mittelwert 0,106 μGy) sind im Vergleich mit den korrespondierenden Messwerten der TLD an der RBV-Einheit deutlich niedriger: Median 0,204 μGy / Mittelwert 0,203 μGy

**Vergleich zwischen FKD und RBV mit Kollimation
auf 19 x 24 cm ohne Belichtungsautomatik
für die Region der Retina**

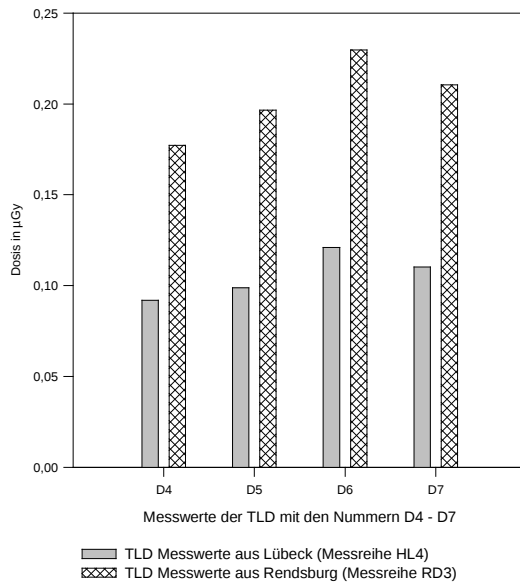


Abb. 20: Ergebnisse für die Region Retina mit Kollimation

Tabelle 8a / b: Deskriptive Statistik für die Region Retina mit Kollimation

a:

Messreihe	Anzahl	Mittelwert [µGy]
HL4	4	0,106
RD3	4	0,203

b:

Messreihe	Range	Max [µGy]	Min [µGy]	Median [µGy]
HL4	0,0291	0,121	0,092	0,105
RD3	0,0525	0,230	0,177	0,204

3.1.2 Messung der Organregion Linse

Die Mindestanforderung von sechs Messwerten für die Auswertung mit einem statistischen Test wird von der Organregion Linse mit zwei TLD nicht erfüllt.

Grafisch lassen sich die Messwerte wie folgt darstellen:

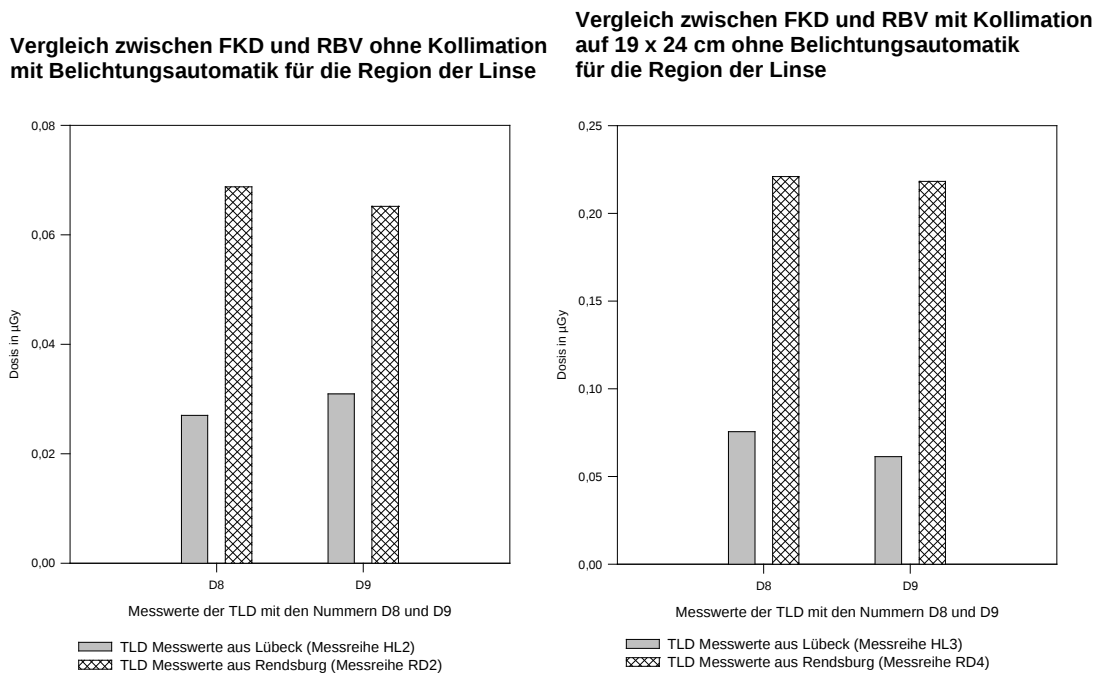


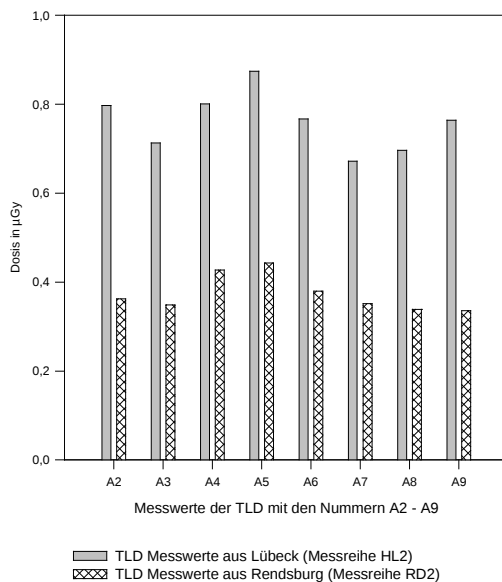
Abb. 21: Ergebnisse für die Region Linse

Die Messwerte für die Linsen vor und nach Kollimation zeigen Ergebnisse jeweils zu Gunsten des FKD, es sei allerdings auf die deutlich geringere Dosis beim Vergleich ohne Kollimation mit Belichtungsautomatik hingewiesen.

3.1.3 Ergebnisse für die Organregion Schilddrüse

Für die Schilddrüse lassen sich die Messwerte grafisch wie folgt darstellen:

Vergleich zwischen FKD und RBV ohne Kollimation mit Belichtungsautomatik für die Schilddrüsenregion



Vergleich zwischen FKD und RBV mit Kollimation auf 19 x 24 cm ohne Belichtungsautomatik

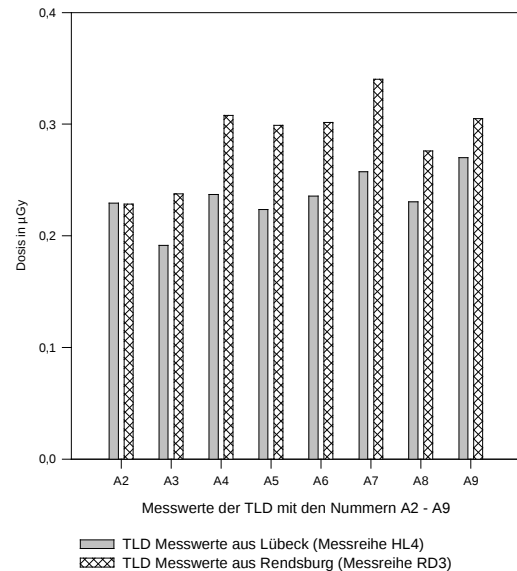


Abb. 22: Ergebnisse für die Region Schilddrüse

Im ersten Versuchsaufbau ist die ermittelte Dosis für die Schilddrüsenregion an der FKD-Einheit höher als an der RBV-Einheit. Bei der zweiten Messung konnte an der FKD-Einheit bis auf einen TLD-Messwert eine Umkehr dieses Trends gezeigt werden.

Der durchgeführte Wilcoxon-Vorzeichen-Test ergab sowohl für die erste wie auch die zweite Messung jeweils einen statistisch signifikanten p-Wert.

3.1.3.1 Messung der Organregion Schilddrüse ohne Kollimation mit Belichtungsautomatik

Wilcoxon-Vorzeichen-Test:

Der Unterschied zwischen beiden Geräten ist statistisch größer als es durch einen Zufall zu erwarten wäre. Es besteht eine statistisch signifikante Differenz ($p = 0,008$).

Die korrelierenden Vergleichsmesswerte und der Median der Messreihe HL2 lagen jeweils über den korrespondierenden Werten der Messreihe RD2, entsprechend einer höheren gemessenen Dosis in der Organregion Schilddrüse an der FKD-Einheit.

Tabelle 9: Statistik für die Organregion Schilddrüse ohne Kollimation

Messreihe	Anzahl	Median [μGy]
HL2	8	0,766
RD2	8	0,357

$W = -36,000$ $T+ = 0,000$ $T- = -36,000$

Z-Statistic (basierend auf positiven Rängen) = -2,521

p (estimated) = 0,014 p (exact) = 0,008

3.1.3.2 Messung der Organregion Schilddrüse mit Kollimation und Einstellung fester Belichtungsparameter

Das statistische Ergebnis für die zweite Messung mit fester Belichtung und einblendetem FOV zeigt ebenfalls im Wilcoxon-Vorzeichen-Test einen statistisch signifikanten Unterschied ($p = 0,016$). Allerdings waren die gemessenen Dosen der Organregion Schilddrüse jeweils für die Messreihe RD3 (Median 0,300 μGy) an der RBV-Einheit höher als die korrespondierenden Werte der Messreihe HL4 (Median 0,233 μGy) an der FKD-Einheit. Entsprechend war die Dosis hier an der RBV-Einheit höher.

Wilcoxon-Vorzeichen-Test:**Tabelle 10:** Statistik für die Organregion Schilddrüse mit Kollimation

Messreihe	Anzahl	Median [μGy]
RD3	8	0,300
HL4	8	0,233

$W = -34,000$ $T+ = 1,000$ $T- = -35,000$

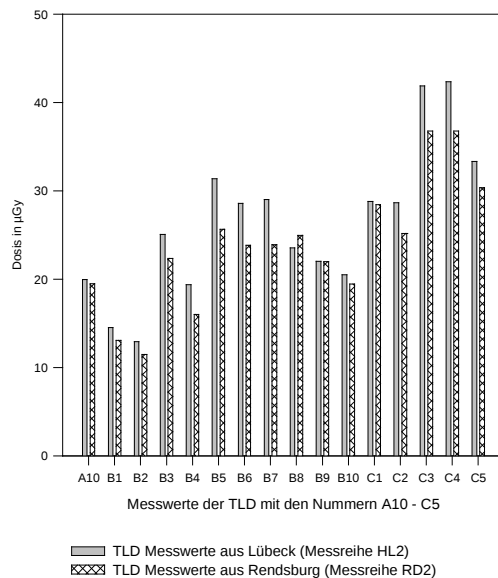
Z-Statistik (basierend auf positiven Rängen) = -2,380

p (estimated) = 0,021 p (exact) = 0,016

3.1.4 Ergebnisse für die Organregion Magen

Für die Messungen in der Organregion des Magens lassen sich die Ergebnisse grafisch wie folgt darstellen:

Vergleich zwischen FKD und RBV ohne Kollimation mit Belichtungsautomatik für die Magenregion



Vergleich zwischen FKD und RBV mit Kollimation auf 19 x 24 cm ohne Belichtungsautomatik für die Magenregion

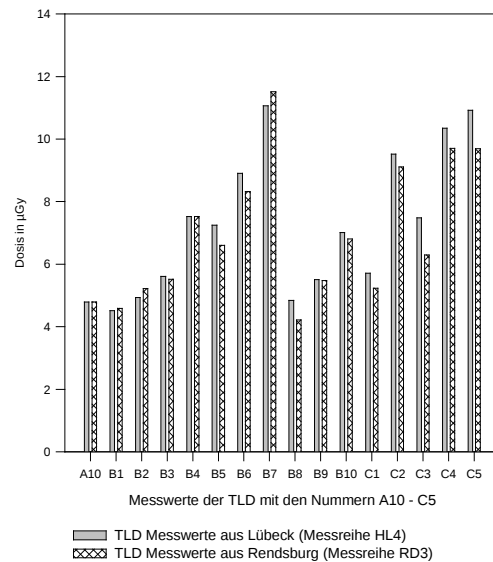


Abb. 23: Ergebnisse für die Region Magen

Die Strahlenexposition der TLD ist in dieser Organregion deutlich höher, da sich die Dosimeter im direkten Strahlengang befanden.

3.1.4.1. Messung der Organregion Magen ohne Kollimation mit Belichtungsautomatik

Wilcoxon-Vorzeichen-Test:

Der Unterschied zwischen beiden Geräten ist größer als es durch einen Zufall bedingt zu erwarten wäre. Die Differenz der Messwerte ist statistisch signifikant ($p = < 0,001$).

Für die Organregion Magen konnte in der Messreihe ohne Kollimation mit Belichtungsautomatik eine signifikant höhere Dosis für die TLD Messwerte aus Lübeck (HL2: Median 26,844 μGy) im direkten Vergleich mit den TLD Messwerten aus Rendsburg (RD2: Median 23,887 μGy) gezeigt werden. Entsprechend ist die Dosis an der FKD-Einheit in diesem Versuchsaufbau höher als an der RBV-Einheit.

Tabelle 11: Statistik für die Organregion Magen ohne Kollimation

Messreihe	Anzahl	Median [μGy]
HL2	16	26,844
RD2	16	23,887

$W = -126,000$ $T+ = 5,000$ $T- = -131,000$

Z-Statistik (basierend auf den positiven Rängen) = -3,258

p (estimated) = 0,001 p (exact) $\leq$ 0,001

3.1.4.2. Messung Organregion Magen mit Kollimation und Einstellung fester Belichtungsparameter

Wilcoxon-Vorzeichen-Test:

Der Unterschied zwischen beiden Messungen ist größer als es durch einen Zufall zu erklären wäre. Es besteht ein statistisch signifikanter Unterschied ($p = 0,013$). Wie im ersten Versuchsaufbau ist die Dosis der korrespondierenden Messwerte jeweils in der Messreihe HL4 (Median 7,130 μGy) an der FKD-Einheit gegenüber denen der Messreihe RD3 (Median 6,449 μGy) an der RBV-Einheit höher.

Tabelle 12: Statistik für die Organregion Magen mit Kollimation

Messreihe	Anzahl	Median [μGy]
HL4	16	7,130
RD3	16	6,449

$W = -94,000$ $T+ = 21,000$ $T- = -115,000$

Z-Statistik (basierend auf positiven Rängen) = -2,430

p (estimated) = 0,016 p (exact) = 0,013

3.1.5 Ergebnisse für die Organregion Ovarien

Für die Messungen in der Organregion der Ovarien lassen sich die Ergebnisse grafisch wie folgt darstellen:

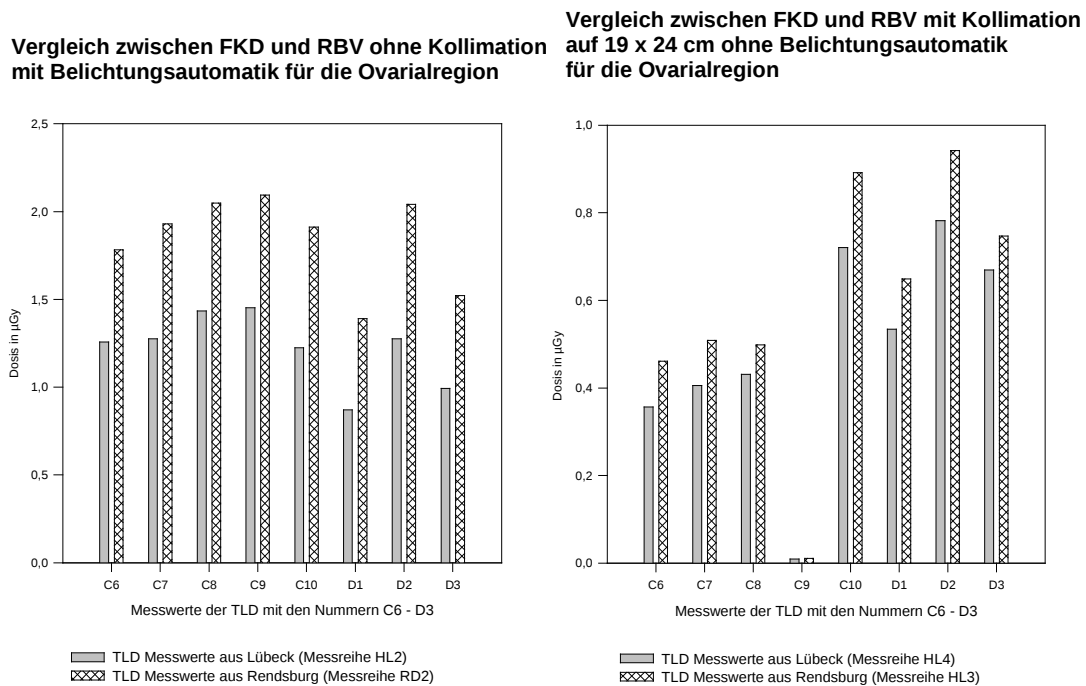


Abb. 24: Ergebnisse für die Organregion Ovarien

Die grafische Darstellung zeigt in allen Messungspaaren eine höhere Strahlenexposition der TLD an der RBV-Einheit.

3.1.5.1 Messungen der Organregion Ovarien ohne Kollimation mit Belichtungsautomatik

Wilcoxon-Vorzeichen-Test:

Der Unterschied zwischen beiden Messungen ist größer als es durch einen Zufall zu erklären wäre. Es besteht ein statistisch signifikanter Unterschied ($p = 0,008$) zu Gunsten des FKD (Median 1,266 μGy) gegenüber dem RBV (Median 1,92 μGy).

Tabelle 13: Statistik für die Organregion Ovarien ohne Kollimation

Messreihe	Anzahl	Median [μGy]
HL2	8	1,266
RD2	8	1,920

W = 36,000 T+ = 36,000 T- = 0,000

Z-Statistik (basierend auf positiven Rängen) = 2,521

p (estimated) = 0,014 p (exact) = 0,008

3.1.5.2 Messungen der Organregion Ovarien mit Kollimation und Einstellung fester Belichtungsparameter

Wilcoxon-Vorzeichen-Test:

Der Unterschied zwischen den beiden Messungen ist größer als es durch einen Zufall zu erklären wäre. Es besteht ein statistisch signifikanter Unterschied ($p = 0,008$). Auch hier ist die ermittelte Dosis am FKD (Median 0,483 μGy) gegenüber der am RBV (Median 0,579 μGy) geringer.

Tabelle 14: Statistik für die Organregion Ovarien mit Kollimation

Messreihe	Anzahl	Median [μGy]
HL4	8	0,483
RD3	8	0,579

W = 36,000 T+ = 36,000 T- = 0,000

Z-Statistik (basierend auf positiven Rängen) = 2,521

p (estimated) = 0,014 p (exact) = 0,008

Überprüfung der Hypothese 1_0 für die einzelnen Organregionen:

Tabelle 15: Auswertung aller Organregionen per Wilcoxon-Vorzeichen-Test

	p-Wert 1. Messung	p-Wert 2. Messung	Sign.? $\alpha = 0,05$ 1. / 2. Messung
Schilddrüse	0,008	<0,001	Ja / Ja
Magen	<0,001	0,013	Ja / Ja
Ovarien	0,008	0,008	Ja / Ja

Die statistische Auswertung ergab in allen Organregionen jeweils signifikante Unterschiede zwischen den beiden Durchleuchtungsgeräten. Die erhaltenen Messwerte zeigten jeweils eine höhere Dosis für die Messungen an der FKD-Durchleuchtungseinheit für die Organregion Schilddrüse und Magen. Konträr zu diesen Ergebnissen stehen die Messwerte für die Organregion Ovarien.

3.2 Deskriptive Bewertungen für die Organregion Retina und Linse

Da die Anzahl der TLD der Organregion Retina und Linse zu klein für einen statistischen Test waren, konnte nur eine deskriptive Darstellung der Ergebnisse erfolgen. Wenn beide Organregionen zusammengefasst werden, lassen sich jedoch folgende Aussagen treffen:

1. Messung ohne Kollimation mit Belichtungsautomatik:

Der Mittelwert der an der FKD-Durchleuchtung ermittelten organbezogenen Strahlenexposition betrug $0,338 \mu\text{Gy}$. Im Vergleich dazu lag der Mittelwert an der RBV mit $0,227 \mu\text{Gy}$ darunter.

2. Messung mit Kollimation und Einstellung fester Belichtungsparameter:

Hier zeigte sich die Umkehr der Ergebnisse. Im Gegensatz zu den Organregionen Schilddrüse und Magen lag der Mittelwert der an der FKD-Durchleuchtung ermittelten organbezogenen Strahlenexposition bei $0,106 \mu\text{Gy}$. Im Vergleich dazu lag der Mittelwert an der RBV mit $0,203 \mu\text{Gy}$ darüber.

3.3 Vergleich der Wiederholungsmessungen der 1. und 2. Messung

Die gemessenen Dosiswerte zeigten in den Wiederholungsmessungen der ersten und zweiten Messung eine enge Korrelation untereinander (R^2 RBV = 89.3%; $p < 0.0001$; R^2 FKD = 94.93%; $p < 0.0001$).

Tabelle 16: Kreuzkorrelation der Wiederholungsmessungen

	RBV (μ Gy)	FKD (μ Gy)	Test	p-Wert
1. vs. 2.	$R^2 = 89,3\%$		Kreuzkorrelation	<0,0001
1. vs. 2.		$R^2 = 94,93\%$	Kreuzkorrelation	<0,0001
RBV vs. FKD			t-Test	<0,0001

3.4 Effekte der Protokollmodifikationen

Durch die Kollimation mit der Tiefenblende auf ein FOV von 19 x 24 cm² und die Einstellung fester Belichtungsparameter im zweiten Versuchsaufbau ergab sich eine signifikante Dosisreduktion im Vergleich zu den Messungen ohne Kollimation mit Belichtungsautomatik in der ersten Messung.

Dieser Effekt zeigt sich am deutlichsten für die Organregion Magen:

In der ersten Messung ergab sich für die FKD-Einheit bei einem Dosismaximum von 42,351 µGy und einem Minimum von 12,957 µGy eine Streubreite der Messwerte von 29,394 µGy entsprechend 69,4% des Maximums.

Nach Kollimation an der FKD-Einheit lag die maximale Dosis dieser Messung bei 11,065 µGy. Die geringste in der Organregion Magen gemessene Dosis betrug 4,516 µGy. Die Streubreite zwischen Minimum und Maximum beträgt somit für die FKD-Einheit 6,549 µGy (59,2% des Maximums).

Bei den Messungen am FKD ergab sich nach Kollimation und Einstellung fester Belichtungsparameter eine Reduktion des Medians von 26,844 µGy auf 7,130 µGy.

Respektive konnte in der ersten Messung mit der RBV-Einheit in der Organregion Magen eine maximale Dosis von 36,796 µGy und eine minimale Dosis von 11,494 µGy gemessen werden. Die Streubreite der Messungen von 25,302 µGy entsprach 68,7% des Maximums.

Im Vergleich hierzu lag die maximale Dosis in der zweiten Messung nach Kollimation bei 11,515 µGy, die geringste Dosis an der RBV-Einheit bei 4,217 µGy und die Streubreite der Messwerte bei 7,298 µGy – entsprechend 63,4% der maximalen Dosis.

Wie bei den Messwerten am FKD reduzierte sich der Median der Messwerte in der zweiten Messung an der RBV-Einheit für die Organregion Magen. Hier konnten Werte von 23,887 µGy und 6,449 µGy gemessen werden.

3.5 Optische Auflösung

Bei Messungen mit dem RBV konnten ohne optische Vergrößerungstechniken bei einer maximalen optischen Auflösung des Kamera - Chips von 1024 x 1024 Pixel 1,2 Linienpaare erkannt werden. Dem gegenüber standen 3,6 Linienpaare an der FKD-Einheit, ebenfalls ohne Ausnutzung von Vergrößerungstechniken. An beiden Geräten wurden die Aufnahmen mit den gleichen festgesetzten Dosiparametern ($p < 0,0001$, verbundener t-Test) angefertigt.

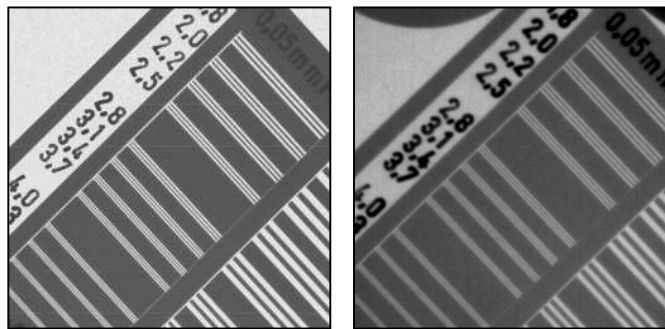


Abb. 25: Darstellung des Bleistrichrasters: Links FKD - rechts RBV

4 Diskussion

Hauptziel der Untersuchung war der Vergleich der Oberflächendosis bei Röntgenuntersuchungen an zwei bis auf den Detektor baugleichen Durchleuchtungsgeräten. Verwendet wurden eine Festkörperdetektor-Einheit (FKD) und eine sonst baugleiche Röntgenbildverstärker-Einheit (RBV). Wir entschieden uns für Messungen am Alderson-Rando-Phantom, um die Organdosis in den direkt im Untersuchungsfeld befindlichen Organregionen und von ausgewählten Organregionen in der Peripherie zu erfassen.

4.1 Dosisreduktion

Die Hypothese 1_0 muss abgelehnt werden:

„Bei der Messung mit dem FKD ergibt sich ohne Kollimation unter Ausnutzung der Belichtungsautomatik verglichen mit dem RBV für den Patienten ein **gleicher** Dosisbedarf.“

Die am FKD ermittelte Dosis war im ersten Versuchsaufbau sowohl im Nutzstrahlenfeld als auch in den Organregionen der Peripherie signifikant höher. Nach Kollimation konnte trotz einer deutlichen Reduktion der Dosis im Nutzstrahlenfeld im Vergleich mit dem RBV keine Dosisreduktion gezeigt werden. Es bestand weiterhin ein signifikanter Unterschied im Vergleich zur RBV-Durchleuchtung.

Der Wechsel von der RBV-Durchleuchtung zur FKD-Durchleuchtung per se stellt folglich keine Dosisreduktion dar.

In der Literatur wird die rein methodenbedingte Dosisreduktion durch Verwendung der FKD-Radiografie kontrovers diskutiert. Berichten von signifikanten Dosisreduktionen bei Aufnahmen mit dem FKD im Vergleich zu digitalen Speicherfoliensystemen (CR) oder konventionellen Film-Folien-

Systemen (FFS) stehen Untersuchungen mit dem Ergebnis von identischer oder sogar höherer Dosis am FKD gegenüber.

Tabelle 17:

Gegenüberstellung von Untersuchungen mit Dosiseinsparung und Untersuchungen ohne Dosiseinsparung:

Untersucher	Datum	Vergleich FKD mit:	Dosiseinsparung durch den FKD	Untersuchung
<u>Untersuchungen mit Dosiseinsparung:</u>				
Srinivas und Wilson	2002	RBV	20-27%	Kardiovaskulär
Ganten et al.	2003	FFS und CR	ca. 50%	Thorax
Volk et al.	2003	FFS	0-50%	Muskuloskelettal und Thorax
Chida et al.	2004	RBV	ca. 50%	Kardiovaskulär
Volk et al.	2004	CR und DR	ca. 50%	Thorax
Uffmann et al.	2004	CR	17-45%	Phantom
Uffmann et al.	2005	CR	45-65%	Thorax
Ullmann et al.	2005	CR	Besser	Thorax
Jansson et al.	2006	CR	70%	Phantom
Lehnert et al.	2006	FFS	ca. 62,5%	Muskuloskelettal
<u>Untersuchungen ohne Dosiseinsparung:</u>				
Grewal et al.	2005	RBV		Kardiovaskulär
Metz et al.	2005	CR		Phantom
Monnin et al.	2005	FFS und CR		Phantom
Seibert	2006	RBV		Pädiatrisch

Die Untersuchungen beziehen sich überwiegend auf Vergleiche zwischen Einzelaufnahmen an Geräten unterschiedlicher Hersteller. Diesbezüglich ist unser methodischer Ansatz bisher der einzige, der zwei bis auf den Detektor baugleiche Geräte einer aktuellen Baureihe miteinander vergleicht. Ein möglicher methodischer Fehler durch unterschiedliche Komponenten auf der Seite der Röntgenquelle bezüglich unterschiedlicher Tiefenblenden- und Filterkonstruktionen sowie auf der Strahlenausgangsseite des Patienten durch unterschiedliche Schwächungseigenschaften der Tischkonstruktion konnte somit ausgeschlossen werden.

Auch die zu untersuchende Körperregion hat Einfluss auf die Strahlenreduktion. So wird in der Untersuchung von Lehnert et al. (2006) bei Aufnahmen des Bewegungsapparates eine mögliche Dosisreduktion durch Minimierung

des mAs-Produktes auf bis zu 62,5% ohne Einbuße von diagnostischer Qualität diskutiert. Die Ergebnisse der Arbeitsgruppe Volk et al. (2003) gelten nur für relativ dünne Körperteile. Bei reichlich vorhandenem Körpergewebe an Extremitäten oder Körperstamm sind geringere Dosiswerte jedoch entsprechend geringer oder ganz aufgebraucht. Bei kritischer Betrachtung der Quellen handelt es sich hierbei um eine Dosisreduktion bei der Untersuchung von Hochkontrastobjekten. Beim Vergleich von kardiologischen Angiographieeinheiten kommt die Gruppe um Grewal et al. (2005) zu dem Schluss, dass bei kardiologischen Angiographien die im Hochkontrast deutlich bessere Bildqualität der FKD-Einheit im Bereich der niedrigen Kontraste nur noch ähnlich der des RBV ist. Die Dosis der Untersuchungen zeigte an beiden Geräten keinen statistisch signifikanten Unterschied. Seibert (2006) berichtet im Zusammenhang mit der niedrigst möglichen Dosis in der Durchleuchtung bei pädiatrischen Untersuchungen ebenfalls über Einbußen bei der Bildqualität. Wir schließen uns mit den Ergebnissen unserer Untersuchung dieser Erkenntnis an. Die vergleichsweise hohe Schwächung der Röntgenstrahlen bei Untersuchungen von Adipositas permagna - Patienten lässt dem Untersucher nur einen niedrigen Kontrastumfang, um ein evtl. aufgetretenes Kontrastmittelparavasat aus dem Portsystem zu erkennen. Der Bildeindruck kommt dem von pädiatrischen Röntgenuntersuchungen nahe, bei denen aus strahlenhygienischen Gründen die Röntgenstrahlung auf eine minimale Dosis reduziert werden muss. Sowohl bei den adipösen als auch bei den pädiatrischen Patienten ist noch eine diagnostische Bildqualität gegeben.

4.2 Plausibilität der ermittelten Organdosen

Um die methodischen Messungenauigkeiten so gering wie möglich zu halten, verwendeten wir für unseren Vergleich für alle Messungen jeweils das selbe Phantom und die gleichen TLD an den gleichen Messpunkten im Phantom. Eine weitere Minimierung der Messungenauigkeit lässt sich durch Kalibriermessungen der TLD erreichen, wie sie in unserem Versuchsaufbau durchgeführt wurden.

Die verbleibende Messungenauigkeit in der Thermolumineszenz-Dosimetrie beläuft sich im Wesentlichen auf die mittlere Messabweichung der TLD.

Damit mögliche Messungenauigkeiten die Aussage nicht signifikant verfälschen, wählten wir für unseren experimentellen Versuchsaufbau das repräsentative Patientengut aus, bei dem im Rahmen der Röntgenuntersuchungen die höchste Dosis aufgewendet werden muss, um eine adäquate Abbildungsqualität zu erreichen (Uffmann et al., 2005). Unsere Wahl fiel auf die Adipositas permagna - Patienten in der Nachsorge nach Gastric Banding. Patienten mit sagittalen Körperdurchmessern von 37 cm stellen eine Herausforderung für jedes Röntgensystem dar (Bryk et al., 2006). Der Dosisbedarf bei Durchleuchtung ist bei diesen schwer übergewichtigen Patienten deutlich höher als bei dünnen Standardpatienten. Ein Messfehler durch die TLD soll dementsprechend bei höherer Gesamtdosis eine relativ geringere Verfälschung der Ergebnisse hervorrufen.

Um den linearen Zusammenhang der Parametervariation zu beweisen, reduzierten wir im dritten Versuchsaufbau am FKD das mAs-Produkt um 50%, woraus sich die erwartete Halbierung der Dosis ergab.

4.3 Qualität der Messergebnisse

Die Streustrahlendosis steigt proportional zur Größe des Untersuchungsfeldes (Uffmann et al., 2004; Livingstone et al., 2004). Der Grundsatz, dass sich die Strahlenexposition am effektivsten durch Kollimation und Beschränkung der Bilderserien während der Untersuchung begrenzen lässt, gilt somit auch für die digitale Radiografie mit dem FKD. Bei unseren eigenen Messungen lässt sich also die zunächst erhöhte Streustrahlendosis bei komplett aufgeblendeten Tiefenblenden in der ersten Messung durch das größere Nutzstrahlenfeld des FKD mit 44,2 cm² gegenüber dem kleineren Nutzstrahlenfeld des RBV mit 40 cm Durchmesser erklären. Allerdings muss beim FKD bei der weiterhin erhöhten Dosis nach Kollimation auf 19 x 24 cm² nach einer anderen Erklärung gesucht werden. Beide Geräte verwenden den gleichen Streustrahlenfilter aus Tantal zur Reduktion der Oberflächendosis am Patienten (Miyazaki et al., 2003; Fukunishi et al., 2002). Des Weiteren wurde in der zweiten Messung die Belichtungsautomatik deaktiviert, um mit festen

Belichtungsparametern zu messen. Als Grund für die Dosisunterschiede und insbesondere die Streustrahlendosis in den peripheren Organen kann ein unterschiedlicher Brennfleck der Röntgenröhre ausgeschlossen werden. Beide Geräte sind mit der gleichen Röntgenröhre ausgestattet. Bei den vorgegebenen Parametern wurde an beiden Röhren der große Brennfleck mit 1 mm^2 angesteuert. Eine unterschiedlich ansprechende Messkammer könnte vorliegen, allerdings sind auch hier wiederum beide Geräte mit einem Fotomultiplier ausgestattet, der die einfallende Strahlung nach dem gleichen Prinzip misst. Eine möglicherweise abweichende Positionierung des Phantoms kann hier Einfluss auf das vorliegende Ergebnis gehabt haben. Eine lagerungsbedingte Schwankung hätte in diesem Fall auch durch Variationen der Messergebnisse am RBV auffällig werden müssen. Allerdings korrelieren unsere Wiederholungsmessungen an beiden Geräten eng miteinander.

Organdosen lassen sich mit Hilfe von Berechnungen am mathematischen Modell (Drexler et al., 1993) oder durch die direkte Messung (DIN, 1980; Huda und Sandison, 1984; ECR, 2000) ermitteln. Eine zeitaufwändige, heutzutage jedoch die gebräuchlichste Methode zur wissenschaftlichen Dosismessung ist die Thermolumineszenz-Dosimetrie (TLD) an anthropomorphen Phantomen. Methodenbedingt sind hier Dosisunterschiede von $\pm 10\%$ bis in Extremfällen sogar von $\pm 30\%$ möglich. Diese Schwankungen treten sowohl bei berechneten Organdosen als auch bei gemessenen Werten auf. Sie sprechen somit weder für noch gegen eine der verwendeten Methoden. Dosismessungen werden durch viele unterschiedliche Faktoren bestimmt. Neben den variablen Untersuchungsparametern ist die Dosis auch vom Gerätemodell und dem untersuchten Körper abhängig.

Die resultierenden Abweichungen der Dosis in unseren Versuchsaufbauten liegen somit im Rahmen der in der Literatur beschriebenen Abweichung und weisen auf konstante mittlere Dosisdifferenzen hin, die weitgehend unabhängig vom Gerät und der Lagerung sind.

4.4 Bildqualität

Die Hypothese H_{20} kann **nicht** angenommen werden:

„Die maximale optische Auflösung, wiedergegeben durch die Anzahl der Linienpaare, ist ohne Verwendung von Vergrößerungstechniken mit dem FKD **gleich** der des RBV.“

Die optische Auflösung am Bleistrichraster des Prüfkörpers liegt deutlich über der des RBV. Dieses Ergebnis spiegelt sich in zahlreichen Veröffentlichungen zur digitalen Radiografie wider, welche digitale mit konventionellen Bildempfängersystemen der Durchleuchtung miteinander vergleichen (Srinivas und Wilson, 2002; Chida et al., 2004; Grewal et al. 2005; Seibert, 2006). Gerade im direkten Vergleich erzeugen digitale Bilderzeugungssysteme trotz nominell gleicher optischer Auflösung durch die direkte Konversion der Röntgenquanten in elektrische Ladung einen anderen Bildeindruck. Das primär digitale Bildsignal erzeugt im menschlichen Auge einen schärferen Bildeindruck. Ursache hierfür ist das digital vorliegende Signalprofil, in dem ein quadratisches Dichtenprofil eines Untersuchungsgegenstands auch mit einem praktisch senkrechten Signalanstieg an dessen Kante einhergeht. Dem gegenüber entsteht im analog erzeugten Bild, das erst im Rahmen der weiteren Bildverarbeitung digitalisiert wird, durch die Konversionsalgorithmen ein geringer Informationsverlust. Dieser Informationsverlust führt in der Bilderzeugung beim gleichen Untersuchungsgegenstand zu einem sinusförmigen Signalanstieg an dessen Kante. Dies führt in der Bildwahrnehmung des Betrachters zu einem unschärferen Bildeindruck (Seibert 2004). Bei der vergleichenden Betrachtung von Aufnahmen des Bleistrichrasters am RBV und dem FKD wird dies ganz besonders deutlich.

Durch eine Reduktion der maximal möglichen Auflösung auf ein mit dem RBV vergleichbares Niveau lässt sich das mAs-Produkt reduzieren. Diese Einsparung mag beim klinisch vorliegenden Patientengut zwar gering sein, da eine ausreichende Durchdringung des Körpers mit Röntgenstrahlung zur Bilderzeugung erfolgen muss, aber der verantwortliche Umgang mit Röntgenstrahlen gebietet den sparsamen Umgang mit Strahlung.

Diese mögliche Reduktion bis auf das Niveau des diagnostisch Ausreichenden ist sowohl an statischen Aufnahmen des Thorax und dem muskuloskelettalen Bereich sowie auch in Bereich der Koronarangiografie bewiesen worden (Ganten et al., 2002; Volk et al., 2004; Peer et al., 2001; Strotzer et al., 2002). Erfahrungen bei Durchleuchtungsuntersuchungen des oberen Gastrointestinaltraktes von Erwachsenen liegen zum Zeitpunkt der Untersuchung nicht vor.

4.5 Schlussfolgerung

Der bewusste Umgang mit Röntgenstrahlen sowie eine auf das Wesentliche fokussierte Untersuchungstechnik durch Einschränkung der Anzahl der Aufnahmen stellen die größte Möglichkeit dar, Dosis einzusparen. Wie wir in unserer eigenen Untersuchung zeigen konnten, sollte eine grundlegende Maßnahme hierbei die konsequente Einblendung des Nutzstrahlenfeldes sein.

Die Reduktion der Dosis durch verkürzte Durchleuchtungszeit mit gepulster Röntgenstrahlung ist eine weitere Methode zur Dosisreduktion. Sie rückt hier an zweite Stelle (Chida et al., 2006; Kuon et al., 2005).

Gerade die FKD mit ihrem großen Dynamikumfang verleiten den anwendenden Arzt zu unnötig hoher Strahlung (Parry et al., 1999, Spahn, 2005). Dem sollte stets das ALARA-Prinzip (As Low As Reasonably Achievable) entgegenstehen.

Eine weitere Methode zur Dosisreduktion könnte in der Reduktion der Bildqualität durch Reduktion der Strahlenexposition liegen. Da dem Anwender wenig Eingriffsmöglichkeiten in die Automatismen der Belichtungsautomatik gegeben sind, sollen die Gerätehersteller zunehmend gefordert werden, in enger Zusammenarbeit mit den Klinikern einen optimalen Kompromiss zwischen notwendiger Strahlenexposition und Bildqualität herzustellen (Seibert, 2006; Huda 2004).

5 Zusammenfassung

Die direkte Umwandlung von Röntgenquanten in digitale Bildsignale mittels Festkörperdetektoren stellt den aktuellen Stand der Entwicklung in der Röntgentechnik dar. Gegenstand der aktuell kontrovers geführten Diskussion ist die Möglichkeit, durch die digitale Technik Dosis zu sparen. Wir wollten mit unserem Versuchsaufbau einen Vergleich der Dosis an zwei bis auf das Detektorsystem identischen Durchleuchtungssystemen darstellen. Wie verhält sich die Dosis bei Messungen mit dem Festkörperdetektor (FKD) im Vergleich zu einem konventionellen Röntgenbildverstärker-System (RBV) bei besonders übergewichtigen Patienten? Zur experimentellen Dosisbestimmung verwendeten wir ein mit Thermolumineszenz-Dosimetern bestücktes Alderson-Rando-Phantom. Es ist in unseren Messungen im Vergleich zwischen den Durchleuchtungsgeräten zu signifikant unterschiedlichen Strahlenexpositionen gekommen. Insgesamt konnte in allen Organregionen und an beiden Geräten eine effektive Dosisreduktion durch Kollimation erzeugt werden. Eine höhere Dosis im Untersuchungsgebiet ($p < 0,001$) wurde am Festkörperdetektor nachgewiesen. Bei den Streustrahlendosen in der Peripherie liegen die erfassten Dosen erst nach Kollimation am Festkörperdetektor unter denen der RBV-Einheit ($p = 0,008$). Der Einsatz eines Festkörperdurchleuchtungssystems stellt also per se keine direkte Maßnahme zur Dosisreduktion dar. Er eröffnet vielmehr die experimentelle Möglichkeit, unter Verzicht der z.T. deutlich höheren optischen Auflösung Dosis einzusparen.

6 Literaturverzeichnis

Alderson SW, Lanzl LH, Rollins M und Spira J . An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans . Am J Roentgenol 1962; 87:185-195.

Awai K, Komi M, Hori S: Selenium-based digital radiography versus high-resolution storage phosphor radiography in the detection of solitary pulmonary nodules without calcification: receiver operating characteristic curve analysis. AJR Am J Roentgenol. 2001 Nov; 177(5):1141-4.

Barkhausen J, Schoenfelder D, Nagel HD, Stoblen F, Muller RD. [Optimization of beam filtering, kV-mA regulation curve and image intensifier entrance exposure rate to reduce radiation exposure in angiographic fluoroscopy]. Rofo 1999; 171:391-395.

Bernhardt TM, Rapp-Bernhardt U, Lenzen H, et al. Low-voltage digital selenium radiography: detection of simulated interstitial lung disease, nodules, and catheters-a phantom study. Radiology 2004; 232:693-700.

Bo O, Modalsli O. Gastric banding, a surgical method of treating morbid obesity: preliminary report. Int J Obes 1983; 7:493-499.

Bortz J. Statistik für Sozialwissenschaftler - 4. Aufl.: Berlin, Springer 1993.

Bristow RG, Wood RE, Clark GM. Thyroid dose distribution in dental radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1989; 68:482-487.

Bryk SG, Censullo ML, Wagner LK, Rossmann LL, Cohen AM. Endovascular and interventional procedures in obese patients: a review of procedural technique modifications and radiation management. J Vasc Interv Radiol. 2006 Jan; 17(1):27-33.

Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin: Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RÖV), Fassung vom 1. Juni 2002 (BGBl. I, S. 1869).

Busch HP, Faulkner K. Image quality and dose management in digital radiography: a new paradigm for optimisation. Radiat Prot Dosimetry 2005; 117:143-147.

Chida K, Fuda K, Saito H, et al. Patient skin dose in cardiac interventional procedures: Conventional fluoroscopy versus pulsed fluoroscopy. Catheter Cardiovasc Interv 2006.

Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Pawelzik J, Modder U. Radiation dose in dental radiology. Eur Radiol 2002; 12:634-637.

Coltman JW: Fluoroscopic image brightening by electronic means. Radiology. 1948; 51:359-367

den Boer A, de Feyter PJ, Hummel WA, Keane D, Roelandt JR. Reduction of radiation exposure while maintaining high-quality fluoroscopic images during interventional cardiology using novel x-ray tube technology with extra beam filtering. Circulation 1994; 89:2710-2714.

DIN (Deutsches Institut für Normung e.V. (Hrsg)). DIN 6800-5 Dosis-messverfahren in der radiologischen Technik – Thermolumineszenz-Dosimetrie. Teil 5. Berlin: Beuth-Verlag, 1980.

Doyle P, Martin CJ. Calibrating automatic exposure control devices for digital radiography. Phys Med Biol 2006; 51:5475-5485.

Drexler D, Panzer W, Stieve FE, Widenmann I, Zankl M: Die Bestimmung von Organdosen in der Röntgendiagnostik 2. Aufl., Berlin: Hoffmann-Verlag, 1993.

(EURATOM) Rat der Europäischen Union: Richtlinie 97 / 43 / Euratom über den Gesundheitsschutz von Personen gegen die Gefahren ionisierender Strahlung bei der medizinischen Exposition. Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaften 1997; Nr. L 180: 25.

European Commission. Recommendations for Patient Dosimetry in Diagnostic Radiology using TLD. Nuclear Science and Technology Topical Report. EUR 19604 EN, Luxembourg 2000.

Forsell P, Hellers G. The Swedish Adjustable Gastric Banding (SAGB) for morbid obesity: 9 year experience and a 4-year follow-up of patients operated with a new adjustable band. *Obes Surg* 1997; 7:345-351.

Fukunishi Y, Hatanaka K, Izumi T, Hisajima M. [Evaluation of scatter rejection system using a metal filter]. *Nippon Hoshasen Gijutsu Gak-kai Zasshi* 2002; 58:921-930.

Ganten M, Radeleff B, Kampschulte A, Daniels MD, Kauffmann GW, Hansmann J. Comparing image quality of flat-panel chest radiography with storage phosphor radiography and film-screen radiography. *Am J Roentgenol* 2003; 181:171-176.

Gebauer A, Lissner J, Schott O. Das Röntgenfernsehen: Technische Grundlagen und klinisch-röntgenologische Anwendung. Stuttgart, Thieme, 1974.

Gijbels F, Jacobs R, Bogaerts R, Debaveye D, Verlinden S, Sanderink G. Dosimetry of digital panoramic imaging. Part I: Patient exposure. *Dentomaxillofac Radiol* 2005; 34:145-149.

Grewal RK, McLean ID. Comparative evaluation of an II based and a flat panel based cardiovascular fluoroscopy system within a clinical environment. *Australas Phys Eng Sci Med* 2005; 28:151-158.

Hensrud DD, Klein S. Extreme obesity: a new medical crisis in the United States. *Mayo Clin Proc* 2006; 81:S 5-10.

Heyne JP, Schleicher C, Soldner J, Neumann R, Kaiser WA. [Radiation exposure of the ocular lens and thyroid gland in digital subtraction angiography of brain-supplying arteries]. *Rofo* 1997; 167:479-485.

Hendee WR, Edwards FM, ALARA and an integrated approach to radiation protection. *Semin Nucl Med.* 1986 Apr; 16(2):142-50.

Huda W, Sandison GA. Estimation of mean organ doses in diagnostic radiology from Rando phantom measurements. *Health Phys* 1984; 47:463-467.

Huda W. Assessment of the problem: pediatric doses in screen-film and digital radiography. *Pediatr Radiol* 2004; 34 Suppl 3: 173-182; discussion 234-141.

Hunt DC, Tousignant O, Rowlands JA. Evaluation of the imaging properties of an amorphous selenium-based flat panel detector for digital fluoroscopy. *Med Phys* 2004; 31:1166-1175.

(ICRP41) International Commission on Radiation Protection, Non-Stochastic Effects of Ionizing Radiation. 1984.

(ICRP60) 1990 Recommendations of the International Commission on Radiation Protection. Stuttgart, 1991.

Jansson M, Geijer H, Persliden J, Andersson T. Reducing dose in urography while maintaining image quality-a comparison of storage phosphor plates and a flat-panel detector. *Eur Radiol* 2006; 16:221-226.

Kuzmak LI. A Review of Seven Years' Experience with Silicone Gastric Banding. *Obes Surg* 1991; 1:403-408.

Laubenberger T, Laubenberger J. Technik der medizinischen Radiologie. Diagnostik, Strahlentherapie, Strahlenschutz. Für Ärzte, Medizinstudenten und MTRA, 6. Aufl.; Köln, Deutscher Ärzte-Verlag. 1994.

Lehnert T, Wohlers J, Streng W, et al. [Variation in X-ray dose quantity using an amorphous selenium based flat-panel detector - a study on the dose reduction rate up to the limit of diagnostical utilization]. Rofo 2006; 178:278-286.

Livingstone RS, Augustine P, Aparna I, Raj DV. Dose audit and evaluation of work practices during barium procedures using digital radiography techniques. Health Phys 2004; 87:358-365.

Lui BJ, Hunt DC, Reznik A, Tanioka K, Rowlands JA. X-ray imaging with amorphous selenium: pulse height measurements of avalanche gain fluctuations. Med Phys 2006; 33:3183-3192.

Maeder M, Brunner-La Rocca HP, Wolber T, et al. Impact of a lead glass screen on scatter radiation to eyes and hands in interventional cardiologists. Catheter Cardiovasc Interv 2006; 67:18-23.

Mazzocchi S, Belli G, Busoni S, et al. AEC set-up optimisation with computed radiography imaging. Radiat Prot Dosimetry 2005; 117:169-173.

Marshall NW, Faulkner K, Busch HP, Marsh DM, Pfenning H. A comparison of radiation dose in examination of the abdomen using different radiological imaging techniques. Br J Radiol 1994; 67:478-484.

Miyazaki S, Abe S, Katoh Y, Kobayashi H, Uehara H. [Evaluation of patient entrance dose rate of interventional X-ray equipment]. Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi 2003; 59:839-847.

Morneburg H (Hrsg.). Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik: Röntgendiagnostik und Angiographie, Computertomographie, Nuklearmedizin, Magnetresonanztomographie, Sonographie, Integrierte Informationssysteme, 3. Aufl.: Erlangen, Publicis MCD Verl., 1995.

Moro L, Cazzani C, Tomarchio O, Morone G, Catona A, Fantinato D. Patient Dose During Radiological Examination in the Follow-up of Bariatric Surgery. *Radiat Prot Dosimetry* 2006; [Epub / im Druck].

NIH Consensus Statement 1991 Mar 25-27; 9 (1): 1-20. Gastrointestinal Surgery for Severe Obesity. NIH Consensus Statement 1991 Mar 25-27; 9(1):1-20.

Parry RA, Glaze SA, Archer BR. The AAPM / RSNA physics tutorial for residents. Typical patient radiation doses in diagnostic radiology. *Radiographics* 1999; 19:1289-1302.

Peer S, Neitzel U, Giacomuzzi SM, et al. Comparison of low-contrast detail perception on storage phosphor radiographs and digital flat panel detector images. *IEEE Trans Med Imaging* 2001; 20:239-242.

Reinfelder HE. Bilderzeugung - Speicherfolien, In: Morneburg H (Hrsg.), Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik: Röntgendiagnostik und Angiographie, Computertomographie, Nuklearmedizin, Magnetresonanztomographie, Sonographie, Integrierte Informationssysteme, 3. Aufl.: Erlangen, Publicis MCD Verl., 1995; 270-274.

Richter E, Feyerabend T: "Grundlagen der Strahlentherapie", 1. Aufl., Berlin, Springer, 1996

Röntgen WC: [On a new kind of ray (first report).]
Munch Med Wochenschr. 1959 Jul 24; 101:1237-9.

Seibert JA. Tradeoffs between image quality and dose. *Pediatr Radiol.* 2004 Oct; 34 Suppl 3:S183-95; discussion S234-41.

Seibert JA. Flat-panel detectors: how much better are they? *Pediatr Radiol* 2006; 36 Suppl 14:173-181.

Spahn M, Heer V, Freytag R. [Flat-panel detectors in X-ray systems]. *Radiologe* 2003; 43:340-350.

Srinivas Y, Wilson DL. Image quality evaluation of flat panel and image intensifier digital magnification in x-ray fluoroscopy. *Med Phys* 2002; 29:1611-1621.

Stoeckelhuber BM, Leibecke T, Schulz E, Melchert UH, Bergmann-Koester CU, Helmberger T, Gellissen J. Radiation dose to the radiologist's hand during continuous CT fluoroscopy-guided interventions. *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2005 Sep-Oct; 28(5):589-94.

Strotzer M, Volk M, Frund R, Hamer O, Zorger N, Feuerbach S. Routine chest radiography using a flat-panel detector: image quality at standard detector dose and 33% dose reduction. *Am J Roentgenol* 2002; 178:169-171.

Svenson B, Sjöholm B, Jonsson B. Reduction of absorbed doses to the thyroid gland in orthodontic treatment planning by reducing the area of irradiation. *Swed Dent J* 2004; 28:137-147.

Tse V, Lising J, Khadra M, Chiam Q, Nugent R, Yeaman L, Mulcahy M. Radiation exposure during fluoroscopy: should we be protecting our thyroids? *Aust N Z J Surg* 1999; 69(12): 847-8.

Uffmann M, Schaefer-Prokop C, Neitzel U, Weber M, Herold CJ, Prokop M. Skeletal applications for flat-panel versus storage-phosphor radiography: effect of exposure on detection of low-contrast details. *Radiology* 2004; 231:506-514.

Uffmann M, Neitzel U, Prokop M, et al. Flat-panel-detector chest radiography: effect of tube voltage on image quality. *Radiology* 2005; 235:642-650.

Ullman G, Sandborg M, Dance DR, Hunt R, Alm Carlsson G. The influence of patient thickness and imaging system on patient dose and physical image quality in digital chest imaging. *Radiat Prot Dosimetry* 2005; 114:294-297.

Volk M, Hamer OW, Feuerbach S, Strotzer M. Dose reduction in skeletal and chest radiography using a large-area flat-panel detector based on amorphous silicon and thallium-doped cesium iodide: technical background, basic image quality parameters, and review of the literature. *Eur Radiol* 2004; 14:827-834.

Volk M, Paetzel C, Angele P, et al. Routine skeleton radiography using a flat-panel detector: image quality and clinical acceptance at 50% dose reduction. *Invest Radiol* 2003; 38:230-235.

Volk M, Hamer OW, Feuerbach S, Strotzer M. Dose reduction in skeletal and chest radiography using a large-area flat-panel detector based on amorphous silicon and thallium-doped cesium iodide: technical background, basic image quality parameters, and review of the literature. *Eur Radiol* 2004; 14:827-834.

Wiesner W, Schob O, Hauser RS, Hauser M. Adjustable laparoscopic gastric banding in patients with morbid obesity: radiographic management, results, and postoperative complications. *Radiology* 2000; 216:389-394.

Zamber RW, Kinyoun JL. Radiation retinopathy. *West J Med* 1992; 157:530-533.

Zhao W, Rowlands JA. Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium: theoretical analysis of detective quantum efficiency. *Med Phys* 1997; 24:1819-1833.

Zinzindohoue F, Chevallier JM, Douard R, et al. Laparoscopic gastric banding: a minimally invasive surgical treatment for morbid obesity: prospective study of 500 consecutive patients. *Ann Surg* 2003; 237:1-9

7 Anhang

7.1 Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1:** Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre
(nachgezeichnet - Wikipedia 2005)
- Abb. 2:** Röntgenstrahlenspektrum mit Tantalzusatzfilter
(Quelle Toshiba Medical Systems, Japan 2005)
- Abb. 3:** Reduktion der Streustrahlen mit Tantalzusatzfilter
(Quelle Toshiba Medical Systems, Japan 2005)
- Abb. 4:** Prinzip des elektro-direkten FKD
- Abb. 5:** Prinzip des opto-direkten FKD
- Abb. 6:** Prinzip der konventionellen Röntgenbildverstärker-Radiografie
- Abb. 7:** Durchleuchtungseinheit Ultimax, (Quelle Toshiba Medical Systems, Japan 2005)
- Abb. 8:** Alderson-Rando[®]-Phantom
- Abb. 9:** Lagerung des modifiziertem Phantoms
- Abb. 10:** Schicht 4, Kopf
- Abb. 11:** Schicht 10, Hals
- Abb. 12:** Schicht 21, Abdomen I
- Abb. 13:** Schicht 22, Abdomen II
- Abb. 14:** Schicht 31, Becken
- Abb. 15:** Prüfkörper DIGI-13
- Abb. 16:** Prüfkörper ETR-1
- Abb. 17:** Glühkurve eines TLD
- Abb. 18:** Bilddokumentation
- Abb. 19:** Messergebnisse für die Region Retina ohne Kollimation
- Abb. 20:** Ergebnisse für die Region Retina mit Kollimation
- Abb. 21:** Ergebnisse für die Region Linse
- Abb. 22:** Ergebnisse für die Region Schilddrüse
- Abb. 23:** Ergebnisse für die Region Magen
- Abb. 24:** Ergebnisse für die Organregion Ovarien
- Abb. 25:** Darstellung des Bleistrichrasters: Links FKD - rechts RBV

7.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Gewebewichtungsfaktor (Quelle: RöV Anlage 3)
Tabelle 2:	Klassifizierung der Detektoren nach Anregung und Bildsubstrat
Tabelle 3:	Phantommodifikation
Tabelle 4:	Bestückungsplan des Alderson-Phantoms
Tabelle 5:	Projektionen für die statischen Aufnahmen und Röntgenserien
Tabelle 6:	Abstand Röntgenröhre - Detektor (FFA)
Tabelle 7:	Voreinstellungen: Durchleuchtungsparameter
Tabelle 7a / b:	Deskriptive Statistik für die Region Retina ohne Kollimation
Tabelle 8a / b:	Deskriptive Statistik für die Region Retina mit Kollimation
Tabelle 9:	Statistik für die Organregion Schilddrüse ohne Kollimation
Tabelle 10:	Statistik für die Organregion Schilddrüse mit Kollimation
Tabelle 11:	Statistik für die Organregion Magen ohne Kollimation
Tabelle 12:	Statistik für die Organregion Magen mit Kollimation
Tabelle 13:	Statistik für die Organregion Ovarien ohne Kollimation
Tabelle 14:	Statistik für die Organregion Ovarien mit Kollimation
Tabelle 15:	Auswertung aller Organregionen per Wilcoxon-Vorzeichen-Test
Tabelle 16:	Kreuzkorrelation der Wiederholungsmessungen
Tabelle 17:	Gegenüberstellung von Untersuchungen mit Dosiseinsparung und Untersuchungen ohne Dosiseinsparung

Im Anhang:

Tabelle 18:	Dosis (μGy) der TLD in repräsentativen Organregionen nach simulierter Untersuchung in 2 Ebenen
Tabelle 19:	Ausführliche Gegenüberstellung von Untersuchungen mit Dosiseinsparung und Untersuchungen ohne Dosiseinsparung

7.3 Tabellen

Tabelle 18: Dosis (μGy) der TLD in repräsentativen Organregionen nach Aufnahmen in zwei Ebenen

Schilddrüse*		Magen*		Ovarien*		Retina*	
RBV	FKD	RBV	FKD	RBV	FKD	RBV	FKD
0,39	1,108	8,336	12,312	0,771	0,918	0,209	0,268
0,348	0,812	7,777	11,16	0,851	1,031	0,237	0,299
0,43	0,808	8,602	11,704	0,849	1,134	0,32	0,441
0,512	0,967	10,692	16,834	0,974	1,113	0,304	,405
0,475	0,883	12,308	16,678	1,653	1,793	0,256	0,438
0,479	0,86	13,106	19,797	1,26	1,301	0,265	0,404
0,454	1,008	15,269	22,206	1,741	1,939	0,2	0,28
0,442	1,25	17,771	26,259	1,428	1,534	0,18	0,229
0,362	0,797	19,518	19,969	1,782	1,256		
0,349	0,713	13,089	14,514	1,93	1,276		
0,427	0,801	11,494	12,957	2,048	1,434		
0,443	0,874	22,375	25,097	2,093	1,453		
0,38	0,767	16,024	19,401	1,911	1,224		
0,352	0,672	25,655	31,39	1,39	0,87		
0,339	0,697	23,838	28,591	2,04	1,275		
0,336	0,764	23,936	29,03	1,522	0,992		
		8,56	12,663	10,067	14,432		
		11,499	16,445	10,697	16,457		
		15,96	22,408				
		13,044	21,476				
		18,273	28,334				
		18,968	25,913				
		24,961	23,54				
		21,988	22,033				
		19,459	20,503				
		28,436	28,814				
		25,177	28,668				
		36,796	41,899				
		36,784	42,351				
		30,378	33,334				
P < 0.0001+		p < 0.0001+		p < 0.038+		p < 0.0006+	

*die Wiederholungsmessungen sind nicht separat aufgeführt, da sie in hoher Korrelation zueinander stehen (R_2 RBV = 89,3%; R_2 FKD = 94,9%, $p < 0.0001$) + verbundener t-Test

Tabelle 19: Ausführliche Gegenüberstellung von Untersuchungen mit Dosiseinsparung und Untersuchungen ohne Dosiseinsparung

Untersucher	Veröffentlichungs- datum	Zeitraum des Vergleichs	Vergleich FKD mit:	Dosiseinsparung durch den FKD	Art des FKD	Art der Aufnahme
<u>Untersuchungen mit Dosiseinsparung:</u>						
Volk et al.	2003	2000-03	Film- Foliensystem	0-50%	a-Si indirekt	Muskuloskeletal und Thorax
Chida et al.	2004	2004	RBV	ca. 50%	a-Se und a-Si	Kardiovaskulär
Ullmann et al.	2005		CR	besser	DR	Thorax
			CR und Film- Foliensystem			
Ganten et al.	2003			ca. 50%	a-Si indirekt	Thorax
Srinivas und Wilson	2002		RBV	20-27%	DR	Kardiovaskulär
Volk et al.	2004	2000-03	CR und DR	ca. 50%	a-Si indirekt	Thorax
Uffmann et al.	2005		CR	45-65%	a-Si indirekt	Thorax
Uffmann et al.	2004		CR	17-45%	a-Si indirekt	Phantom
Jansson et al.	2006		CR	70%	DR	Phantom
<u>Untersuchungen ohne Dosiseinsparung:</u>						
Bernhardt et al.	2004		CR		a-Se	Phantom
Monnin et al.	2005		CR		a-Se	Phantom
Metz et al.	2005		CR		DR	Phantom
Grewal et al.	2005		RBV		a-Si	Kardiovaskulär

8 Danksagungen

Für die Bereitstellung des Themas und die stets freundliche und hilfreiche Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit möchte ich mich besonders bei Frau PD Dr. med. B. M. Stöckelhuber bedanken.

Mein besonderer Dank gilt ebenfalls dem ehemaligen Direktor der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin der Universität zu Lübeck Herrn Prof. Dr. T. Helmburger und Herrn Prof. Dr. J. Brossmann, Chefarzt der diagnostischen und interventionellen Radiologie des KKH Rendsburg, für die Bereitstellung der Durchleuchtungsarbeitsplätze.

Bei Herrn Dr. S. Ulmer bedanke ich mich für die geduldige, stets freundliche und hilfreiche Betreuung bei der Anfertigung des experimentellen Teils der Arbeit. Die interessanten, teils interkontinentalen Diskussionen und Ratschläge haben zu einem großen Teil zum Gelingen der Experimente beigetragen.

Bedanken möchte ich mich auch ausdrücklich bei Frau Dipl. Phys. E. Schulz, Frau Dipl. Ing. A. Haude und Herrn Dr. U. Melchert vom Physikantenstadl für die freundliche Unterstützung und Bereitstellung der TL-Dosimetrie und des ART-Phantoms sowie bei Frau A. Poschmann, Fa. Toshiba Medical Systems, für die Bereitstellung des Festwasserphantoms und des Bildmaterials der Fa. Toshiba Medical Systems.

Mein Dank gilt auch Fr. Dr. König aus der Biometrischen Beratungsstelle.

Ganz herzlich möchte ich mich auch bei allen Mitarbeitern der Angiografie- und Durchleuchtungsabteilung für ihre stets freundliche Unterstützung bedanken.

Ich danke meiner Familie und meinen Eltern für die ständige und stets liebevolle Unterstützung und Ermunterung zur Vollendung dieser Arbeit.

An dieser Stelle möchte ich mich auch bei allen namentlich hier nicht aufgeführten Freunden und Bekannten bedanken, die mich bei der Anfertigung dieser Arbeit unterstützt haben.

9 Lebenslauf

PERSÖNLICHE ANGABEN

- Familienstand: verheiratet, eine Tochter
- Staatsangehörigkeit: deutsch
- Geburtstag: 04.07.1969 in Bremen
- Eltern: Prof. Dr. med. Rudolf Blietz und Hildegard Blietz, geb. Glenk

AUSBILDUNG

Schule

- 07/75 - 06/80
 - Grundschule Horn, Bremen
- 07/80 - 06/86
 - Gymnasium Horn, Bremen
- 07/86 - 06/87
 - Felsted School, Essex, Großbritannien
- 07/87 - 06/89
 - Gymnasium Horn, Bremen

Ausbildung zum Masseur und medizinischen Bademeister

- 06/89 - 03/90
 - Marnitz-Schule, Bremen
- 10/90 - 05/92
 - Staatliche Anerkennung zum Masseur

Studium

- 10/92 - 03/00
 - Medizinstudium an der Georg-August-Universität in Göttingen,

WEHRDIENST

- 07/90 - 09/90
 - 8. / SanBat 11, Leer
- 10/90 - 06/91
 - SanZ 220, Schwanewede

BERUFS- UND AUSLANDSERFAHRUNG

- | | |
|------------------|---|
| 09/96 | ▪ Auslandsfamulatur am Boston City Hospital, Massachusetts, USA |
| 04/99 -
07/99 | ▪ Auslandstertial Chirurgie im Praktischen Jahr, Georgia, USA |
| 06/00 -
11/01 | ▪ A.i.P. in der Orthopädischen Klinik im DIAKO, Bremen |
| 12/01 -
12/02 | ▪ Weiterbildungsassistent in der Radiologischen Gemeinschafts-praxis Hartmann & Dr. Rogge, Bremen |
| seit
01/03 | ▪ Assistenzarzt in der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin am UK-SH, Campus Lübeck |

SPRACHKENNTNISSE

- Englisch und Spanisch sehr gut in Wort und Schrift

SONSTIGE KENNTNISSE & HOBBIES

- Fundierte Computerkenntnisse in gängiger Anwender-software
- Wassersport

Lübeck, den 6. Dezember 2007

Johannes Blietz

10 Erklärungen an Eides Statt

Hiermit erkläre ich an Eides Statt, dass die Dissertation von mir selbst ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst wurde, auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten darstellt und die benutzten Hilfsmittel sowie die Literatur vollständig angegeben sind.

Des weiteren versichere ich hiermit, dass ich weder vorher noch gleichzeitig andernorts einen Zulassungsantrag gestellt oder die Dissertation vorgelegt habe.

Ich erkläre hiermit, mich bisher keinem Promotionsverfahren unterzogen zu haben.

Ich erkläre hiermit, dass ich der Zulassung von Zuhörerinnen oder Zuhörern bei der mündlichen Prüfung widerspreche.

Lübeck, den

10 Publikationen

Vortrag:

Flat Panel Fluoroscopy for Long Term Follow-up in Patients Undergoing Gastric Banding: Initial Experience Compared to a Conventional Image Intensifier Equipped with a CCD Digital Camera System

Blietz J.*, Ulmer S.*, Poschmann A., Mellulis M., Bischof A., Stoeckelhuber B.M., Helmberger T.

Radiological Society of North America - 91st Scientific Assembly and Annual Meeting, November 27 – December 2, 2005

Poster:

Dosismessungen bei Durchleuchtungsuntersuchungen nach Gastric Banding an Röntgen-Durchleuchtungseinrichtungen mit Bildverstärker und Festkörperdetektor

Schulz E., Blietz J., Ulmer S., Haude A.F., Melchert U.H.,
Stoeckelhuber B.M.

Medizinische Physik 2007 – 38. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft f. Med. Physik e.V.

ISBN 3-9252 18