

Aus dem Institut für Klinische Radiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München
Ehemals Komm. Leiter: Prof. Dr. med. Klaus Hahn
Direktor: Prof. Dr. med. Maximilian Reiser

**Ermittlung von Dosiswerten in der Diagnostischen Radiologie zur
Festlegung von nationalen Referenzdosiswerten nach der
Patientenrichtlinie der EU 97/43/EURATOM**

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

vorgelegt von
Claudia Schmid
aus
Alzenau-Wasserlos

2002

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. K. Hahn
Mitberichterstatter:	Priv. Doz. Dr. J. Kummermehr
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. med. F. Rosa
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter
Tag der mündliche Prüfung:	05.12.2002

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

<u>1</u>	<u>EINLEITUNG</u>	7
<u>2</u>	<u>ZIELSETZUNG DER PROMOTIONSARBEIT</u>	9
<u>3</u>	<u>PHYSIKALISCHE UND TECHNISCHE GRUNDLAGEN</u>	10
<u>3.1</u>	<u>Allgemeine Grundlagen der Erzeugung eines Röntgenbildes</u>	10
<u>3.1.1</u>	<u>Erzeugung von Röntgenstrahlung</u>	10
<u>3.1.2</u>	<u>Schwächung der Röntgenstrahlung im Körper</u>	10
<u>3.2</u>	<u>Analoge Projektionsradiographie</u>	11
<u>3.3</u>	<u>Digitale Projektionsradiographie</u>	14
<u>3.3.1</u>	<u>Grundlagen der digitalen Radiographie</u>	14
<u>3.3.1.1</u>	<u>Digitale Datenverarbeitung</u>	14
<u>3.3.1.2</u>	<u>Digitalisieren eines Bildes</u>	15
<u>3.3.1.3</u>	<u>Digitale Bildverarbeitung</u>	16
<u>3.3.2</u>	<u>Speicherfolien-Radiographie</u>	17
<u>3.3.3</u>	<u>Digitale Bildverstärker-Radiographie</u>	20
<u>3.4</u>	<u>Dosisflächenprodukt</u>	25
<u>4</u>	<u>MATERIAL UND METHODEN</u>	27
<u>4.1</u>	<u>Patienten</u>	27
<u>4.2</u>	<u>Messinstrumente</u>	28
<u>4.2.1</u>	<u>Gynäkologischer Beckenzirkel</u>	28
<u>4.2.2</u>	<u>Ionisationskammer</u>	29
<u>4.3</u>	<u>Untersuchungsgeräte und Filme</u>	30
<u>4.4</u>	<u>Indikationen, Untersuchungstechnik und Standardeinstellungen</u>	33
<u>4.4.1</u>	<u>Thorax pa und lateral</u>	33
<u>4.4.2</u>	<u>Halswirbelsäule ap und lateral</u>	36
<u>4.4.3</u>	<u>Abdomen in Rückenlage</u>	39
<u>4.4.4</u>	<u>Arteriographie des Beckens und der unteren Extremitäten</u>	41
<u>4.4.5</u>	<u>Enteroklysmata</u>	44
<u>4.5</u>	<u>Statistische Auswertung</u>	47
<u>4.5.1</u>	<u>Deskriptive Statistik</u>	47
<u>4.5.2</u>	<u>Analytische Statistik</u>	47
<u>4.5.2.1</u>	<u>χ^2-Anpassungstest</u>	47
<u>4.5.2.2</u>	<u>Verallgemeinerter t-Test (nach Welch)</u>	48
<u>4.5.2.3</u>	<u>Korrelationskoeffizient nach Pearson</u>	49

5	<u>ERGEBNISSE</u>	50
5.1	<u>Ergebnisse der einzelnen Untersuchungsarten</u>	50
5.1.1	<u>Thorax pa und lateral</u>	50
5.1.1.1	<u>Patientenspezifische Daten</u>	50
5.1.1.2	<u>Normalverteilung des Alters und Body Mass Index der Patienten</u>	54
5.1.1.3	<u>Dosisvergleich zwischen analogem und digitalem System</u>	55
5.1.2	<u>HWS ap und lateral</u>	58
5.1.2.1	<u>Patientenspezifische Daten</u>	58
5.1.2.2	<u>Normalverteilung des Patientenalters</u>	62
5.1.2.3	<u>Dosisvergleich zwischen analogem und digitalem System</u>	63
5.1.3	<u>Abdomen in Rückenlage</u>	65
5.1.3.1	<u>Patientinnenspezifische Daten</u>	65
5.1.3.2	<u>Normalverteilung des Alters und Körperdurchmessers der Patientinnen</u>	67
5.1.3.3	<u>Dosisvergleich zwischen analogem und digitalem System</u>	68
5.1.4	<u>Digitale Subtraktionsangiographie der Becken-Bein-Arterien</u>	70
5.1.4.1	<u>Patientenspezifische Daten</u>	70
5.1.4.2	<u>Normalverteilung des Patientenalters</u>	71
5.1.4.3	<u>Dosisverteilung in der Arteriographie des Beckens und der unteren Extremitäten</u>	71
5.1.5	<u>Enteroklysmata</u>	75
5.1.5.1	<u>Patientenspezifische Daten</u>	75
5.1.5.2	<u>Normalverteilung des Patientenalters</u>	76
5.1.5.3	<u>Dosisverteilung in der Dünndarmpassage nach Sellink</u>	76
5.2	<u>Korrelation zwischen den dosisbeeinflussenden Faktoren und der Dosis</u>	799
5.2.1	<u>Projektionsradiographie</u>	79
5.2.2	<u>Bildverstärker-Untersuchungen</u>	81
6	<u>DISKUSSION</u>	83
6.1	<u>Filmfolien- und Speicherfoliensystem</u>	84
6.1.1	<u>Korrelation zwischen Patientencharakteristika und Dosis im Filmfoliensystem</u>	84
6.1.2	<u>Vergleich der Strahlenbelastung</u>	87
6.1.2.1	<u>Thorax pa und lateral</u>	87
6.1.2.2	<u>HWS ap und lateral</u>	89
6.1.2.3	<u>Abdomen in Rückenlage</u>	90
6.2	<u>Bildverstärker-Untersuchungen</u>	91
6.2.1	<u>Korrelation zwischen Patientencharakteristika und Dosis</u>	91
6.2.2	<u>Strahlenbelastung in Bildverstärker-Untersuchungen</u>	93
6.2.2.1	<u>Digitale Subtraktionsangiographie der Becken-Bein-Arterien</u>	93
6.2.2.2	<u>Enteroklysmata</u>	95
6.3	<u>Einführung von Referenzwerten</u>	96
7	<u>ZUSAMMENFASSUNG</u>	98

<u>8</u>	<u>..SCHLUSSFOLGERUNG</u>	100
<u>9</u>	<u>..ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS</u>	101
<u>10</u>	<u>LITERATURVERZEICHNIS</u>	102
<u>11</u>	<u>DANKSAGUNG</u>	108
<u>12</u>	<u>LEBENS LAUF</u>	109

1 EINLEITUNG

In den letzten Jahren setzten das deutsche als auch das Europaparlament zahlreiche Änderungen zum Strahlenschutz durch, die die bestehenden nationalen Verordnungen bzw. Richtlinien, (insb. RöV und StrlSchV) beeinflusst haben. Zum 13.05.2000 wurde die sogenannte Patientenrichtlinie 97/43 von den Mitgliedstaaten der EU in nationales Recht umgesetzt. Ziel dieser Richtlinie ist es, Patienten unter Einsatz einer geringst möglichen Strahlenbelastung, optimal zu behandeln. Dazu sollten Referenzwerte für typische Untersuchungen bei guter und üblicher Praxis entwickelt werden, die in der Routine nicht zu überschreiten sind (38).

Maßnahmen der Qualitätssicherung und technische Weiterentwicklungen führen zu fortlaufenden Veränderungen in der Strahlenexposition des Patienten bei einzelnen Untersuchungsarten. Die letzte umfassende Erhebung zur Bestimmung der mittleren Dosis pro Untersuchungsart wurde vom Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) bereits vor mehr als acht Jahren durchgeführt (3). Die an acht Kliniken und zwei Praxen ermittelten Daten wurden mit den Daten aus den Studien NRPB-R200 (44) und ISH-20 (25) verglichen und als repräsentativ eingestuft. In der Studie von 1993 unterlagen die Mittelwerte des Dosisflächenprodukts der einzelnen Untersuchungsarten starken Schwankungen (Faktor 20 bis 50), die auf die verschiedenen Untersuchungsstandards der Kliniken und die Variabilität der Patienten zurückgeführt wurden.

Infolge der Röntgenverordnung (47), den Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik (7) und den Richtlinien der Kassenärztlichen Bundesvereinigung für Verfahren der Qualitätssicherung (24) konnten in den letzten Jahren die Optimierung und Standardisierung radiologischer Untersuchungen sowie die technischen Mindestanforderungen an Röntgeneinrichtungen weiterentwickelt werden. Des weiteren dienen die nach der Normenreihe DIN 6868 durchgeführten technischen Qualitätskontrollen, wie die Abnahmeprüfung durch den Hersteller, die Strahlenschutzprüfung durch einen staatlich bestellten Sachverständigen und die Konstanzprüfung des Betreibers, der Verringerung der Strahlenexposition bei Gewährleistung einer diagnostischen Bildqualität (37). Diese qualitativen Veränderungen führten in dem Zeitraum von 1990 bis 1995 zu einer

geschätzten Verringerung der effektiven Dosis in der konventionellen Röntgendiagnostik um den Faktor 2,5 bis 3 (5).

Um die in der Patientenrichtlinie 97/43 geforderten untersuchungsbezogenen Dosis-Richtwerte entwickeln zu können, ist es aufgrund der technischen Erneuerungen und der Verbesserungen im Strahlenschutz erforderlich, die vom BfS 1993 durchgeführten Dosismessungen bei radiologischen Standarduntersuchungen zu aktualisieren und neue Technologien, beispielsweise die Digitalisierung, einzubeziehen.

2 ZIELSETZUNG DER PROMOTIONSARBEIT

Die vorliegende Arbeit stellt ein Teilprojekt einer prospektiven multizentrischen Studie entsprechend der Patientenschutzrichtlinie 97/43/EURATOM dar. Primäres Ziel dieser Studie war das Ermitteln repräsentativer Dosiswerte für die Strahlenbelastung des Patienten in ausgewählten Röntgenstandarduntersuchungen. Als geeignete Messgröße wurde das Dosisflächenprodukt bestimmt, da es schnell und leicht im Routinebetrieb zu erheben ist, zuverlässige Dosiswerte liefert und keinen zusätzlichen apparativen Aufwand erfordert.

Stellvertretend für „klassische“ Röntgenuntersuchungen wurde die Strahlenexposition in den Untersuchungen des Thorax, der Halswirbelsäule und des Abdomens in der analogen und digitalen Technik und stellvertretend für Bildverstärker-Untersuchungen in der Dünndarm-Passage und der digitalen Subtraktionsangiographie der Arterien des Beckens und der unteren Extremitäten gemessen.

In einem zweiten Schritt wurden unterschiedliche Faktoren auf ihren möglichen Einfluss auf die Höhe der Strahlenexposition untersucht.

Für jede Untersuchung wurden patientenspezifische Daten wie Alter, Geschlecht, Körpergewicht, Körpergröße und Patientendurchmesser erhoben. Anhand dieser Patientenprofile wurde eine Korrelation zwischen möglichen individuellen Einflussfaktoren und der gemessenen Strahlenbelastung in den durchgeführten Röntgenuntersuchungen erstellt und analysiert.

Unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Untersuchungseinstellungen und Patientenkollektive wurde zudem ein Vergleich zwischen der Strahlenexposition in Untersuchungen mit analoger und digitaler Technik durchgeführt. Für die Bildverstärkeruntersuchungen wurde die Dosisverteilung auf die einzelnen Untersuchungsabschnitte ausgewertet.

Anhand der gewonnenen Daten und Ergebnisse wurden abschließend die Vorteile einer Einführung von Referenzwerten gemäß der Patientenschutzrichtlinie 97/43/EURATOM diskutiert.

3 PHYSIKALISCHE UND TECHNISCHE GRUNDLAGEN

3.1 Allgemeine Grundlagen der Erzeugung eines Röntgenbildes

3.1.1 Erzeugung von Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlen entstehen durch den Aufprall von energiereichen Elektronen, die aus einer beheizten Kathode austreten und durch die angelegte Hochspannung in Richtung Anode beschleunigt werden. Am Metall der Anode werden die freien Kathodenelektronen abgebremst und treten in Wechselwirkung mit den Atomen und Hüllelektronen der Anode. Durch den Aufprall des freien Elektrons wird dem Hüllelektron Energie übertragen, so dass es von einer kernnahen auf eine kernferne Schale gehoben (Anregung) oder aus dem Atomverband herausgeschleudert wird (Ionisation). Der freiwerdende Platz wird durch Elektronen der äußeren Schalen mit einem höheren Energiepotential unter Abgabe von Energie besetzt. Diese abgegebene Energie wird in Röntgenstrahlung oder in Wärme umgewandelt.

Das *Röntgenbremsspektrum* entsteht aus der energiereichen, kurzwelligen und der energieärmeren, langwelligen Röntgenstrahlung. Mit der Erhöhung der Röhrenspannung werden die Kathodenelektronen in der Röntgenröhre beschleunigt und die emittierte, kurzwellige Röntgenstrahlung aufgehärtet, d. h. die Durchdringungskraft der Strahlung wird vergrößert. Die Intensität der Röntgenbremsstrahlung wird vor allem vom Heizstrom an der Kathode beeinflusst. Je höher die Röhrenstromstärke ist, desto mehr Elektronen verlassen die Glühkathode pro Sekunde (31).

3.1.2 Schwächung der Röntgenstrahlung im Körper

Physikalische Grundlage für die Röntgendiagnostik ist die Abschwächung der Photonenstrahlung im menschlichen Körper. Bei der Schwächung können die Strahlen komplett absorbiert werden (Photoeffekt) oder nur einen Teil ihrer Energie übertragen und als energieärmere Streustrahlung den Körper verlassen (Compton-Effekt).

Je weicher, d.h. energieärmer die Photonenstrahlung und je höher die Dichte, Dicke und Ordnungszahl der durchstrahlten Materie ist, desto wahrscheinlicher ist das Auftreten des

Photoeffektes. Beispielsweise werden die weichen Röntgenstrahlen vom Knochengewebe (Dichte von 2,0-2,5 g/cm³, effektive Ordnungszahl 9¹²) stärker absorbiert als von den Weichteilen (Dichte 1,0 g/cm³, effektive Ordnungszahl 7,4). Dies führt zu einer höheren Kontrastierung zwischen Knochen und Weichteilen, als dies durch energiereiche Strahlung möglich wäre (28).

Der *Compton-Effekt* ist dahingegen weitgehend unabhängig von der Ordnungszahl der Atome des durchstrahlten Objekts. Vielmehr wird der Anteil der Streustrahlung vom durchstrahlten Körpervolumen und der bestrahlten Feldgröße bestimmt. In der Röntgendiagnostik verursachen die gestreuten Photonen, die neben der Primärstrahlung auf die Photoplatte auftreffen, einen kontrastmindernden Schleier auf dem Röntgenfilm. Ferner können die gestreuten Photonen von der ursprünglichen Strahlrichtung stark abweichen und wieder aus dem durchstrahlten Objekt hervortreten und zu einer Strahlenbelastung für sich in der Nähe befindende Personen werden. Durch die Einblendung des Nutzstrahlenbündels auf die unbedingt benötigte Feldgröße, kann das für die Streustrahlung verantwortliche Körpervolumen verringert werden (31).

3.2 Analoge Projektionsradiographie

Bei den klassischen Filmfolien-Aufnahmen handelt es sich um Zentralprojektionen, d. h. der Strahlengang verläuft senkrecht vom Fokus auf die Filmebene. Entsprechend ihrem Abstand zum Film bzw. Bildempfänger werden die Aufnahmeobjekte vergrößert abgebildet (Abb. 3.1). Aufgrund der unterschiedlichen Strahlenabsorption der untersuchten Körperpartien entsteht auf dem Röntgenfilm ein die Schwächungsunterschiede wiederpiegelndes Strahlenbild.

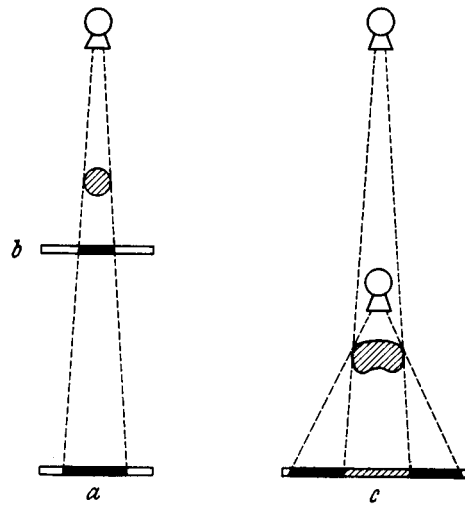


Abb. 3.1 Zentralprojektion und Fokus-Objekt-Abstand . Bei gleichbleibender Entfernung des Fokus vom Objekt nimmt die Vergrößerung des Schattenbildes (a) bei großem Objekt-Filmabstand im Vergleich zum Schattenbild bei geringem Abstand (b) zu. Bei gleichbleibendem Objekt-Film-Abstand nimmt die Vergrößerung des Schattenbildes bei großer Entfernung des Fokus vom Objekt im Vergleich zum Schattenbild bei geringem Abstand ab (c) (45)

Der heutzutage verwendete Sicherheitsfilm (Abb. 3.2) besitzt eine lichtempfindliche Emulsionsschicht aus Gelatine mit eingelagerten Silberbromidkristallen. Nach der Belichtung des Films werden die belichteten Silberbromidkristalle durch reduzierende Substanzen (z. B. Hydrochinon) in metallisches Silber überführt und rufen eine Filmschwärzung hervor. Dagegen werden die infolge der Absorption der Röntgenstrahlen nicht belichteten Silberbromidkristalle im Fixierbad durch Fixiermittel (z. B. Natriumthiosulfat) aus der Emulsionsschicht herausgelöst, so dass diese Partien auf dem Röntgenbild hell erscheinen. Mit der doppelseitigen Beschichtung der Röntgenfilme wird die Empfindlichkeit der Filme auf das Doppelte gesteigert.

Eine weitere Erhöhung der Empfindlichkeit und damit eine Verringerung der Strahlenbelastung des Patienten wird durch die Verwendung von Verstärkerfolien (Abb. 3.2) erreicht. Die heutzutage verwendeten fluoreszierenden Folien basieren auf Seltene Erden, z. B. Gadolinium, und werden als Kombination aus einer Vorder- und Rückfolie eingesetzt. Durch die in den Folien absorbierten Röntgenstrahlen werden die Fluoreszenzstoffe angeregt und senden sichtbares Licht aus, das die photographische Schicht indirekt schwärzt. Bei Universalfolien erfolgt die Filmschwärzung zu 95 % durch das Licht der Folie und nur zu 5% durch die direkte Röntgenbestrahlung (45).

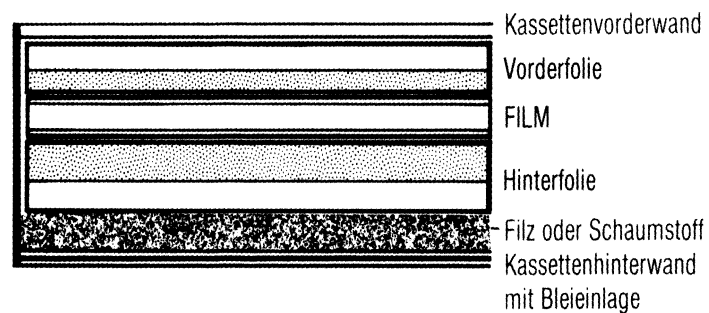


Abb. 3.2 Aufbau der Röntgenfilmkassette mit Film (28)

Mit der Einführung von Empfindlichkeitsklassen wurde die Empfindlichkeit von Bildsystemen charakterisiert und durch den benötigten Dosisbedarf definiert. Zugrundegelegt wurde dafür ein Röntgenbild mit der optischen Dichte von 1 und einer Röhrenspannung von 70 kV.

Tab. 3.1 Dosisbedarf von Bildsystemen mit Röntgenfilm der optischen Dichte 1 und Angabe der Empfindlichkeitsklassen (28)

Dosis in mGy	Optische Dichte	Empfindlichkeitsklasse (EK)
10	1	100
5	1	200
2,5	1	400
1,25	1	800

3.3 Digitale Projektionsradiographie

3.3.1 Grundlagen der digitalen Radiographie

3.3.1.1 Digitale Datenverarbeitung

Voraussetzung für die Erzeugung und Verarbeitung von Röntgenbildern mit Computern ist, dass die Bildinformationen in Zahlen umgewandelt werden können. Aufgrund der relativ einfachen elektronischen Bearbeitung binärer Zahlenwerte konnten sich die Dualzahlen 1 und 0 in der Informatik durchsetzen. Die Binärzahl 1 oder 0 entspricht der kleinstmöglichen Informationseinheit und wird als Bit (binary digit: bt) bezeichnet. Dualzahlen von 8 Bits Länge sind als Binärwort (Byte) definiert und dienen zur Quantifizierung des benötigten Speicherplatzes im Rechner.

3.3.1.2 Digitalisieren eines Bildes

Mit Hilfe von Speicherfolien bzw. einer Bildverstärker-Fernseh-Anlage wird ein Röntgenbild zunächst analog empfangen und anschließend digitalisiert, das bedeutet jedes analoge Bildsignal wird in einen digitalen Wert umgewandelt. Um die örtliche Zuordnung dieser Informationen zu ermöglichen, wird ein Raster über das Bild gelegt und das Bild in Zeilen und Spalten zerlegt. Ein Kästchen dieser Bildmatrix wird als Pixel (PIcture maTriX ELEments) bezeichnet. Je mehr Bildelemente eine Matrix aufweist, desto höher ist die örtliche Auflösung bzw. Detailerkennbarkeit im digitalisierten Bild. Üblicherweise besteht die Bildmatrix aus 512×512 ($2^9 \times 2^9$) oder 1024×1024 ($2^{10} \times 2^{10}$) Pixel (8,10).

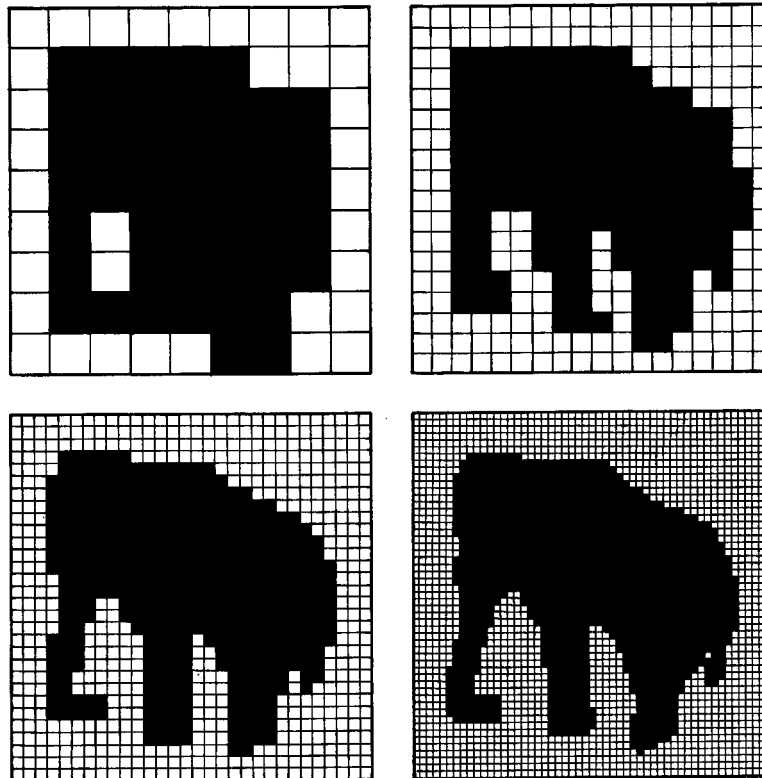


Abb. 3.3 Darstellung eines Mammuts mit verschieden großen Bildpunkten im Schwarzweißbild ohne Graustufungen. Verbesserte Darstellung der Konturen mit kleinen Bildpunkten. Mit steigender Zahl der Bildpunkte der Matrix verbessert sich die Darstellung des Objekts (28)

Jedem Bildelement ist ein Graustufenwert zugeordnet, der die Speichertiefe bzw. den dynamischen Bereich widerspiegelt. Je umfangreicher die Graustufenskala ist, desto genauer kann das Bild wiedergegeben werden. In der digitalen Radiographie wird eine Speichertiefe von ca. 9 bis 10 bit angewandt, dies entspricht 512 bzw. 1024 verschiedenen Grauwertstufen und damit einem größeren dynamischen Bereich als in der analogen Radiographie (9,34).

Ein Pixel wird durch seine Spaltenadresse, seine Zeilenadresse und einen bestimmten Schwächungswert definiert. Die Ortsauflösung und Grauwertabbildung entscheiden primär über die Qualität der digitalen Bilddarstellung. Je größer und feiner die Bildmatrix und je umfangreicher die Graustufenskala der Pixel ist, desto geringer ist der durch die Digitalisierung bedingte Informationsverlust einer Aufnahme.

3.3.1.3 Digitale Bildverarbeitung

In einem Computer werden die digitalen Bildinformationen mit zahlreichen Algorithmen nachbearbeitet. Als klinisch relevant haben sich folgende Nachbearbeitungsmodalitäten erwiesen:

1. Ausschnittsvergrößerung (Zoom)
2. Fenstertechnik
3. Bildsubtraktion
4. Prinzip der unscharfen Masken

Das nachträgliche *Zoomen* erlaubt die Darstellung einzelner Bildausschnitte in einem größeren Maßstab ohne Vergrößerung der Matrix. Bei unveränderter Bildinformation können kleinere Bilddetails nun besonders anschaulich demonstriert werden.

Mit der *Fenstertechnik* werden die Grauwerte des Originalbildes auf einen diagnostisch aussagekräftigen Grauwertebereich der Ausgabemedien (Laserfilm oder Monitor) transformiert. Das Fenster stellt den selektierten Grauwertebereich der Pixel dar. Vor allem bei Aufnahmen mit großen Kontrastunterschieden, z. B. Knochen/Weichteile oder Lunge/Mediastinum, können feine Kontrastunterschiede dargestellt und unter- oder überbelichtete Teilbereiche besser beurteilt werden (8,28).

Die *Bildsubtraktion* wird vor allem in der Untersuchungstechnik der digitalen Subtraktionsangiographie (DSA) angewandt. Das Prinzip dieser Untersuchung ist die zeitliche Subtraktion. Das Füllungsbild, in dem sich die Gefäße maximal kontrastiert darstellen, wird vom Maskenbild, einer Aufnahme des Untersuchungsgebietes vor Kontrastmittelgabe, subtrahiert. Die daraus gewonnene Aufnahme stellt die Differenz der subtrahierten Bilder dar, die statischen Bildbestandteile, z. B. Knochenstrukturen, werden eliminiert und die kontrastgefüllten Gefäße abgebildet (45).

Ziel des *Prinzips der unscharfen Kanten* ist die Verstärkung der Kanten ohne diagnostisch störende Zunahme des Bildrauschens. In einem ersten Schritt wird das gewonnene Bild geglättet, das heißt, durch eine lokale Mittelwertbildung der Pixel wird der Rauscheindruck und damit der Bildkontrast reduziert. Anschließend wird das geglättete, unscharfe Bild vom Originalbild subtrahiert. Nach Multiplikation dieses Differenzbildes mit einem Kontrastanhebungsfaktor wird es zum Originalbild addiert. Es resultiert ein scharfes, kontrastreiches Bild ohne signifikante Zunahme des Bildrauschens (8,28).

3.3.2 Speicherfolien-Radiographie

Bei der Speicherfolien-Radiographie werden die Standardröntgenfilme durch eine Halbleiterplatte (Speicherfolie) ersetzt. Durch die Belichtung der Speicherfolie mit Röntgenquanten werden die Elektronen im Kristallgitter auf ein höheres energetisches Niveau gehoben, das der Intensität der aus dem Patienten austretenden Röntgenstrahlung entspricht. Bei der Auslesung führt ein Laserstrahl der Speicherfolie Energie zu und bewirkt ein Rückkehren der angeregten Elektronen auf ihr ursprüngliches Energieniveau unter Aussendung von Licht. Diese Lichtemission wird von einem Photomultiplier gemessen. Die analogen Bildsignale werden in digitale Werte umgewandelt (A/D-Wandler) und stehen nun für die Bildnachbearbeitung bereit. Nach Löschen der restlichen Bildinformation durch eine starke homogene Lichteinstrahlung kann die Speicherfolie für neue Aufnahmen wiederverwendet werden.

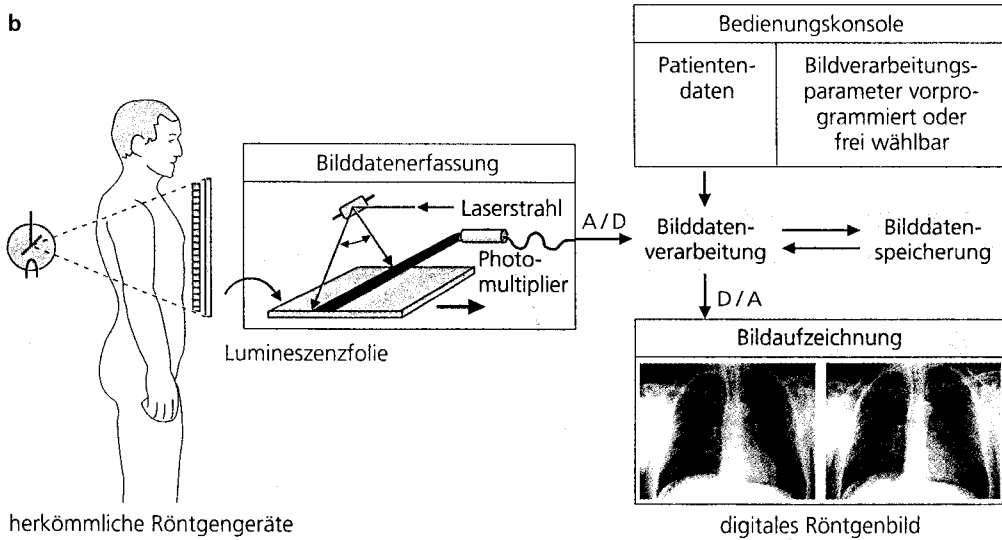
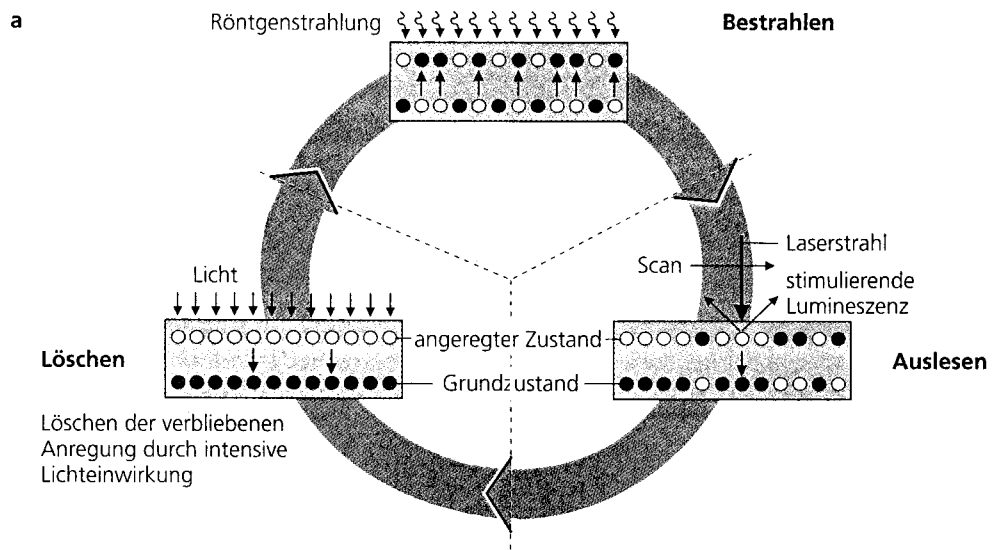


Abb. 3.4 a,b Prinzip der Speicherfolientechnik (12)

Im Vergleich zum konventionellen Filmfoliensystem zeichnet sich die Speicherfolien-Radiographie durch folgende Vorteile aus:

1. Konstant hohe Bildqualität
2. Zusätzliche diagnostische Informationen
3. Verringerung der Anzahl fehlbelichteter Aufnahmen
4. Reduktion der Film- und Archivierungskosten
5. Effizienteres Arbeiten des radiologisch tätigen Personals

Gegenüber den klassischen Filmfolien-Aufnahmen (ca. 1:100) besitzt das Speicherfoliensystem eine erheblich größere Darstellungsskala von Graustufen (ca. 1:40.000) (8). Dieser große Dynamikbereich ermöglicht die Abbildung großer Absorptionsunterschiede, z. B. Lunge/Mediastinum und kann damit *zusätzliche diagnostische Informationen* liefern. Zudem sorgt die Erweiterung des Toleranzbereichs bei der Exposition für eine *konstant hohe Bildqualität*. Obwohl sich der Rauschanteil im niedrigen Dosisbereich erhöht, bleibt die diagnostische Bildqualität weitgehend erhalten. Insbesondere bei den freibelichteten Betaufnahmen führt dies zu einer *Verringerung der Anzahl fehlbelichteter Aufnahmen*, d. h. zu einem Rückgang der Strahlenbelastung (36,11,15). Wie in verschiedenen Phantomstudien bereits nachgewiesen wurde, könnte durch eine fragestellungsadaptierte Auswahl der Untersuchungsparameter eine zusätzliche Reduktion der Strahlenexposition erzielt werden (17,18,21,32,41,20,35,42,48). Unterstützt werden die Vorteile des großen Dynamikbereichs durch die unterschiedlichen Optionen der Bildnachverarbeitung, wie u.a. Fenstertechnik und Ausschnittsvergrößerung, die die Diagnosestellung erleichtern und für eine optimale Bildwiedergabe entsprechend der klinischen Fragestellung sorgen.

Während beim klassischen Filmfoliensystem der Film gleichzeitig als Aufnahme-, Darstellungs- und Speichermedium dient, erlaubt die Aufteilung der Bildentstehung in Einzelschritte eine deutliche *Reduktion der Film- und Archivierungskosten* (Braunschweig R et al 1996). Durch die Entkoppelung von Aufnahme- und Darstellungs- bzw. Speichermedium kann bei ausreichender Verfügbarkeit von hochauflösenden Bildmonitoren auf einen Bildausdruck komplett verzichtet werden bzw. die Bildausdruckgröße auf ein Viertel des Aufnahmefeldes ohne Detailverlust reduziert werden (12).

Die digitale Bildübertragung mit ihren schnellen Zugriffsmöglichkeiten auf die Datenspeicher macht die zeitaufwendige Demonstration von Röntgenbildern an Leuchtkästen sowie das Heraussuchen von Voraufnahmen aus ausgelagerten Archiven überflüssig. Dies bedeutet eine deutliche *Zeitersparnis* und ermöglicht dem *radiologisch tätigen Personal* ein *effizienteres Arbeiten*.

Als nachteilig erweisen sich folgende Faktoren:

1. Gefahr der unerkannten Überexposition
2. Hoher apparativer Aufwand
3. Schulung des radiologisch tätigen Personals
4. Zeitaufwand für die Bildnachverarbeitung
5. Organisatorische und technische Probleme

Dosischwankungen können in der digitalen Radiographie durch Anpassung des Verstärkungsfaktors weitgehend ausgeglichen werden, so dass über einen großen Dosisbereich eine lineare Empfindlichkeit vorliegt. Gleichzeitig birgt dies allerdings die Gefahr, dass *Überexpositionen*, z. B. bei Bedienungsfehlern oder Gerätedefekten, zunächst *unerkannt* bleiben, da sich der subjektive Bildeindruck bei einer Überexposition verbessert (26,4).

Trotz der Verwendung der herkömmlichen Röntgenaufnahmegeräte geht die Umstellung von der klassischen auf die digitale Radiographie mit einem *hohen apparativen Aufwand* einher. Für die schnelle und zuverlässige Datenübertragung sorgen komplexe und besonders leistungsfähige Computer mit ihrer zugehörigen Software. Um eine diagnostisch optimale Bildwiedergabe zu gewährleisten, ist die *Schulung des radiologisch tätigen Personals* an den Nachverarbeitungsstationen erforderlich. Auch ist der *Zeitaufwand für die Bildnachverarbeitung* ein nicht zu unterschätzender Faktor. Die Einbindung der digitalen Radiographie ins Bildarchivierungs- und Kommunikationssystem (PACS: Picture Archiving and Communication System) und die Ankoppelung an das Radiologische Informationssystem (RIS: Radiologic Information System) kann zu zahlreichen *organisatorischen und technischen Problemen* führen. Eine Neustrukturierung der herkömmlichen Arbeitsabläufe unter Einbindung der Datenpflege und Wartung der neuen Geräte ist unerlässlich.

3.3.3 Digitale Bildverstärker-Radiographie

Die digitale Bildverstärker-Radiographie wird heute vor allem in der digitalen Subtraktionsangiographie und in der Darstellung von Bewegungsabläufen z. B. Ösophagus- oder Darmpassage angewandt. Der *Bildverstärker* besteht aus einer luftleeren Röhre mit einem Eingangsschirm an der Frontseite, der aus einer Fluoreszenzschicht (CsJ) und einer Photokathode zusammengesetzt ist (siehe Abb. 3.5). Der größte Teil der Röntgenphotonen

wird von der Cäsiumjodidschicht absorbiert, die die Lichtquanten auf die Photokathode leitet, wodurch Elektronen lokal freigesetzt werden. Im elektrischen Hochspannungsfeld zwischen Photokathode und Ausgangsschirm werden die freien Elektronen beschleunigt und auf den verkleinerten mit fluoreszierenden Stoffen beschichteten Ausgangsschirm gerichtet. Die Energiezufuhr der freien Elektronen und die Verkleinerung der Bildfläche des Ausgangsschirms bewirken ein helleres, kontrastreicheres und verkleinertes Bild mit einer schlechteren Ortsauflösung am Bildverstärker-Ausgang, das über eine angeschlossene Fernsehkamera auf einen Monitor übertragen wird.

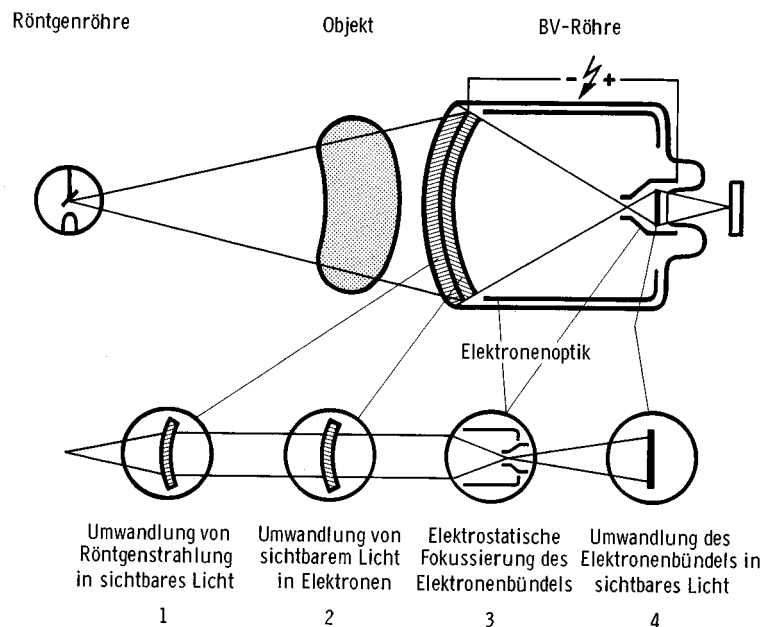


Abb. 3.5 Prinzip des Röntgenbildverstärkers (45)

Die Größe des Bildausschnittes wird von der runden Bildfläche des Bildverstärker-Eingangsschirms bestimmt. Durch Umschaltung auf die sogenannte „elektronische Lupe“ wird ein verkleinerter Bildausschnitt des Bildverstärker-Eingangs auf das volle Sichtgeräteformat vergrößert. Die Daten in Tab. 3.2 zeigen, dass die elektronenoptische Vergrößerung mit verkleinertem BV-Durchmesser ein höher auflösendes Bild bietet.

Tab. 3.2 Pixelgröße und örtliche Auflösung in Abhängigkeit vom BV-Durchmesser (Matrix 1024x1024) (8)

Bildverstärker-Durchmesser						
	14 cm	20 cm	28 cm	40 cm	47 cm	54 cm
Pixelgröße (mm)	0,13	0,19	0,27	0,39	0,46	0,53
Örtliche Auflösung (Lp/mm)	3,8	2,6	1,9	1,3	1,1	0,9

Wie in Abb. 3.6 veranschaulicht, bedeutet die Verbesserung der örtlichen Auflösung jedoch eine erhebliche Zunahme der Strahlenexposition.

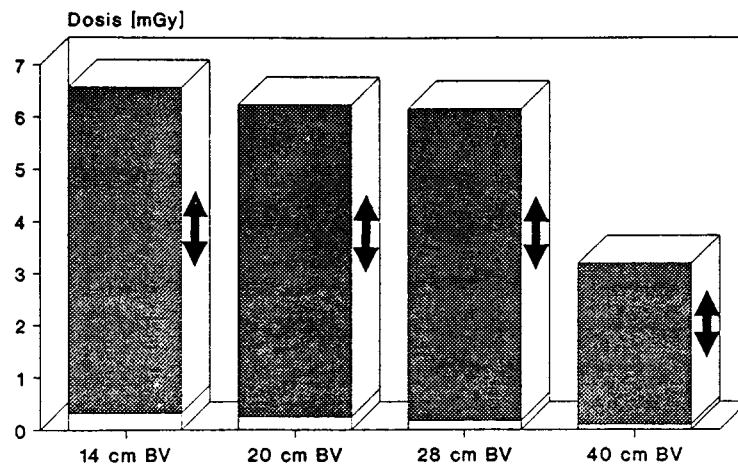


Abb. 3.6 Dosisbereich der BV-Radiographie (Objekteintrittsdosis, Abdomenphantom, 81 kV) (8)

Über die an den Bildverstärker-Ausgangsschirm angekoppelte Fernsehkamera trifft das analoge BV-Bild auf eine lichtempfindliche Halbleiterplatte und erzeugt auf ihr ein elektrisches Ladungsbild. Ein durch magnetische Felder gesteuerter Elektronenstrahl liest dieses für Millisekunden gespeicherte Ladungsbild zeilenweise ab und wandelt die Ladung in

ein elektrisches Signal um. Logarithmiert werden die analogen Videoausgangssignale der *Bildverstärker-Fernsehkette* an den Analog-Digital-Konverter weitergeleitet, der die Bildinformation digitalisiert. Jedem Pixel der Bildmatrix (512 x 512 oder 1024 x 1024 Bildelemente) wird nun ein Grauwert (Speichertiefe 8 bis 12 Bit) zugeordnet, der als Zahleninformation gespeichert wird. Nach Rückwandlung mit einem Digital-Analog-Konverter wird das Bild auf dem Monitor sichtbar.

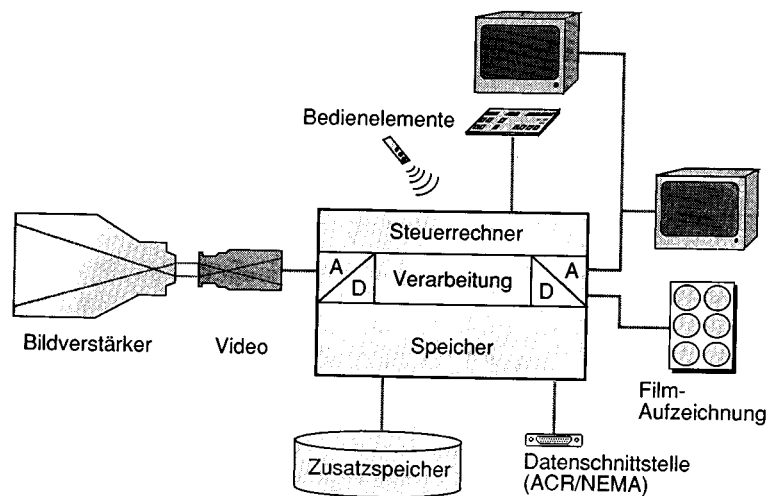


Abb. 3.7 Digitale Bildverstärker-Radiographie (45)

Die Vorteile der Bildverstärker-Radiographie sind die:

1. Konstant hohe Bildqualität
2. Reduktion der Film- und Archivierungskosten
3. Verminderung der Strahlenexposition (DSA)
4. Zusätzlichen diagnostischen Informationen (DSA)
5. Direkte Verfügbarkeit der aufgenommenen Bilder
6. Beurteilung und Dokumentation dynamischer Abläufe

Neben den bereits in Kapitel 3.3.2 beschriebenen Vorteilen der Speicherfolien-Radiographie kann in der BV-Radiographie durch den pulsed mode (gepulste Durchleuchtung) eine *Verminderung der Strahlenexposition* bis zu 80 % bei einer gleichzeitigen Verbesserung der

Bildqualität erzielt werden (33). Anstelle einer kontinuierlichen Durchleuchtung tritt die Emission kurzer, in gleichmäßigen Abstand folgender „Röntgenblitze“ mit strahlungsfreien Pausen. Dabei entscheidet die Wahl der Frequenzen (1 bis 30 Strahlungspulse pro Sekunde) über die Höhe der Dosisersparung. Gleichzeitig wird durch die unmittelbare Folge der kurzen Pausen eine Steigerung der Bildschärfe erreicht, die im wesentlichen von der Expositionszeit bestimmt wird. Mit Hilfe der Last-Image-Hold-Funktion wird das letzte Bild gespeichert und bis zum nächsten Puls dargestellt. *Zusätzliche diagnostische Informationen* können mit der Funktion des Road Mapping gewonnen werden. Dabei injiziert der Untersucher unter Durchleuchtung eine kleine Menge Kontrastmittel über einen Katheter in ein Gefäß. Sobald das Gefäß abgebildet wird, unterbricht er die Durchleuchtung, und das letzte Bild wird als Maske gespeichert. Sämtliche nachfolgende Durchleuchtungsbilder werden nun von der Maske subtrahiert, d.h. der Untersucher kann den Katheter unter Sicht eines kontrastierten Gefäßes lokalisieren und platzieren. Ein weiterer wichtiger Vorteil der digitalen Bildverstärker-Radiographie liegt in der *direkten Verfügbarkeit der aufgenommenen Bilder*, was das Einschätzen pathologischer Veränderungen noch während der Untersuchung ermöglicht. Ferner erlaubt die schnelle Bilderfrequenz pro Sekunde eine *Beurteilung und Dokumentation dynamischer Bewegungsabläufe* wie beispielsweise Schluckbewegungen oder Darmpassagen.

Folgende Nachteile bringt die Bildverstärker-Radiographie mit sich:

1. Hoher apparativer Aufwand
2. Schulung des radiologisch tätigen Personals
3. Organisatorische und technische Probleme
4. Zeitaufwand für die Bildnachverarbeitung
5. Geringe örtliche Auflösung bei großem BV-Eingangsfenster

Zusätzlich zu den in Kapitel 3.3.2 erörterten Nachteilen ist der *Zeitaufwand für die Bildnachverarbeitung* bedingt durch die höhere Bilderzahl bei Funktionsuntersuchungen und die diffizilere klinische Fragestellung deutlich größer. Zwar können grundsätzlich Bildverstärkeranlagen für die digitale Projektionsradiographie verwendet werden, jedoch aufgrund der *geringen örtlichen Auflösung bei großem BV-Eingangsfenster* werden sie für die Thoraxdarstellungen heute nicht mehr empfohlen (12).

3.4 Dosisflächenprodukt

Zur Bestimmung von repräsentativen Dosiswerten für Standarduntersuchungen wurde das Dosisflächenprodukt als die am besten geeignete Messgröße bestimmt. Im Gegensatz zu den Kenngrößen Einfallsdosis oder Oberflächendosis, die in der Regel nur unter zusätzlichem apparativen und zeitlichen Aufwand von Sachverständigen oder Service-Technikern gemessen werden können, kann das Dosisflächenprodukt im Routinebetrieb schnell und leicht ermittelt werden.

Das Dosisflächenprodukt ist definiert als Produkt aus der bestrahlten Fläche (in cm²) und der dort wirksamen Dosis (in Gray). Über eine an der Tiefenblende montierte Ionisationskammer wird die ionisierende Strahlung gemessen und das belichtete Untersuchungsareal aus der Öffnung der Tiefenblende ermittelt (Abb. 3.8.).

$$\text{Flächendosisprodukt:} \quad = \quad \text{Energiedosis in Luft (mGy)} \times \text{Fläche (cm}^2\text{)}$$

Der Vorteil dieser Messgröße liegt darin, dass das Dosisflächenprodukt unabhängig vom Abstand zur Strahlenquelle ist. Unter der theoretischen Annahme einer punktförmigen Strahlenquelle wächst zwar mit steigender Entfernung die durchstrahlte Fläche quadratisch, die Strahlenintensität und damit die Dosis nimmt aber in gleichem Maße ab. Auf diese Weise erhält man eine Messgröße, die auch bei schwankendem Anodenstrom und sich ändernder Einblendung proportional der im Körper absorbierten Energie ist.

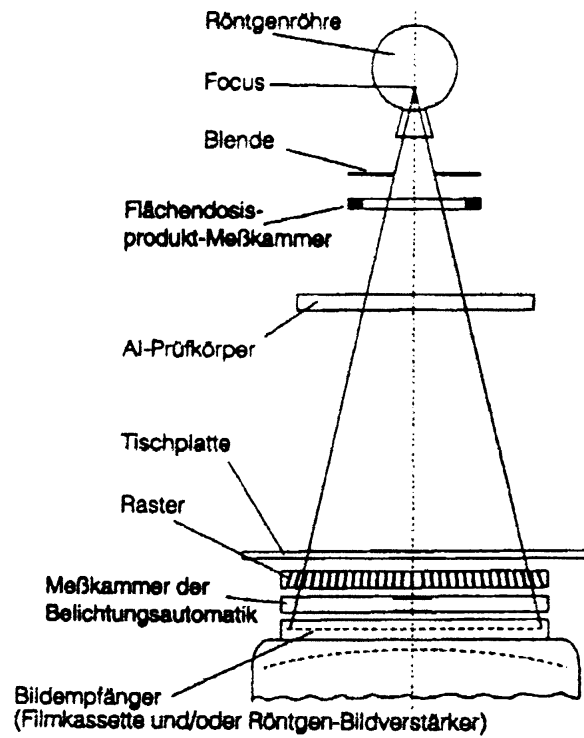


Abb. 3.8 *Strahlengeometrie an einer Röntgendiagnostikanlage. Messung des Dosisflächenprodukts mittels einer vor der Austrittsöffnung des Röntgenstrahlers angebrachten Ionisationskammer und Ermittlung der Fläche über die Blendeneinstellung (13)*

4 MATERIAL UND METHODEN

4.1 Patienten

Tab. 4.1 enthält Angaben zu den radiologischen Untersuchungsverfahren und den untersuchten Patienten im Zeitraum von August 1998 bis September 1999. Die Patientenauswahl erfolgte unselektioniert und chronologisch aus den Fachbereichen Gynäkologie, Chirurgie, Innere Medizin, Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Augenheilkunde, Orthopädie, Psychiatrie, Arbeitsmedizin und Strahlentherapie.

Tab. 4.1 Untersuchungsverfahren und Angaben zu den jeweils untersuchten Patienten

Untersuchungsart		Anzahl der Untersuchungen	Patientenalter (in Jahre)		
			Mittelwert	Minimum	Maximum
Thorax FFS	f	63	57,0	19	85
	m	47	57,0	26	86
Thorax SFS	f	48	57,1	34	82
	m	30	53,3	31	74
HWS FFS	f	49	57,2	25	90
	m	44	56,2	23	87
HWS SFS	f	29	60,1	28	87
	m	22	50,4	25	82
Abdomen RL FFS	f	43	55,6	34	83
Abdomen RL SFS	f	25	53,5	30	82
BB-Arteriographie	f	17	67,6	46	79
	m	37	62,5	26	86
Enteroklysm	f	21	47,4	26	76
	m	10	42,8	24	74

f: Frauen

m: Männer

FFS: Filmfoliensystem

BB-Arteriographie: Becken-Bein-Arteriographie

SFS: Speicherfoliensystem

4.2 Messinstrumente

4.2.1 Gynäkologischer Beckenzirkel

Mit Hilfe eines gynäkologischen Beckenzirkels (Schneider ET 75 mit Zentimetereinteilung) wurde der Patientendurchmesser im Hauptstrahlengang erfasst. Um eine größtmögliche Messgenauigkeit gemäß der Patientenkonstitution zu erzielen, wurde der gebogene Einsatz in den Untersuchungen des Thorax und der Halswirbelsäule verwendet, während in den Untersuchungen des Abdomens, der Dünndarm-Passagen und der digitalen Subtraktionsangiographien der Becken-Bein-Gefäße mit dem geraden Einsatz gemessen wurde.

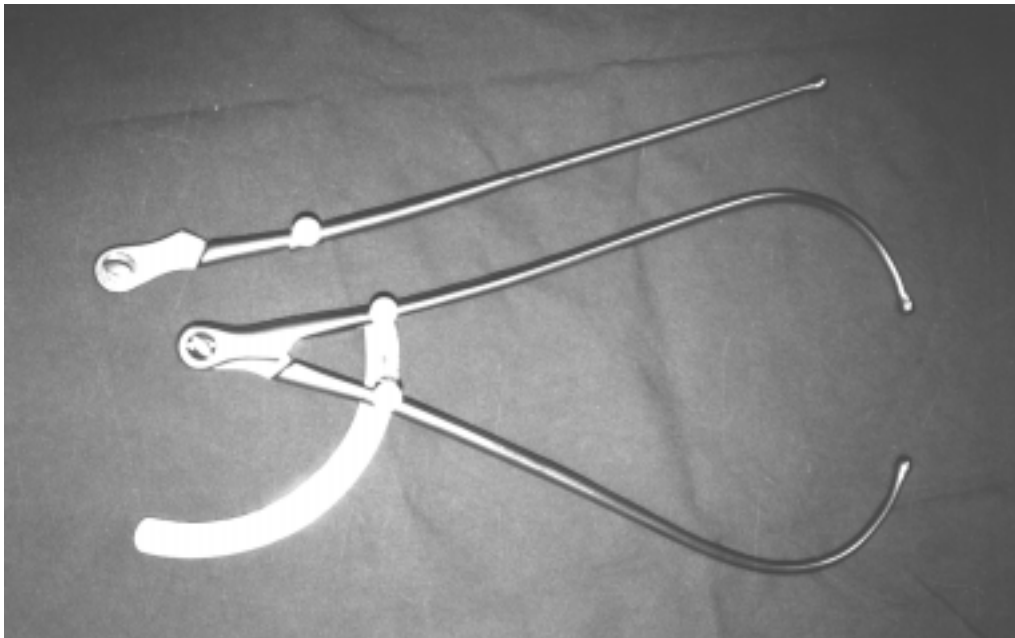


Abb. 4.1 Gynäkologischer Beckenzirkel (Schneider ET 75 mit Zentimetereinteilung)

4.2.2 Ionisationskammer

Über die an der Tiefenblende montierte Ionisationskammer Diamentor (PTW Freiburg) wurde die ionisierende Strahlung gemessen und das belichtete Untersuchungsareal anhand der Öffnung der Tiefenblende ermittelt.

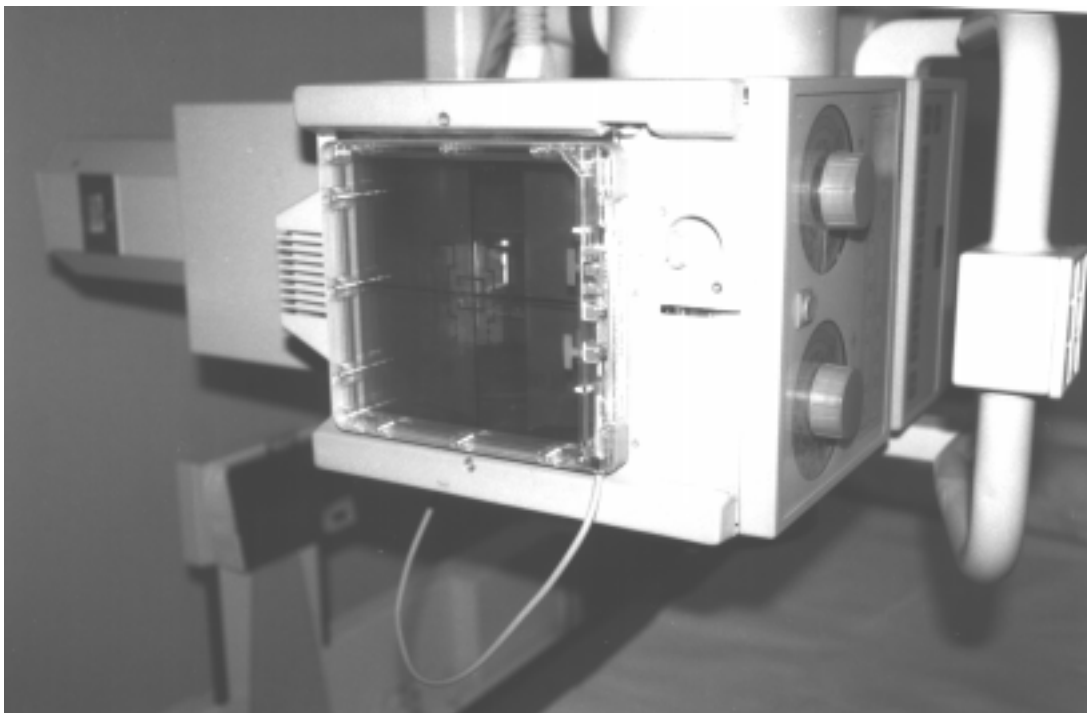


Abb. 4.2 Ionisationskammer Diamentor (PTW Freiburg)

4.3 Untersuchungsgeräte und Filme

Anhand der durchgeführten Untersuchungsarten sind in den Tabellen 4.2 bis 4.7 die in der Studie eingesetzten Geräte und verwendeten Filme aufgeführt.

Tab 4.2: Für die Untersuchung des Thorax angewandte Geräte und Filme:

	Filmfolien-System	Speicherfolien-System	
Gerätetyp	3D-Stativ mit Multix-U	3D-Stativ mit Multix-U	Siemens Vertix
Generatortyp	Siemens Polydoros 800	Siemens Polydoros 80	Siemens Polydoros LX-50
Film	Curix ortho medium HT 1.000 A (Agfa)	Agfa MD, Ausleseeinheit: ADC	

Tab. 4.3: Für die Untersuchung der Halswirbelsäule angewandte Geräte und Filme:

	Filmfolien-System	Speicherfolien-System
Gerätetyp	3D-Stativ mit Multix-U	
Generatortyp	Siemens Polydoros 800	Siemens Polydoros 80
Film	Curix ortho medium HT 1.000 A (Agfa)	Agfa MD, Ausleseeinheit: ADC

Tab. 4.4: Für die Untersuchung des Abdomen in Rückenlage angewandte Geräte und Filme:

	Filmfolien-System		Speicherfolien-System
Gerätetyp	Rasterwandgerät BS/66	Siemens Vertix	Siemens Vertix
Generatortyp	Siemens Polydoros 800	Siemens Polydoros LX-50	Siemens Polydoros LX-50
Film	Ultra Vision – Rapid G (Sterling)	Curix ortho medium HT 1.000 A (Agfa)	Agfa MD, Ausleseinheit ADC

Tab. 4.5: Für die digitale Subtraktionsangiographie der Arterien des Beckens und der unteren Extremitäten angewandte Geräte und Filme:

	Digitales Bildverstärker-System mit gepulster Durchleuchtung
Gerätetyp	Multistar T.O.P. mit Polytron T.O.P. (Siemens) mit Belichtungsautomatik und gepulster Durchleuchtung
Bildverstärker	Optilux 40-4 HD
Dosisleistung am BV-Eingang ($\mu\text{Gy/s}$)	0,210
Generatortyp	Siemens Polydoros S A
Film	Trockenentwickelter Laserfilm

Tab. 4.6: Für die Dünndarmuntersuchung nach Sellink angewandte Geräte und Filme:

	Digitales BV-Aufnahme-System mit Speicherfolien ohne gepulste Durchleuchtung		
Gerätetyp	Siregraph C (Siemens)	Diagnost 76 (Philips)	Sireskop 5 (Siemens)
Generatortyp	Siemens Polydoros 100	Super 80 CP	Siemens Polydoros 80 S
Film	Agfa MD Ausleseeinheit: ADC	Agfa MD Ausleseeinheit: ADC	Sterlin 400
Dosisleistung am BV- Eingang ($\mu\text{Gy/s}$)	0,169	0,51	0,17

4.4 Indikationen, Untersuchungstechnik und Standardeinstellungen

4.4.1 Thorax pa und lateral

Aufnahmetechnik:

Routinemäßig wird die analoge und digitale Projektionsradiographie des Thorax in der Hartstrahltechnik mit bewegtem Hartstrahlraster durchgeführt. Durch die hohe Spannung werden über eine kürzere Belichtungszeit die Bewegungsunschärfe u.a. des Herzens und die Absorptionsunterschiede zwischen Knochen und Weichteile verringert. Rippen, Mediastinum und Herzschatten erscheinen transparenter und ermöglichen eine verbesserte Diagnostik pathologischer Veränderungen der Lunge, des retrokardialen Raumes und Mediastinums. Um die physikalisch bedingte größere Streustrahlung möglichst niedrig zu halten, muss auf eine exakte Einblendung und die Verwendung von Hartstrahlrastern mit einem hohen Schachtverhältnis (Lamellenhöhe zu Lamellenabstand) geachtet werden.

Tab. 4.8: Technische Aufnahmeparameter für die Radiographie des Thorax (pa und lat)

	Film-Folien-System	Speicherfolien-System
Rasterwandstativ	bewegtes Raster	bewegtes Raster
Aufnahmespannung (kV)	125	117 oder 125
Brennfleckennennwert (mm)	kleiner 1,3	kleiner 1,3
Film-Fokus-Abstand (cm)	200	183 oder 200
Belichtungsautomatik	seitl. Messfelder (pa)/ mittleres Messfeld (lat)	seitl. Meßfelder (pa)/ mittleres Messfeld (lat)
Expositionszeit (ms)	unter 100	unter 100
Streustrahlenraster	12/40 fo 150	12/40 fo 150
Filmformat (cm x cm)	35 x 43 oder 35 x 35	35 x 43
Filmfolien-EK (S)	200	[400]

Einstelltechnik:

A. Lagerung des Patienten:

Posterior-anteriore Aufnahme

Der stehende Patient legt die Brust dem Rasterwandstativ möglichst eng an und presst sein Kinn auf eine präformierte Mulde am oberen Rand des Stativs. Mit hängenden Schultern werden beide Handrücken in die Hüften gestemmt und dabei die Ellbogen nach vorne gedreht. Der Oberrand der Kassette wird ca. drei Querfinger über die Schulterhöhe positioniert.

Laterale Aufnahme

Der stehende Patient hebt beide Arme über den Kopf und legt die linke Körperseite dem Rasterwandstativ an.

B. Zentrierung:

Posterior-anteriorer Strahlengang

Der Strahlengang verläuft von posterior nach anterior (pa) senkrecht auf die Mitte des Films bzw. der Speicherfolie, wobei der Zentralstrahl auf die Wirbelsäulenmitte, ca. in Höhe des 6. Brustwirbelkörpers (Schulterblattspitzen) projiziert wird. Eingebledet wird seitlich auf die Hautgrenze und oben und unten auf das Kassettenformat.

Lateraler Strahlengang

Der Strahlengang verläuft quer von der rechten zur linken Thoraxseite und der Zentralstrahl wird auf die hintere Axillarlinie, ca. einen handbreit unter die Axilla positioniert. Eingebledet wird seitlich auf die Hautgrenze und oben und unten auf das Kassettenformat.

Merkmale einer technisch fehlerfreien Aufnahme:

In den Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik sind folgende Bildqualitätskriterien für die Thoraxaufnahme festgelegt:

Tab. 4.9: Qualitätsanforderungen für die Thoraxaufnahme

Thorax pa	Thorax lat
<i>Bildelemente:</i>	<i>Bildelemente:</i>
<ul style="list-style-type: none">- Symmetrische Darstellung des Thorax in Inspiration- Abbildung der Gefäße bis in die Lungenperipherie- Darstellung der kostopleuralen Grenze von der Lungenspitze bis zum Zwerchfell-Rippenwinkel- Visuell scharfe Abbildung von Gefäßen, Hilus, Herzrand und Zwerchfell- Einsicht in die retrokardiale, paravertebrale Lunge und Mediastinum	<ul style="list-style-type: none">- Exakte seitliche Einstellung mit erhobenen Armen- Sternum „tangential“ und abstandsabhängige Deckung der dorsalen Rippen beider Seiten- Visuell scharfe Darstellung der großen Lungengefäße und des hinteren Herzrandes- Erkennbarkeit der Trachea- Darstellung des Zwerchfells und der Zwerchfell-Rippen-Winkel
<i>Wichtige Bilddetails:</i>	
<ul style="list-style-type: none">- Rundlich: 0,7 – 1,0 mm- Streifig: 0,3 mm breit	

4.4.2 Halswirbelsäule ap und lateral

Aufnahmetechnik:

Um ein kontrastreiches und gut belichtetes Bild zu erzielen, wird zur Untersuchung der Halswirbelsäule eine Spannung im mittleren Bereich gewählt. Im Gegensatz zur Hartstrahltechnik werden die Strahlen mittlerer Strahlenhärte von den Wirbelkörpern stärker absorbiert und erreichen in geringerem Umfang den Film, d.h. die Wirbelkörper kommen heller und mit einer besseren Kontrastierung zur Darstellung.

Tab. 4.10: Technische Aufnahmeparameter für die Radiographie der HWS (ap und lat):

	Film-Folien-System	Speicherfolien-System
Rasterwandstativ	bewegtes Raster	bewegtes Raster
Aufnahmespannung (kV)	70	63 - 73
Brennfleckgröße (mm)	kleiner 0,6	kleiner 0,6
Film-Fokus-Abstand (cm)	150 - 200	115 - 150
Belichtungsautomatik	mittleres Messfeld	mittleres Messfeld
Expositionszeit (ms)	unter 100	unter 100
Streustrahlenraster	12/40 fo 150	12/40 fo 150
Filmformat (cm x cm)	18 x 24	18 x 24
Filmfolien-EK (S)	200	[200]

Einstelltechnik:

A. Lagerung des Patienten:

Anterior-posteriore Aufnahme

Der Patient steht oder sitzt mit dem Rücken zur Kassette und lehnt seinen Kopf in leicht überstreckter Haltung an das Rasterwandstativ. Zur überlagerungsfreien Abbildung des Dens axis öffnet und schließt er auf Kommando seinen Mund in schneller Folge.

Laterale Aufnahme

Der Patient sitzt oder steht seitlich am Stativ und fixiert einen Punkt in Augenhöhe. Seine Medianebene befindet sich parallel zum Film bzw. zur Speicherfolie.

B. Zentrierung:

Anterior-posteriorer Strahlengang

Der Strahlengang verläuft von anterior nach posterior (ap), wobei der Zentralstrahl bei geschlossenem Mund des Patienten auf die Kinnspitze und Mitte der Kassette positioniert wird. Der Kassettenoberrand endet in Höhe der Hinterhauptmitte. Eingebledet wird seitlich der Hautgrenze und unten und oben auf das Kassettenformat.

Lateraler Strahlengang

Der Strahlengang verläuft horizontal von links nach rechts und der Zentralstrahl wird senkrecht auf die Kassettenmitte und Mitte der Halswirbelkörper III und IV gerichtet. Eingebledet wird vorsichtig, damit der Processus spinosus des Halswirbelkörpers VII nicht abgeschnitten wird.

Merkmale einer technisch fehlerfreien Aufnahme:

Gemäß den Leitlinien der Bundesärztekammer gelten folgende Qualitätskriterien:

Tab. 4.11: Qualitätsanforderungen für die Aufnahme der Halswirbelsäule:

HWS ap/lat

Bildelemente:

- Strichförmige Darstellung der Deck- und Bodenplattenflächen im Zentralstrahl
- Guter Einblick in die Zwischenwirbelräume
- Weitgehende Deckung der strichförmigen dorsalen Wirbelkanten
- Abgrenzung der ovalen Bogenwurzeln
- Wirbellöcher mit kleinen Wirbelgelenken regionabhängig einsehbar und abgrenzbar
- Abgrenzung der Spinalfortsätze
- Abbildung der Transversal- und Kostotransversalfortsätze
- Visuell scharfe Darstellung der regionaltypischen Kortikalis und Spongiosa
- Abbildung der paraspinalen Weichteile

Wichtige Bilddetails:

0,5 mm

4.4.3 Abdomen in Rückenlage

Aufnahmetechnik:

Im Gegensatz zum Thorax- und Skelettröntgen wird die Bildqualität bei der Abdomenuntersuchung wesentlich von der Konstitution des Patienten beeinflusst. Um eine zu starke Schwächung der Röntgenstrahlen bei adipösen Patienten zu verhindern, wird die mittelharte Spannung etwas erhöht. Durch die bei größerem Körpervolumen vermehrt auftretende Streustrahlung verliert das Bild an Kontrast und bekommt einen homogenen grauen Schleier.

Tab. 4.12: Technische Aufnahmeparameter für die Radiographie des Abdomen in Rückenlage

	Film-Folien-System	Speicherfolien-System
Rasterwandstativ	bewegtes Raster	bewegtes Raster
Aufnahmespannung (kV)	64 - 85	73
Brennfleckgröße (mm)	kleiner 1,3	kleiner 1,3
Film-Fokus-Abstand (cm)	115	115
Belichtungsautomatik	mittleres Messfeld	mittleres Messfeld
Expositionszeit (ms)	unter 100	unter 100
Streustrahlenraster	12/40 fo 150	12/40 fo 150
Filmformat (cm x cm)	35 x 43	35 x 43
Filmfolien-EK (S)	400 / 500	[400]

Einstelltechnik

A. Lagerung des Patienten

Patient liegt in Rückenlage auf der Untersuchungsliege und legt seine Arme seitlich dem Körper an.

B. Zentrierung:

Der Strahlengang verläuft ventrodorsal, der Zentralstrahl ist etwas cranial des Nabels senkrecht auf die Kassettenmitte gerichtet. Die Einblendung erfolgt auf der Hautgrenze und unten und oben auf das Kassettenformat.

Merkmale einer technisch einwandfreien Aufnahme:

In den Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik sind folgende Bildqualitätskriterien für die Aufnahme des Abdomen festgelegt:

Tab. 4.13: Qualitätsanforderungen für die Abdomenaufnahme in Rückenlage:

Abdomen in Rückenlage

Bildelemente:

- Darstellung des Abdomens vom Zwerchfell bis zum Beckenboden
 - Abbildung der Weichteilschatten und lumbalen Fettlinien
 - Abbildung des seitlichen Psoasrandes
 - Abbildung der Nierenkonturen
 - Erkennbarkeit des unteren Leberrandes
 - Erkennbarkeit der Verteilung von Gas und Flüssigkeit im Magen-Darm-Kanal, Peritonealraum sowie retro- und extraperitoneal
 - Verhalten der Darmwand und Nachbarorgane
 - Ausreichende Darstellung der mitabgebildeten Knochen
-

4.4.4 Arteriographie des Beckens und der unteren Extremitäten

Aufnahmetechnik:

Wie in der Röntgenuntersuchung des Abdomens wird bei der Angiographie der Arterien des Beckens eine mittelharte Spannung gewählt und dem Körperumfang des Patienten sowie dem Projektionswinkel der Aufnahmenserie angepasst.

Tab. 4.14: Technische Aufnahmeparameter für die Arteriographie des Beckens und der unteren Extremitäten

Digitales Bildverstärker-System		
Röhrensorgung (kV)	während Durchleuchtung	variierend
	während der Serien:	
	Abdomen	63 bis 89 63 bis 79
	Becken	63
	Oberschenkel	63
	Unterschenkel/Fuß	60 bis 63
Serie	Abdomen	2 Bilder / sec
	Becken	2 Bilder / sec
	Oberschenkel	1 Bild / sec
	Unterschenkel	1 Bild / sec
	Fuß	1 Bild / sec
Bildverstärker-Format (cm)	36 (bei Aufnahmen des Fußes 28)	
Brennfleckgröße (mm)	kleiner 1,0 oder 0,6	
Film-Fokus-Abstand (cm)	104 bis 122	
Streustrahlenraster	17/70 fo 100	

Untersuchungsmodus:

Der Patient legt sich mit dem Rücken auf den Röntgentisch. Beim männlichen Patienten wird ein Gonadenschutz angelegt. Die Punktionsstelle wird steril abgedeckt und desinfiziert. Nach Applikation der Lokalanästhesie (Xylocain®) wird die A. femoralis communis im 45°-Winkel retrograd punktiert. Nach Entfernen des Mandrins wird die Punktionskanüle zurückgezogen und bei pulsierendem Blutaustritt der Führungsdraht unter Durchleuchtung eingebracht. Anschließend wird die Punktionsnadel herausgezogen und ein endständig offener Pigtail-Katheter (4F oder 5F) in Seldinger-Technik eingebracht und in die distale Bauchaorta platziert. Der Führungsdraht wird nun entfernt und das Kontrastmittel angeschlossen. Abschnittsweise wird der Röntgentisch von kranial nach kaudal bewegt und in einzelnen Serien (Abdomen, Oberschenkel proximal, Oberschenkel distal, Unterschenkel und Fuß) wird das Gefäßsystem bis zum Mittelfuß dargestellt. Die Kontrastmittelapplikation erfolgt über eine Injektionspumpe mit ca. 20 ml Kontrastmittel pro Serie. Um eine gute Bildqualität zu erreichen, werden die Aufnahmen in möglichst ruhiger Körperhaltung des Patienten und im Beckenbereich bei Atempause in Inspiration angefertigt.

Merkmale technisch einwandfreier Aufnahmen:

Folgende Anforderungen an eine gute Bildqualität werden von den Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung gestellt:

Tab. 4.15: Qualitätsanforderungen für die Arteriographie des Beckens und der unteren Extremitäten:

Digitale Subtraktionsangiographie der Arterien des Beckens und unteren Extremitäten

Bildelemente:

- Darstellung der distalen Bauchaorta, der Arterien des Beckens und der Beine bis zum Sprunggelenk
 - Überlagerungsfreie Darstellung der Iliaca-Gabel, evtl. 30°-Schrägprojektion
 - Abbildung der Femoralisverzweigung, evtl. Schrägprojektion
 - Kontrastreiche Darstellung der Hauptarterien mit ihren Ästen einschließlich vorhandener Kollateralen
 - Visuell scharfe Darstellung der Gefäßkonturen mit Erweiterungen und Stenosen
 - Bei spezieller insbesondere präoperativer Fragestellung Darstellung der Arterien der Füße
-

4.4.5 Enteroklysmata

Aufnahmetechnik:

Die Untersuchung wird an Durchleuchtungsgeräten mit Untertisch- und Obertischröhren durchgeführt. Bei langandauernden Untersuchungen erfolgen die Übersichtsaufnahmen am Rasterwandstativ. Abhängig von der Konstitution des Patienten und Transparenz der Dünn- und Dickdarmschlingen variiert die Röhrenspannung während der Durchleuchtung und für die Ziel- und Übersichtsaufnahmen.

Tab. 4.16: Technische Aufnahmeparameter für die Dünndarmpassage nach Sellink:

Durchleuchtungsgerät mit Bildverstärker und Speicherfolientechnik	
Röhrenspannung (kV)	während Durchleuchtung: 66 – 113 Aufnahmespannung: 81 – 108
Bildverstärker-Format (cm)	38 / 32 / 33
Brennfleckgröße	kleiner 1,3 mm
Film-Fokus-Abstand (cm)	variierend oder 115/150
Belichtungsautomatik	mittleres Messfeld
Expositionszeit	unter 100 ms
Streustrahlenraster	36/10 fo 80, 12/40 fo 150, 12/40 fo 75
Filmformat (cm x cm)	Zielaufnahme: 18 x 24 Übersichtsaufnahme: 35 x 35
Filmfolien-EK (S)	[400]

Untersuchungsmodus:

Nach einer leichten Oberflächenanästhesie der Nasenschleimhaut und des Rachens (z. B. Xylocain-Gel®, Xylocain-Spray®) wird beim sitzenden Patienten die Sonde transnasal durch den Untersucher gelegt. Der Vorschub der Sonde durch den Ösophagus wird durch das Schlucken des Patienten erleichtert. Beim Auftreten des ersten Widerstandes erfolgt die erste Durchleuchtungskontrolle. Unter weiteren Durchleuchtungskontrollen wird die flexible Dünndarmsonde mit leicht zurückgezogenen Führungsdraht (ca. 3 cm) beim auf der rechten Seite liegenden Patienten über den Pylorus geführt. Der Patient legt sich nun auf den Rücken. Anschließend wird die Sonde über den Führungsdraht vorgeschoben und distal des Treitzschen Bandes platziert.

In der ersten Phase läuft als Kontrastmittel eine lauwarmer Bariumsulfatsuspension, die mit warmen Leitungswasser im Verhältnis 1: 3 verdünnt wird, mit einer Einlaufgeschwindigkeit von ungefähr 75 ml/min ein. Die Infusion erfolgt entweder mittels einer elektrischen Rollerpumpe oder behelfsmäßig über einen Infusionsständer. In dieser Phase sollen vor allem Motilitätsstörungen erfasst und die Darmperistaltik beurteilt werden. Sobald das Kontrastmittel das terminale Ileum erreicht, wird mit der gleichen Infusionsgeschwindigkeit ca. 1 Liter warme Methylcellulose zur Doppelkontrastdarstellung nachgegeben. Die Methylcellulose treibt den Bariumbolus voran, dehnt die Darmschlingen auf und lässt sie durch den Schleimhautbeschlag transparent erscheinen. In dieser zweiten Phase werden morphologische Veränderungen der Darmwand beurteilt, insbesondere des distalen Ileums und überlagerter Darmschlingen.

Die Dokumentation der Untersuchung sollte einem Außenstehenden anhand der Bilder eine Nachinterpretation ermöglichen. In der Regel werden zwei bis drei großformatige Übersichtsaufnahmen (Bariumphase, Doppelkontrast) und fünf oder mehr Zielaufnahmen (oberes Jejunum und Duodenum im Doppelkontrast, terminales Ileum im Bariummonokontrast und im Doppelkontrast, verschiedene Stadien von Kontraktions- und Füllungszuständen) angefertigt.

Merkmale einer technisch einwandfreien Aufnahme:

In den Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik werden folgende Anforderungen an eine gute Bildqualität gestellt:

Tab. 4.17: Qualitätsanforderungen für die Dünndarmuntersuchung:

Enteroklysma

Bildelemente:

- Gute Entfaltung und Füllung aller Dünndarmabschnitte
- Darstellung der Doppelkontrasttechnik in ausreichender Transparenz und gleichmäßigen Wandbeschlag
- Abbildung in übersichtlichen Projektionen
- Abbildung der Kontrastmittelpassage der letzten Ileumschlingen und des Übertritts in Coecum

Wichtige Bilddetails:

- 1-3 mm
-

4.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung und die graphische Darstellung der erhobenen Daten erfolgte mit Hilfe der Programme Excel 98 und SPSS 9.0 für Windows.

4.5.1 Deskriptive Statistik

Die gewonnenen Daten wurden durch folgende charakteristische Kennzahlen zusammengefasst: Mittelwert, Median, Minimum, Maximum, Standardabweichung und Streubereich.

4.5.2 Analytische Statistik

4.5.2.1 χ^2 -Anpassungstest

Um die untersuchten Patientenkollektive und die nachgewiesenen dosisbeeinflussenden Patientencharakteristika auf eine Normalverteilung der Grundgesamtheit zu überprüfen, wurde der χ^2 -Anpassungstest angewendet (16).

Nullhypothese H_0 : Grundgesamtheit ist normalverteilt $N(\mu, \sigma^2)$

Alternativhypothese H_1 : Grundgesamtheit ist nicht $N(\mu, \sigma^2)$ verteilt

μ : Mittelwert der Stichproben, da Grundgesamtheiten unbekannt

σ^2 : Varianzen der Stichproben, da Grundgesamtheiten unbekannt

Zunächst wurde das reelle Stichprobenintervall $(-\infty, \infty)$ in gleichwahrscheinliche k-Klassen (I_1, \dots, I_k) unterteilt:

$$r = y * \sigma + \mu$$

r: Klassengrenze

y: abhängige Variable (z. B. Mittelwert, 25%- und 75%-Percentile)

σ : Standardabweichung der Stichproben

μ : Mittelwert der Stichproben

Anschließend wurde die Anzahl der Messwerte O_i in jeder Klasse ($i = 1 \dots k$) ermittelt und unter Annahme einer Normalverteilung die erwartete Anzahl von Beobachtungen E_i je Klasse berechnet.

Die Prüfgröße T berechnet sich nach Hartung J (1998) (16): $T = \sum 1/E_i * (O_i - E_i)^2$

Die Nullhypothese wird verworfen, wenn die berechnete Prüfgröße T größer ist als der Tabellenwert für die Freiheitsgrade $k - 3$ mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 0,05$.

4.5.2.2 Verallgemeinerter t-Test (nach Welch)

Bei vorhandener Normalverteilung wird geprüft, ob zwei unabhängige Stichproben mit unbekanntem Varianzen der gleichen Grundgesamtheit entspringen. Dabei wird die Nullhypothese $H_0 : \mu_1 = \mu_2$ auf die Gleichheit der Mittelwerte dann abgelehnt, wenn die berechnete Prüfgröße t größer ist als ein Tabellenwert für gegebene Freiheitsgrade und einer gewählten Irrtumswahrscheinlichkeit α :

Nullhypothese: $H_0: \mu_1 = \mu_2$

Alternativhypothese: $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$

n_1, n_2 : Stichprobenumfänge

μ_1, μ_2 : Mittelwerte der Grundgesamtheiten

s_1, s_2 : Standardabweichung der Stichproben

\bar{x}_1, \bar{x}_2 : Mittelwerte der Stichproben

Die Prüfgröße t berechnet sich nach Sachs L (1992) (40):

$$t = \frac{|\bar{x}_1 - \bar{x}_2|}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}}$$

mit f Freiheitsgraden (abgerundet):

$$f = \frac{\left(\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2} \right)^2}{\frac{\left(\frac{s_1^2}{n_1} \right)^2}{n_1 - 1} + \frac{\left(\frac{s_2^2}{n_2} \right)^2}{n_2 - 1}}$$

Die Nullhypothese wird dann verworfen, wenn die berechnete Prüfgröße t größer ist als der Tabellenwert für die gegebenen Freiheitsgrade bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha = 0,05$.

4.5.2.3 Korrelationskoeffizient nach Pearson

Um den Grad des Zusammenhangs zweier Merkmale zu bestimmen, wurde der Korrelationskoeffizient r nach Pearson gewählt. Dieser ist eine Maßzahl für den linearen Zusammenhang zweier Merkmale:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \cdot \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}$$

n : Stichprobenumfänge

x : Merkmal der Stichprobe

\bar{x} : Mittelwert aller x-Werte

y : Merkmal der Stichprobe

\bar{y} : Mittelwert aller y-Werte

Der Korrelationskoeffizient kann Werte zwischen -1 und +1 annehmen. Bei Werten um die Zahl null sind die Merkmale x und y nicht voneinander abhängig.

5 ERGEBNISSE

5.1 Ergebnisse der einzelnen Untersuchungsarten

Die untersuchten Patienten wurden anhand folgender individueller Merkmale wie ihrem Alter, Körperdurchmesser im Hauptstrahlengang, Körpergewicht, -größe und dem errechneten Body Mass Index charakterisiert. Um abschätzen zu können, ob die untersuchten Patientenkollektive repräsentativ sind und folglich dem gewöhnlichen Patientenquerschnitt entsprechen, wurden die erhobenen Merkmale auf ihre Normalverteilung überprüft (χ^2 -Anpassungstest, K 4.5.2.1). Zugrundegelegt wurden das Alter der Patienten und die patientencharakteristischen Größen, die am engsten mit der Strahlendosis korrelierten (Korrelationskoeffizient nach Pearson, K 4.5.2.3). Anschließend wurde die in der analogen und digitalen Röntgentechnik gemessene Strahlenexposition auf ihre Übereinstimmung bzw. signifikante Unterschiede hin untersucht (Verallgemeinerter t-Test, K 4.5.2.2).

Als dosimetrische Messgröße für die untersuchungsbedingte Strahlenexposition diente das international anerkannte Dosisflächenprodukt. Sowohl für das Filmfoliensystem wie auch für das Speicherfoliensystem wurde der Streubereich der applizierten Dosis erfasst und auftretende Dosisdifferenzen zwischen beiden Systemen berechnet und analysiert.

5.1.1 Thorax pa und lateral

5.1.1.1 Patientenspezifische Daten

In den Tabellen 5.1 und 5.2 sind die individuellen Merkmale der Patientengruppen mit Lungenuntersuchung zusammengestellt. In der konventionellen wie auch der digitalen Untersuchungstechnik variierten die Werte beider Patientenkollektive am stärksten bezüglich des Patientenalters, beim analogen Verfahren um den Faktor 4,5 und beim digitalen um den Faktor 2,6. Ebenso wies das Körpergewicht und der Body Mass Index mit dem Faktor 3,6 bzw. 3,1 bei der analogen und dem Faktor 2,4 bzw. 1,8 bei der digitalen Technik einen hohen Schwankungsbereich auf. Am geringsten streuten die Werte bezüglich der Körpergröße und des Körperdurchmessers.

Tab. 5.1 Patientenspezifische Daten in der analogen Thorax-Radiographie

Messgröße:		Median	Mini- mum	Maxi- mum	Verhältnis Max/Min
Alter (Jahre)	g	57,0	19,0	86,0	4,5
	f	57,0	19,0	85,0	4,5
	m	57,0	26,0	86,0	3,3
Körpergewicht (kg)	g	68,0	39,0	140,0	3,6
	f	62,0	39,0	140,0	3,6
	m	82,0	43,0	114,0	2,7
Körpergröße (cm)	g	167,5	147,0	191,0	1,3
	f	162,0	147,0	180,0	1,2
	m	175,0	158,0	191,0	1,2
Durchmesser pa (cm)	g	21,0	12,0	34,0	2,8
	f	20,0	12,0	34,0	2,8
	m	23,0	18,5	29,5	1,6
Durchmesser lat (cm)	g	30,0	21,0	37,5	1,8
	f	28,5	21,0	34,5	1,6
	m	32,0	24,0	37,5	1,6
Body Mass Index (kg/m²)	g	24,5	15,1	46,8	3,1
	f	23,5	15,1	46,8	3,1
	m	25,9	15,8	36,1	2,3

g: gesamt (Frauen und Männer)

f: Frauen

m: Männer

Tab. 5.2 Patientenspezifische Daten in der digitalen Thorax-Radiographie

Messgröße:		Median	Mini- mum	Maxi- mum	Verhältnis Max/Min
Alter (Jahre)	g	55,0	31,0	82,0	2,6
	f	55,0	34,0	82,0	2,4
	m	55,0	31,0	74,0	2,4
Körpergewicht (kg)	g	75,0	50,0	120,0	2,4
	f	68,5	50,0	105,0	2,1
	m	82,0	60,0	120,0	2,0
Körpergröße (cm)	g	168,0	145,0	196,0	1,4
	f	163,5	145,0	180,0	1,2
	m	180,0	162,0	196,0	1,2
Durchmesser pa (cm)	g	22,5	17,5	36,0	2,1
	f	21,0	17,5	29,5	1,7
	m	25,0	19,5	36,0	1,8
Durchmesser lat (cm)	g	30,0	23,5	36,0	1,5
	f	30,0	23,5	35,0	1,5
	m	32,0	26,0	36,0	1,4
Body Mass Index (kg/m²)	g	25,2	19,4	37,5	1,8
	f	25,5	20,0	35,5	1,8
	m	25,1	19,4	37,5	1,9

g: gesamt (Frauen und Männer)

f: Frauen

m: Männer

Tab. 5.3 Prozentuale Differenz der erhobenen patientenspezifischen Daten zwischen der digitalen und analogen Radiographie

Messgröße:	Median		Differenz in % SFS - FFS	
	analog	digital		
Alter (Jahre)	g	57,0	55,0	-3,6
	f	57,0	55,0	-3,6
	m	57,0	55,0	-3,6
Körpergewicht (kg)	g	68,0	75,0	9,3
	f	62,0	68,5	9,5
	m	82,0	82,0	0,0
Körpergröße (cm)	g	167,5	168,0	0,3
	f	162,0	163,5	0,9
	m	175,0	180,0	2,8
Durchmesser pa (cm)	g	21,0	22,5	6,7
	f	20,0	21,0	4,8
	m	23,0	25,0	8,0
Durchmesser lat (cm)	g	30,0	30,0	0,0
	f	28,5	30,0	5,0
	m	32,0	32,0	0,0
Body Mass Index (kg/m²)	g	24,5	25,2	2,8
	f	23,5	25,5	7,8
	m	25,9	25,1	3,2

g: gesamt (Frauen und Männer) f: Frauen m: Männer

Die größte Differenz zwischen den patientencharakteristischen Daten beider Patientenkollektive trat beim Körpergewicht mit 9,3 % auf. Beim Patientendurchmesser im Hauptstrahlengang wichen die beiden Patientenkollektive um durchschnittlich 6,7 % und bei den übrigen patientencharakteristischen Daten um weniger als 5 % voneinander ab (s. Tab. 5.3).

5.1.1.2 Normalverteilung des Alters und Body Mass Index der Patienten

Entsprechend der Tab. 5.4 und 5.5 liegen in den analogen und digitalen Thoraxuntersuchungen eine Normalverteilung des Patientenalters für beide Geschlechter vor. Unter den erhobenen Patientendaten war in den Thoraxuntersuchungen der Body Mass Index die Größe, die am engsten mit der Strahlendosis korrelierte (siehe Tab. 5.27, K 5.2.1). Dabei wiesen lediglich das weibliche Patientenkollektiv in den Speicherfolienuntersuchungen und das männliche Kollektiv in den Filmfolienuntersuchungen eine Normalverteilung auf (siehe Tab. 5.6 und 5.7).

Tab. 5.4 Untersuchung der Normalverteilung nach dem Alter der Frauen

	Filmfoliensystem	Speicherfoliensystem	Tabelle
χ^2 -Test	Testwert T1	Testwert T2	
	2,460	3,833	< 3,84146
	normalverteilt	normalverteilt	
Welch-Test	Prüfgröße t	Freiheitsgrade f	
	0,9107	107,775	< 1,660
	stat. kein signifikanter Unterschied		

Tab. 5.5 Untersuchung der Normalverteilung nach dem Alter der Männer

	Filmfoliensystem	Speicherfoliensystem	Tabelle
χ^2 -Test	Testwert T1	Testwert T2	
	2,106	1,200	< 3,84146
	normalverteilt	normalverteilt	
Welch-Test	Prüfgröße t	Freiheitsgrade f	
	1,156	73,145	< 1,667
	stat. kein signifikanter Unterschied		

Tab. 5.6 Untersuchung der Normalverteilung nach dem Body Mass Index der Frauen

	Filmfoliensystem	Speicherfoliensystem	Tabelle
χ^2 -Test	Testwert T1	Testwert T2	
	8,426	1,166	< 3,84146
	nicht normalverteilt	normalverteilt	

Tab. 5.7 Untersuchung der Normalverteilung nach dem Body Mass Index der Männer

	Filmfoliensystem	Speicherfoliensystem	Tabelle
χ^2 -Test	Testwert T1	Testwert T2	
	0,744	6,000	< 3,84146
	normalverteilt	nicht normalverteilt	

5.1.1.3 Dosisvergleich zwischen analogem und digitalem System

Mit Ausnahme der dosisbestimmenden Empfindlichkeitsklasse – Filmfolie 200 und Speicherfolie 400 – wurden die Röntgenthoraxuntersuchungen unter nahezu identischen Aufnahmebedingungen durchgeführt. Das ermittelte Dosisflächenprodukt in der analogen Direktradiographie ist der Strahlenexposition in der digitalen Technik in Tabelle 5.8 gegenübergestellt. Die größte Streubreite der Dosisapplikation (Maximum/Minimum) trat bei der analogen Röntgenuntersuchung des Thorax lat mit dem Faktor 35,2 auf, die geringste bei der analogen Untersuchung des Thorax pa mit dem Faktor 8.

Das Dosisflächenprodukt als Messgröße für die Strahlenexposition lag in den analogen Untersuchungen an Frauen durchschnittlich um den Faktor 1,2 ($\text{Median}_{\text{FFS}}/\text{Median}_{\text{SFS}}$) und an Männern durchschnittlich um Faktor 2,1 höher als vergleichsweise in den digital durchgeführten Untersuchungen.

Tab. 5.8 Vergleich des Dosisflächenprodukts der einzelnen Untersuchungen zwischen
 Filmfoliensystem und Speicherfoliensystem

Radiologische Untersuchungs- verfahren		Dosisflächenprodukt (cGy * cm ²)					Max/Min	MedianFFS/ MedianSFS
		Median	Min	Max	Mw	S		
Thorax pa FFS	f	9	5	40	11,4	6,5	8,0	1,3
Thorax pa SFS	f	7	2	27	7,2	4	13,5	
Thorax lat FFS	f	30	9	317	40,3	44,8	35,2	1,1
Thorax lat SFS	f	27	5	88	28,5	17,4	17,6	
<hr/>								
Thorax pa FFS	m	15	6	65	18,4	11,6	10,8	2,1
Thorax pa SFS	m	7	3	48	8,7	7,9	16,0	
Thorax lat FFS	m	42	10	147	48,3	27,8	14,7	2,0
Thorax lat SFS	m	21,5	12	61	23,8	11,6	5,1	

Min: Minimum

Max: Maximum

Mw: Mittelwert

f: Frauen

m: Männer

S: Standardabweichung

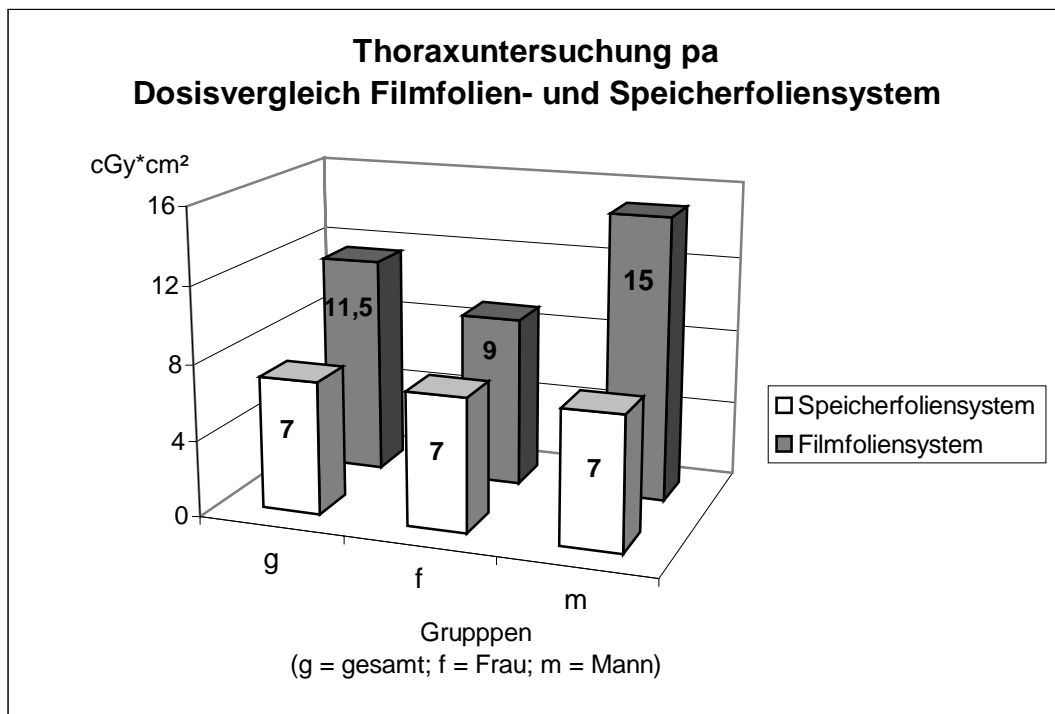


Abb. 5.1 Median des Dosisflächenprodukts für die Gruppen gesamt (g), Frauen (f) und Männer (m) im FFS und SFS für die Thorax-Röntgenuntersuchung pa

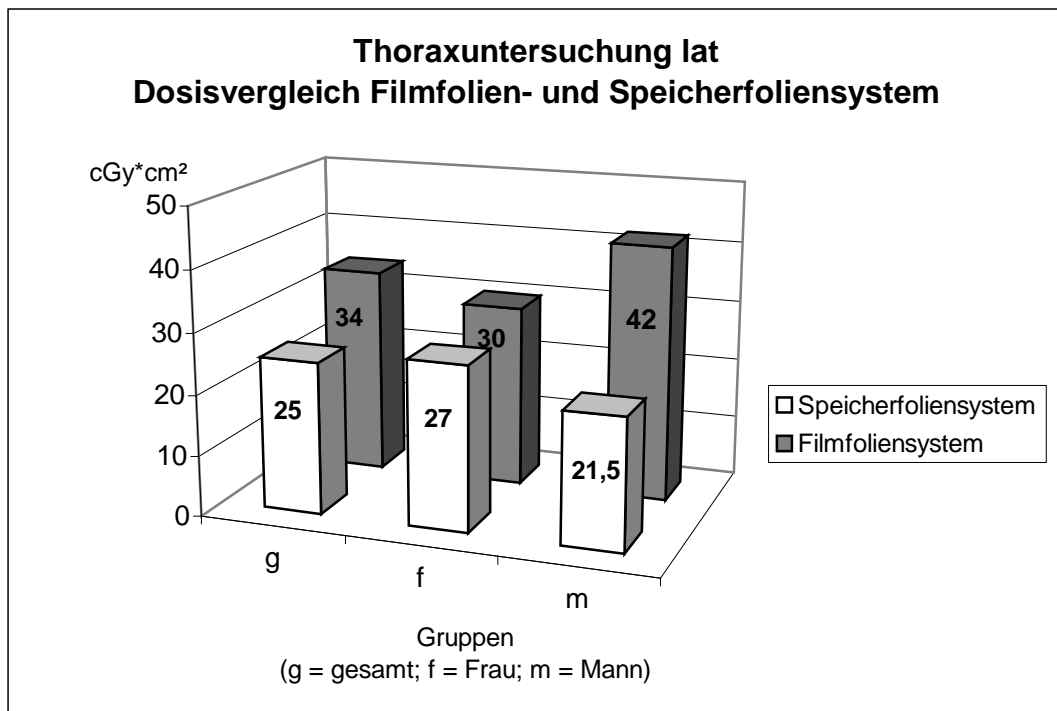


Abb. 5.2 Median des Dosisflächenprodukts für die Gruppen gesamt (g), Frauen (f) und Männer (m) im FFS und SFS für die Thorax-Röntgenuntersuchung lat

5.1.2 HWS ap und lateral

5.1.2.1 Patientenspezifische Daten

In der konventionellen wie auch der digitalen Untersuchungstechnik der Halswirbelsäule variierten beide Patientenkollektive am stärksten im Patientenalter, beim analogen Verfahren um den Faktor 3,9 und beim digitalen um den Faktor 3,5. Eine relativ hohe Streuung ergaben auch die Angaben über das Körpergewicht, in der analogen um den Faktor 2,5 und in der digitalen Technik um den Faktor 2,4. Die Körpergröße, der Patientendurchmesser und der Body Mass Index wiesen den geringsten Schwankungsbereich auf.

Tab. 5.9 Patientenspezifische Daten in der analogen HWS-Radiographie

Messgröße:		Median	Mini- mum	Maxi- mum	Verhältnis Max/Min
Alter (Jahre)	g	57,5	23,0	90,0	3,9
	f	58,0	25,0	90,0	3,6
	m	56,5	23,0	87,0	3,8
Körpergewicht (kg)	g	72,0	42,0	104,0	2,5
	f	67,0	42,0	102,0	2,4
	m	79,0	50,0	104,0	2,1
Körpergröße (cm)	g	170,0	152,0	190,0	1,3
	f	163,0	152,0	189,0	1,2
	m	175,0	162,0	190,0	1,2
Durchmesser pa (cm)	g	11,5	8,0	16,0	2,0
	f	11,0	8,0	16,0	2,0
	m	12,0	9,5	15,5	1,6
Durchmesser lat (cm)	g	9,5	6,5	12,5	1,9
	f	9,0	6,5	12,0	1,8
	m	10,0	7,5	12,5	1,7
Body Mass Index (kg/m²)	g	25,1	16,7	36,7	2,2
	f	24,7	26,7	36,7	2,2
	m	25,5	17,7	33,6	1,9

g: gesamt (Frauen und Männer)

f: Frauen

m: Männer

Tab. 5.10 Patientenspezifische Daten in der digitalen HWS-Radiographie

Messgröße:		Median	Mini- mum	Maxi- mum	Verhältnis Max/Min
Alter (Jahre)	g	55,0	25,0	87,0	3,5
	f	58,0	28,0	87,0	3,1
	m	51,5	25,0	82,0	3,3
Körpergewicht (kg)	g	74,0	49,0	117,0	2,4
	f	65,0	49,0	82,0	1,7
	m	78,5	58,0	117,0	2,0
Körpergröße (cm)	g	168,0	146,0	200,0	1,4
	f	160,0	146,0	172,0	1,2
	m	177,0	160,0	200,0	1,3
Durchmesser pa (cm)	g	12,0	9,0	16,0	1,8
	f	11,8	9,0	16,0	1,8
	m	12,5	11,0	16,0	1,5
Durchmesser lat (cm)	g	10,0	8,0	13,5	1,7
	f	10,0	8,0	13,5	1,7
	m	10,0	8,5	13,5	1,6
Body Mass Index (kg/m²)	g	25,7	18,0	35,6	2,0
	f	25,3	18,0	35,6	2,0
	m	25,7	19,6	35,5	1,8

g: gesamt (Frauen und Männer)

f: Frauen

m: Männer

Tab. 5.11 Prozentuale Differenz der erhobenen patientenspezifischen Daten zwischen der digitalen und analogen Radiographie

Messgröße:	Median		Differenz in % SFS - FFS	
	analog	digital		
Alter (Jahre)	g	57,5	55,0	-4,5
	f	58,0	58,0	0,0
	m	56,5	51,5	-9,7
Körpergewicht (kg)	g	72,0	74,0	2,7
	f	67,0	65,0	-3,1
	m	79,0	78,5	-0,6
Körpergröße (cm)	g	170,0	168,0	-1,2
	f	163,0	160,0	-1,9
	m	175,0	177,0	1,1
Durchmesser pa (cm)	g	11,5	12,0	4,2
	f	11,0	11,8	6,4
	m	12,0	12,5	4,0
Durchmesser lat (cm)	g	9,5	10,0	5,0
	f	9,0	10,0	10,0
	m	10,0	10,0	0,0
Body Mass Index (kg/m ²)	g	25,1	25,7	0,4
	f	24,7	25,3	2,4
	m	25,5	25,7	0,8

g: gesamt (Frauen und Männer) f: Frauen m: Männer

Wie in Tab. 5.11 veranschaulicht, lag der Median des Patientendurchmessers in den digital durchgeführten Aufnahmen der Halswirbelsäule durchschnittlich um 4,2 % bzw. 5,0 % über den des Vergleichskollektivs mit Filmfoliensystem. Abgesehen von dem dosisunabhängigen Patientenalter wiesen die anderen patientenspezifischen Daten eine geringere prozentuale Abweichung auf.

5.1.2.2 Normalverteilung des Patientenalters

Das Alter der männlichen Patienten stellte sich in beiden Untersuchungsmodalitäten normalverteilt dar, was auf eine vergleichbare Grundgesamtheit schließen lässt (s. Tab. 5.13). Bei den Untersuchungen der Frauen fand sich lediglich eine Normalverteilung des Kollektivs in der analogen Technik (s. Tab. 5.12).

Keine der erhobenen Patientencharakteristika zeigte eine signifikante Korrelation mit der gemessenen Strahlenbelastung, so dass auf die Überprüfung einer Normalverteilung verzichtet wurde (siehe Tab. 5.27, K 5.2.1).

Tab. 5.12 Untersuchung der Normalverteilung nach dem Alter der Frauen

	Filmfoliensystem	Speicherfoliensystem	Tabelle
χ^2 -Test	Testwert T1	Testwert T2	
	0,714	9,482	< 3,84146
	normalverteilt	nicht normalverteilt	

Tab. 5.13 Untersuchung der Normalverteilung nach dem Alter der Männer

	Filmfoliensystem	Speicherfoliensystem	Tabelle
χ^2 -Test	Testwert T1	Testwert T2	
	1,272	3,090	< 3,84146
	normalverteilt	normalverteilt	
Welch-Test	Prüfgröße t	Freiheitsgrade f	
	1,435	38,275	< 1,697
	stat. kein signifikanter Unterschied		

5.1.2.3 Dosisvergleich zwischen analogem und digitalem System

Wie die Berechnung des Verhältnisses von Maximal- und Minimalwert zeigt (s. Tab. 5.14), sind trotz nahezu identischer Untersuchungsprotokolle deutliche Unterschiede in der Strahlenbelastung innerhalb einer Untersuchungstechnik vorhanden, z. B. laterale Halswirbelsäulenuntersuchung bei Männern mit Speicherfoliensystem mit dem Faktor 13.

Alles in allem wies das Dosisflächenprodukt zwischen den Untersuchungen mit Filmfolien- und Speicherfoliensystem keine wesentlichen Unterschiede auf.

Tab. 5.14 Vergleich des Dosisflächenprodukts der einzelnen Untersuchungen zwischen Filmfoliensystem und Speicherfoliensystem

Radiologische Untersuchungs- verfahren		Dosisflächenprodukt (cGy * cm ²)					Max/Min	Median ^{FFS} / Median ^{SFS}
		Median	Min	Max	Mw	S		
HWS ap FFS	f	23	7	79	24,8	13,8	11,3	1,0
HWS ap SFS	f	23	7	57	25,6	13,7	8,1	
HWS lat FFS	f	13	7	44	15,5	7,5	6,3	0,8
HWS lat SFS	f	16	3	39	19,5	10,5	13,0	
<hr/>								
HWS ap FFS	m	33	10	102	41,3	20,9	10,2	1,1
HWS ap SFS	m	29	19	66	33,5	17,4	3,5	
HWS lat FFS	m	21,5	8	43	23,4	9,7	5,4	0,9
HWS lat SFS	m	25	11	76	28,9	14,8	6,9	

Min: Minimum

Max: Maximum

Mw: Mittelwert

f: Frauen

m: Männer

S: Standardabweichung

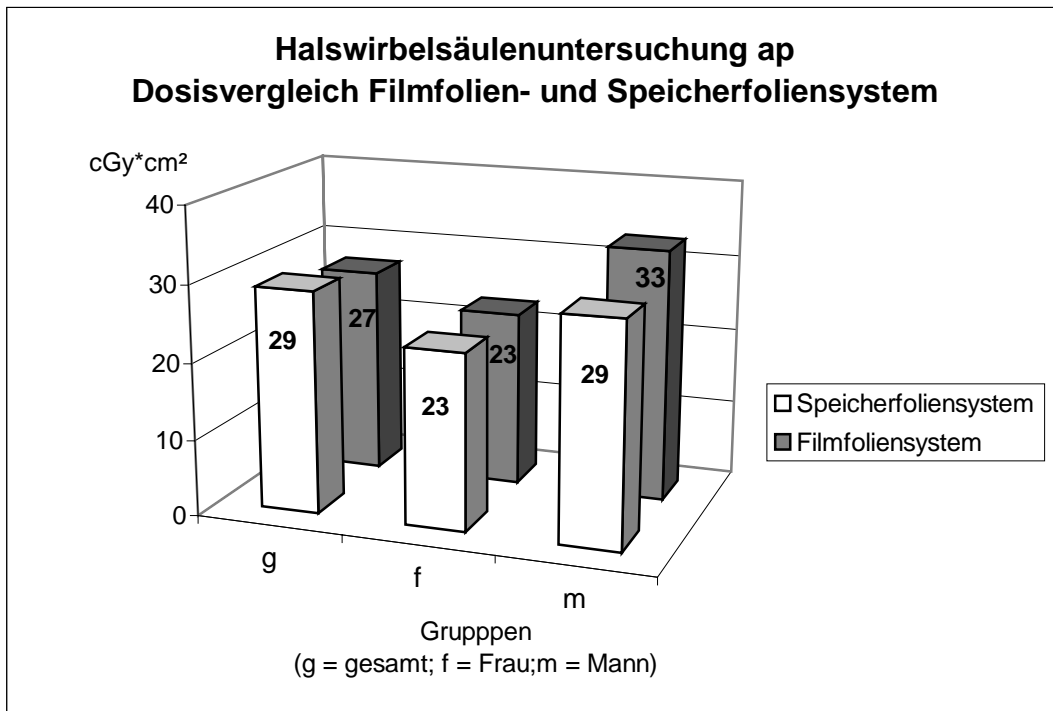


Abb. 5.3 Median des Dosisflächenprodukts für die Gruppen gesamt (g), Frauen (f) und Männer (m) im FFS und SFS für die HWS-Röntgenuntersuchung pa

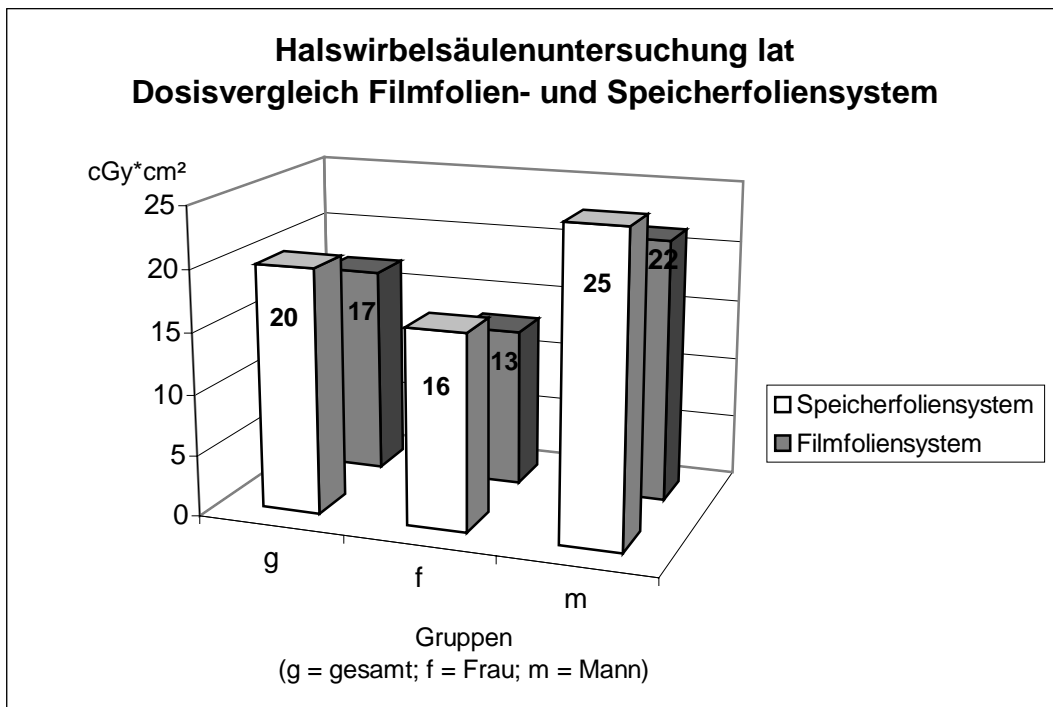


Abb. 5.4 Median des Dosisflächenprodukts für die Gruppen gesamt (g), Frauen (f) und Männer (m) im FFS und SFS für die HWS-Röntgenuntersuchung lat

5.1.3 Abdomen in Rückenlage

5.1.3.1 Patientinnenspezifische Daten

Im Gegensatz zu den Röntgenuntersuchungen des Thorax und der Halswirbelsäule wurden in die Untersuchung des Abdomens nur Frauen einbezogen. Am stärksten streuten die Patientenmerkmale Körpergewicht – in der konventionellen Aufnahmetechnik mit dem Faktor 2,7 und in der digitalen mit dem Faktor 2 – und dem Patientenalter – beim Filmfoliensystem um das 2,4 und beim Speicherfoliensystem um das 2,7 –fache. Nahezu ähnlich stark variierten die Werte beim Body Mass Index – in der analogen Untersuchung um den Faktor 2,6 und in der digitalen um den Faktor 1,8. Der geringste Schwankungsbereich trat bei der Körpergröße und dem Patientinnendurchmesser und auf.

Tab. 5.15 Patientinnenspezifische Daten in der analogen Abdomen-Radiographie

Messgröße:	Median	Mini- mum	Maxi- mum	Verhältnis Max/Min
Alter (Jahre)	55,0	34,0	83,0	2,4
Körpergewicht (kg)	63,0	42,0	115,0	2,7
Körpergröße (cm)	165,0	152,0	180,0	1,2
Durchmesser pa (cm)	19,0	15,5	33,0	2,1
Body Mass Index (kg/m²)	23,1	16,4	43,28	2,6

Tab. 5.16 Patientinnenspezifische Daten in der digitalen Abdomen-Radiographie

Messgröße:	Median	Mini- mum	Maxi- mum	Verhältnis Max/Min
Alter (Jahre)	52,0	30,0	82,0	2,7
Körpergewicht (kg)	65	50,0	99,0	2,0
Körpergröße (cm)	164	152,0	180,0	1,2
Durchmesser pa (cm)	21,5	15,0	29,5	2,0
Body Mass Index (kg/m²)	25,1	19,7	29,4	1,8

Patientinnen, deren Abdomenaufnahme mit dem Speicherfoliensystem angefertigt wurde, wiesen einen um durchschnittlich 11,6 % größeren abdominellen Durchmesser und 8 % höheren Body Mass Index auf als das Vergleichskollektiv mit konventionellem System. Beim Körpergewicht betrug die Differenz lediglich 3,1 % (s. Tab. 5.17). Das Patientenalter lag im analogen System um durchschnittlich 5,8 % unter dem Patientenkollektiv des digitalen Systems. Die Körpergröße wich in beiden Untersuchungstechniken nicht signifikant voneinander ab.

Tab. 5.17 Prozentuale Differenz der erhobenen patientinnenspezifischen Daten zwischen der digitalen und analogen Radiographie

Messgröße:	Median		Differenz in % SFS - FFS
	analog	digital	
Alter (Jahre)	55,0	52,0	-5,8
Körpergewicht (kg)	63,0	65,0	3,1
Körpergröße (cm)	165,0	164,0	-0,6
Durchmesser pa (cm)	19,0	21,5	11,6
Body Mass Index (kg/m²)	23,1	25,1	8,0

5.1.3.2 Normalverteilung des Alters und Körperdurchmessers der Patientinnen

Das Alter der Patientinnen wies in beiden Untersuchungsmodalitäten eine Normalverteilung auf, so dass die Patientinnenkollektive unselektioniert und vergleichbar erscheinen (siehe Tab. 5.18). Mit einem Korrelationskoeffizienten nach Pearson von 0,89 hat der Durchmesser der Patientinnen den stärksten Einfluss auf die Strahlenbelastung in der Abdomenuntersuchung (s. Tab. 5.27, K 5.2.1). Der Durchmesser des Patientinnenkollektivs, das mit dem digitalen System untersucht wurde, wich jedoch deutlich von einer Normalverteilung ab, so dass ein Vergleich beider Gruppen nur eingeschränkt möglich (siehe Tab. 5.19).

Tab. 5.18 Untersuchung der Normalverteilung nach dem Alter der Frauen

	Filmfoliensystem	Speicherfoliensystem	Tabelle
χ^2 -Test	Testwert T1	Testwert T2	
	3,418	1,4	< 3,84146
	normalverteilt	normalverteilt	
Welch-Test	Prüfgröße t	Freiheitsgrade f	
	0,642	43,471	< 1,684
	stat. kein signifikanter Unterschied		

Tab. 5.19 Untersuchung der Normalverteilung nach dem Durchmesser der Frauen

	Filmfoliensystem	Speicherfoliensystem	Tabelle
χ^2 -Test	Testwert T1	Testwert T2	
	2,488	4,920	< 3,84146
	normalverteilt	nicht normalverteilt	

5.1.3.3 Dosisvergleich zwischen analogem und digitalem System

Wie die Berechnung des Verhältnisses von Maximal- und Minimalwert zeigt, variiert trotz nahezu identischer Untersuchungsprotokolle die Strahlenbelastung für die gleiche Untersuchungsart um den Faktor 21,4 im Filmfoliensystem und 8,2 im Speicherfoliensystem (siehe Tab. 5.20). Das Dosisflächenprodukt des analogen Systems lag durchschnittlich 10 % über den gemessenen Werten des digitalen Systems.

Tab. 5.20 Vergleich des Dosisflächenprodukts der einzelnen Untersuchungen zwischen Filmfoliensystem und Speicherfoliensystem

Radiologische Untersuchungs- verfahren	Dosisflächenprodukt (cGy * cm ²)					Max/Min	MedianFFS/ MedianSFS
	Median	Min	Max	Mw	S		
Abdomen RL FFS	129	37	790	218,7	197,3	21,4	1,1
Abdomen RL SFS	119	65	534	185,2	131	8,2	

Min: Minimum

Max: Maximum

Mw: Mittelwert

S: Standardabweichung

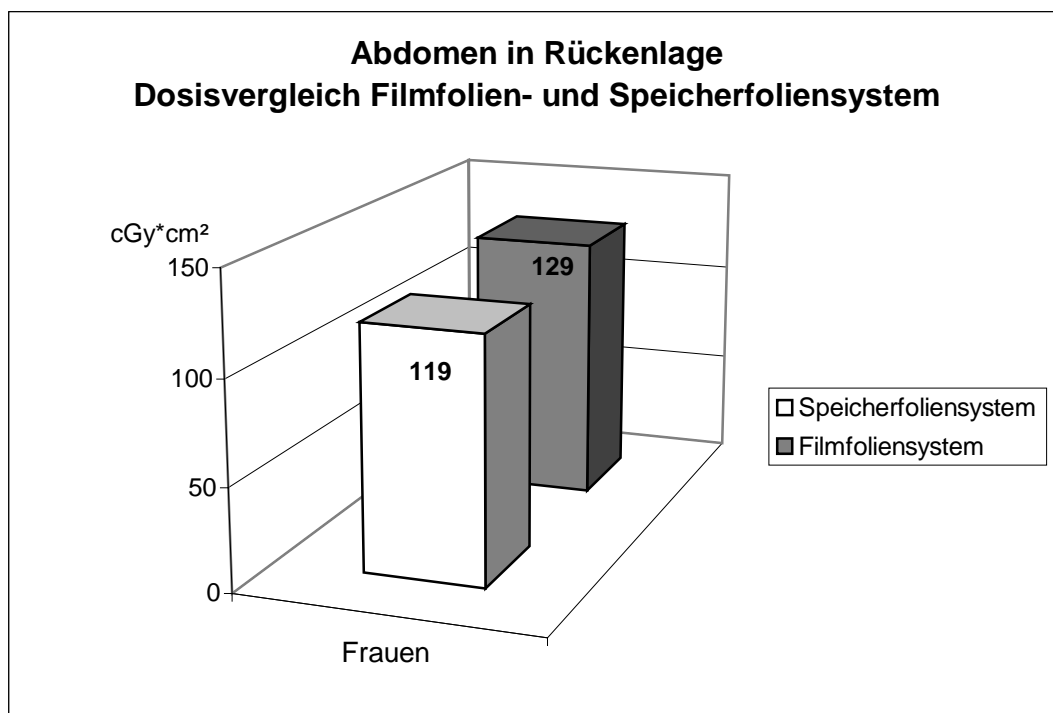


Abb. 5.5 Median des Dosisflächenprodukts für die Frauenkollektive der Untersuchung des Abdomens mit FFS und SFS

5.1.4 Digitale Subtraktionsangiographie der Becken-Bein-Arterien

5.1.4.1 Patientenspezifische Daten

Die größte Streubreite an patientencharakteristischen Einflussfaktoren fand sich in der Arteriographie des Beckens und der unteren Extremitäten beim Alter der Patienten mit dem Faktor 3,3. Das Körpergewicht, der Body Mass Index und Patientendurchmesser schwankten um den Faktor 2,3 bis 2,5. Am geringsten variierten die Daten bezüglich der Körpergröße.

Tab. 5.21 Patientenspezifische Daten in der DSA der Becken-Bein-Gefäße

Messgröße:		Median	Mini- mum	Maxi- mum	Verhältnis Max/Min
Alter (Jahre)	g	64,0	26,0	86,0	3,3
	f	69,0	46,0	79,0	1,7
	m	63,0	26,0	86,0	3,3
Körpergewicht (kg)	g	72,0	41,0	100,0	2,4
	f	65,0	41,0	93,0	2,3
	m	74,0	54,0	100,0	1,9
Körpergröße (cm)	g	170,0	153,0	188,0	1,2
	f	163,0	153,0	183,0	1,2
	m	174,0	163,0	188,0	1,2
Durchmesser pa (cm)	g	21,0	14,5	36,0	2,5
	f	20,5	14,5	29,0	2,0
	m	21,0	15,5	36,0	2,3
Body Mass Index (kg/m²)	g	24,1	15,8	36,3	2,3
	f	23,9	15,8	36,3	2,3
	m	24,2	19,1	35,7	1,9

g: gesamt (Frauen und Männer)

f: Frauen

m: Männer

5.1.4.2 Normalverteilung des Patientenalters

Das Alter der Patienten und Patientinnen stellt sich in der Untersuchung der Becken-Bein-Gefäße normalverteilt dar, so dass das Patientenkollektiv als randomisiert anzusehen ist (siehe Tab. 5.22). Eine einzelne die Dosis beeinflussende, patientenspezifische Größe ließ sich nicht nachweisen.

Tab. 5.22 Untersuchung der Normalverteilung nach dem Alter der Patienten

	Frauen	Männer	Tabelle
χ^2 -Test	Testwert T1	Testwert T2	
	0,647	0,946	< 3,84146
	normalverteilt	normalverteilt	

5.1.4.3 Dosisverteilung in der Arteriographie des Beckens und der unteren Extremitäten

Wie in Tab. 5.23 veranschaulicht, weist die Strahlenexposition in der Darstellung der Becken-Bein-Arterien eine große Streuung auf. Beispielsweise variierte das Dosisflächenprodukt der gesamten Untersuchung um den Faktor 10,6 und der durchleuchtungsbedingte Anteil sogar um den Faktor 190,8. In einzelnen Untersuchungen verursachte die durchleuchtungsbedingte Strahlenbelastung zwischen 0,9 % bis 31,1 % der gesamten Exposition, während der Median bei 7 % lag (siehe Abb. 5.6 und 5.7). Die Strahlenbelastung in der Becken-Bein-Angiographie wird zu ca. 85 % durch die Darstellung der Becken- und Abdominalgefäße verursacht, lediglich 6 bzw. 8 % verteilen sich auf die Darstellung der Bein-gefäße.

Tab. 5.23 Anteilsmäßige Verteilung des Dosisflächenprodukts in der Arteriographie des Abdomens, des Beckens und der unteren Extremitäten

Messgröße		Dosisflächenprodukt (cGy * cm ²)					Max/Min
		Median	Min	Max	Mw	S	
Abdomen-Aufnahmen	g	1787,0	394,0	8458,0	2721,0	1947,1	21,5
	f	3259,0	394,0	8458,0	3549,0	2597,8	21,5
	m	1730,0	900,0	5397,0	2231,7	1267,4	6,0
Becken-Aufnahmen	g	4496,5	883,0	13294,0	4716,1	2676,5	15,1
	f	4000,0	1429,0	9512,0	4174,1	2050,4	6,7
	m	4643,0	883,0	13294,0	4965,2	2911,3	15,1
Oberschenkel-Aufnahmen	g	277,0	44,0	4539,0	422,1	653,2	103,2
	f	206,0	44,0	466,0	225,8	111,7	10,6
	m	293,0	84,0	4539,0	512,2	772,1	54,0
Unterschenkel-Aufnahmen	g	114,0	17,0	319,0	119,6	58,5	18,8
	f	77,5	17,0	163,0	81,1	38,0	9,6
	m	122,0	17,0	319,0	135,0	58,5	18,8
Fuß-Aufnahmen	g	78,0	23,0	394,0	106,8	88,3	17,1
	f	98,0	26,0	394,0	153,4	132,4	15,2
	m	73,0	23,0	331,0	91,2	65,2	14,4
Aufnahmen gesamt	g	6691,5	1368,0	14314,0	7065,7	3223,0	10,5
	f	6793,0	1563,0	14016,0	7243,8	3521,0	9,0
	m	6239,0	1368,0	14314,0	6983,9	3124,3	10,5

Durchleuchtung	g	416,0	18,0	3434,0	720,6	755,0	190,8
	f	650,0	57,0	3434,0	887,6	806,7	60,2
	m	304,0	18,0	3273,0	644,2	729,5	181,8

Durchleuchtung und	g	7326,5	1386,0	14667,0	7746,2	3500,6	10,6
Aufnahmen gesamt	f	7158,0	2108,0	14531,0	8079,2	3876,0	6,9
	m	7440,0	1386,0	14667,0	7593,2	3359,7	10,6

Min: Minimum

Max: Maximum

Mw: Mittelwert

f: Frauen

m: Männer

S: Standardabweichung

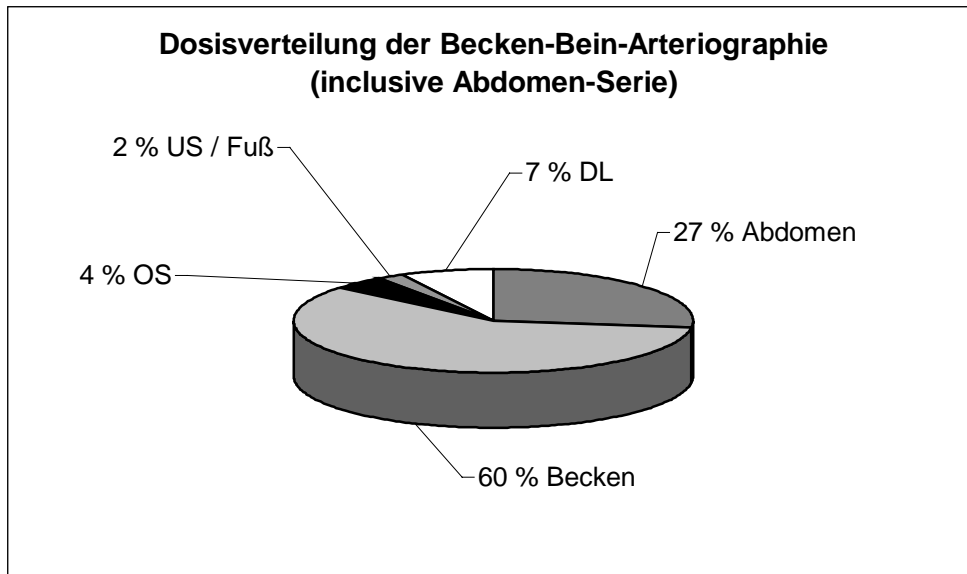


Abb. 5.6 Anhand des Median (Männer und Frauen) wurde der prozentuale Anteil der einzelnen Serien (Abdomen, Becken, Oberschenkel, Unterschenkel/Fuß) und der Durchleuchtung am gesamten Dosisflächenprodukt der Untersuchung berechnet

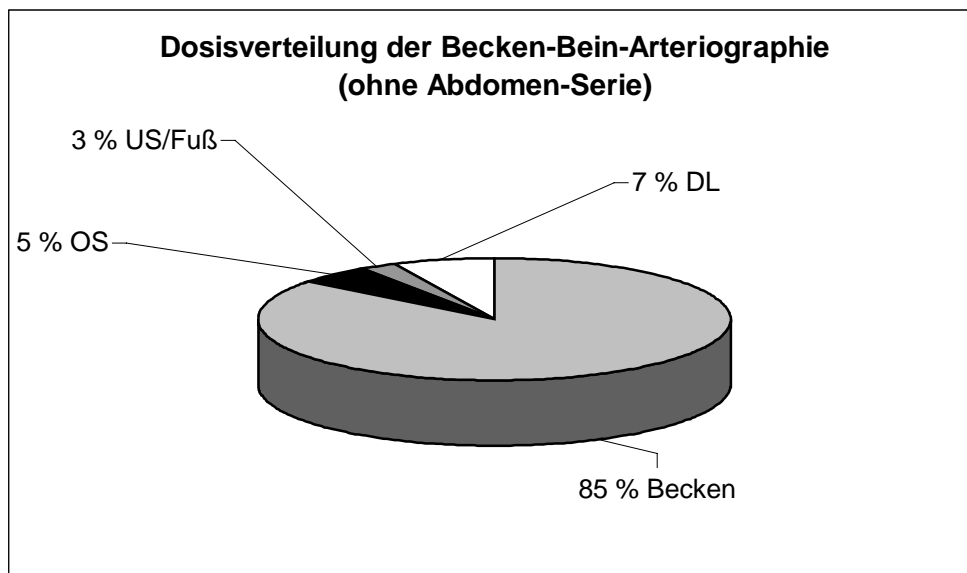


Abb. 5.7 Anhand des Median (Männer und Frauen) wurde der prozentuale Anteil der einzelnen Serien (Becken, Oberschenkel, Unterschenkel/Fuß) und der Durchleuchtung am gesamten Dosisflächenprodukt der Untersuchung berechnet

5.1.5 Enteroklysmata

5.1.5.1 Patientenspezifische Daten

Unter den patientencharakteristischen Daten variierten das Alter und der Körperdurchmesser der Patienten mit dem Faktor 3,2 und 3,1 am stärksten. Das Körpergewicht und der Body Mass Index streuten um den Faktor 2,7 bzw. 2,6, während die Körpergröße einen relativ geringen Schwankungsbereich aufwies.

Tab. 5.24 Patientenspezifische Daten in der Dünndarmpassage (n = 31)

Messgröße:		Median	Mini- mum	Maxi- mum	Verhältnis Max/Min
Alter (Jahre)	g	44,0	24,0	76,0	3,2
	f	46,0	26,0	76,0	2,9
	m	41,5	24,0	74,0	3,1
Körpergewicht (kg)	g	65,0	41,0	111,0	2,7
	f	59,0	41,0	111,0	2,7
	m	80,0	60,0	95,0	1,6
Körpergröße (cm)	g	166,0	156,0	192,0	1,2
	f	165,0	156,0	185,0	1,2
	m	180,0	170,0	192,0	1,1
Durchmesser pa (cm)	g	18,5	11,5	36,0	3,1
	f	18,0	11,5	36,0	3,1
	m	19,5	17,0	25,5	1,5

Body Mass Index (kg/m²)	g	22,6	14,9	38,4	2,6
	f	18,0	11,5	36,0	2,6
	m	19,5	17,0	25,5	1,4

g: gesamt (Frauen und Männer)

f: Frauen

m: Männer

5.1.5.2 Normalverteilung des Patientenalters

In der Untersuchung des Dünndarms fand sich weder eine Normalverteilung beim Alter der Patienten und Patientinnen noch eine enge Korrelation zwischen den erhobenen Patientenmerkmalen und der gemessenen Strahlenbelastung (siehe Tab. 5.25, Tab. 5.27 in K 5.2.1). Somit sind Schlussfolgerungen anhand dieses Patientenkollektivs nur eingeschränkt möglich und auf andere Patientengruppen nur bedingt übertragbar.

Tab. 5.25 Untersuchung der Normalverteilung nach dem Alter der Patienten

	Frauen und Männer	Tabelle
χ^2 -Test	Testwert T1	
	4,756	< 3,84146
	nicht normalverteilt	

5.1.5.3 Dosisverteilung in der Dünndarmpassage nach Sellink

Im Gegensatz zur Strahlenexposition der gesamten Untersuchung, die um das 11 -fache variierte, wies der Anteil der bis zur regelrechten Sondenlage benötigten Dosis eine sehr großen Streuung vom Faktor 49 auf. Im Median lag der Anteil der zur Sondenplatzierung benötigten Strahlenbelastung bei 4,5 % der Gesamtexposition, und schwankte im Einzelfall zwischen 1,3 % und 31 % (siehe Tab. 5.26).

Tab. 5.26 Anteilmäßige Verteilung des Dosisflächenprodukts beim Enteroklyisma

Messgröße		Dosisflächenprodukt (cGy * cm ²)					Max/Min
		Median	Min	Max	Mw	S	
bis Sondenlage	g	252,0	44,0	2154,0	467,6	580,6	49,0
	f	231,0	44,0	1878,0	193,4	510,8	42,7
	m	368,0	126,0	2154,0	609,7	704,0	17,1
<hr/>							
Enteroklyisma gesamt	g	5476,0	1428,0	16756,0	5484,7	3510,3	11,7
	f	3701,0	1428,0	9182,0	3708,8	2412,9	6,4
	m	6541,5	2824,0	16756,0	7840,1	4363,1	5,9
<hr/>							

Min: Minimum

Max: Maximum

Mw: Mittelwert

f: Frauen

m: Männer

S: Standardabweichung

Eine Korrelation zwischen der bis zur Platzierung der Sonde auftretenden Dosis und der Gesamtexposition der Untersuchung ließ sich nicht feststellen (Korrelationskoeffizient nach Pearson von 0,2811).

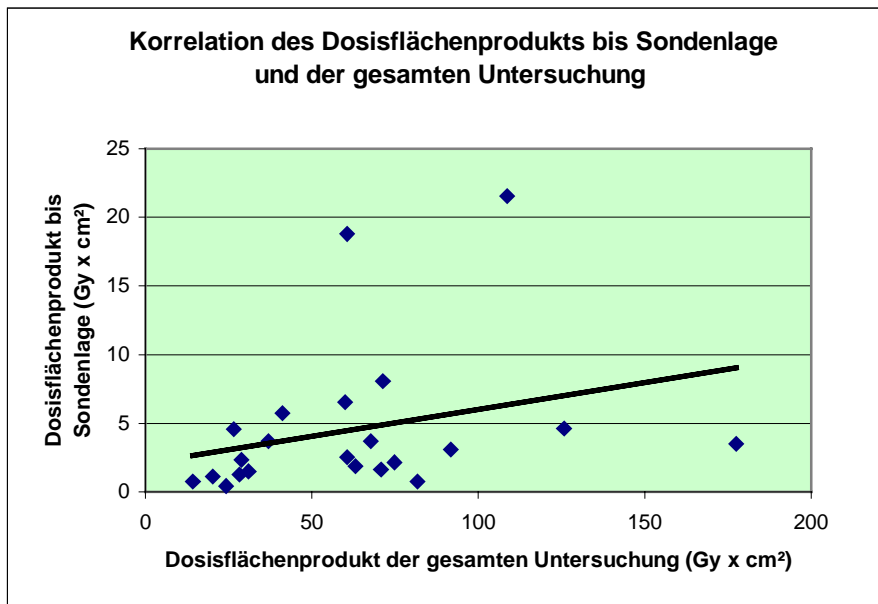


Abb. 5.9 Punktwolkengraphik mit Regressionsgerade der Korrelation des gemessenen Dosisflächenprodukts bis regelrechter Sondenlage und des Dosisflächenprodukts der gesamten Untersuchung, Korrelationskoeffizient nach Pearson 0,28 (20 Patienten)

5.2 Korrelation zwischen den dosisbeeinflussenden Faktoren und der Dosis

Trotz standardisierter Aufnahmebedingungen streuten die gemessenen Dosiswerte erheblich innerhalb einer Untersuchungsart und –technik. Um den Einfluss des Patienten auf die Strahlenbelastung zu überprüfen, wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson zwischen der Strahlenbelastung in der anlogenen Untersuchungstechnik und den patientencharakteristischen Parametern berechnet (s. K 4.5.2.3.). Für die Bildverstärker-Untersuchungen wurden zudem die Korrelation zwischen der Strahlenexposition und der Untersuchungszeit, der Anzahl der Aufnahmen, und den anatomischen Untersuchungsregionen bestimmt.

5.2.1 Projektionsradiographie

Während in der Untersuchung des Abdomens die Exposition des Patienten mit seinem Körperdurchmesser, -gewicht oder Body Mass Index eng korrelierten, ergab die Untersuchung des Thorax nur einen mäßig linearen Zusammenhang zwischen dem Body Mass Index und der gemessenen Strahlenbelastung und die Untersuchung der Halswirbelsäule keine Korrelation zwischen einem einzigen patientenspezifischen Parameter und der Dosis (siehe Tab. 5.27).

In allen unseren Untersuchungen zeigte der Body Mass Index als Funktion aus Körpergröße und -gewicht eine bessere oder zumindest gleichwertige Korrelation zur gemessenen Exposition im Vergleich zum Körpergewicht (Tab. 5.27).

Tab. 5.27 Übersicht der Korrelationen zwischen den patientenspezifischen Daten und der Strahlenbelastung der einzelnen Untersuchungen in der Projektionsradiographie (die engste Korrelation wurde in Fettdruck hervorgehoben)

		Alter	Gewicht	Größe	BMI	DM pa/lat
Thorax pa FFS	g	0,178	0,526	0,197	0,533	0,455
	f	0,113	0,555	0,013	0,602	0,503
	m	0,209	0,382	-0,109	0,501	0,300
Thorax lat FFS	g	0,148	0,700	0,199	0,755	0,392
	f	0,085	0,789	0,223	0,789	0,452
	m	0,274	0,654	0,106	0,681	0,335
HWS ap FFS	g	0,067	0,376	0,343	0,198	0,480
	f	-0,080	0,035	0,276	-0,078	0,140
	m	0,244	0,409	-0,103	0,538	0,552
HWS lat FFS	g	0,070	0,465	0,269	0,351	0,403
	f	0,102	0,220	-0,111	0,296	0,374
	m	0,092	0,501	0,128	0,516	0,259
ABD RL FFS	f	0,391	0,804	-0,129	0,865	0,891

FFS: Filmfoliensystem HWS: Halswirbelsäule ABD RL: Abdomen in Rückenlage
pa: posterior-anterior ap: anterior-posterior lat: lateral
g: gesamt f: female m: male

5.2.2 Bildverstärker-Untersuchungen

Wie in Tab. 5.28 veranschaulicht, spielen die patientencharakteristischen Daten für die Höhe der Strahlenexposition in den Untersuchungen des Dünndarms und der digitalen Subtraktionsangiographie der Becken-Bein-Arterien keine wesentliche Rolle.

Tab. 5.28 Übersicht der Korrelationen zwischen den patientenspezifischen Daten und der Strahlenbelastung in Kontrastmitteluntersuchungen (die engste Korrelation wurde in Fettdruck hervorgehoben)

		Alter	Gewicht	Größe	BMI	DM pa/lat
Enteroklysma	g	0,388	0,460	0,127	0,439	0,505
	f	0,484	0,480	-0,179	0,562	0,583
	m	0,263	0,055	-0,609	0,443	0,527
Angiographie der Becken-Bein-Gefäße	g	0,167	0,380	-0,260	0,585	0,422
	f	-0,055	0,615	-0,410	0,737	0,827
	m	0,236	0,331	-0,392	0,508	0,257

g: gesamt

f: female

m: male

Wesentlich für die Höhe der Strahlenbelastung ist beim Enteroklysma vielmehr der Einfluss der Durchleuchtungszeit, Korrelationskoeffizient nach Pearson von 0,763 (siehe Tab. 5.29). In der Angiographie hingegen ist vielmehr die Lokalisation des pathologischen Befundes bzw. die untersuchte Region für den weiteren Untersuchungsverlauf und damit für die Dosisapplikation entscheidend. Eine enge Korrelation fand sich zwischen dem gemessenen Dosisflächenprodukt und der Anzahl der Serien und der Aufnahmen im Bereich des Abdomens mit einem Korrelationskoeffizienten nach Pearson von 0,873 bzw. 0,881 (Tab. 5.29).

Tab. 5.29 Darstellung der Durchleuchtungszeit, Anzahl der Aufnahmen und Serien in der Dünndarmpassage und Arteriographie der Becken-Bein-Gefäße mit Korrelation zum gesamten Dosis-Flächen-Produkt (die engste Korrelation wurde in Fettdruck hervorgehoben)

	Median	Min	Max	Verhältnis Max/Min	Korrelation mit dem Dosisflächenprodukt der gesamten Untersuchung (*Teiluntersuchung)
<u>Enteroklysm</u>					
Durchleuchtungszeit (min)	9,7	3,9	38,2	9,8	0,763
BV-Aufnahmen	13	6	46	7,7	0,429
Speicherfolien-Aufnahmen	3	1	8	8	0,038
<u>Angiographie der Becken-Bein-Arterien</u>					
Durchleuchtungszeit (min)	4,2	1,3	16,6	12,8	0,280
Anzahl aller Serien	8	5	12	2,4	0,182
Anzahl der Abdomen-Serien					
- gesamtes Kollektiv	1	1	4	4	0,873*
- Frauenkollektiv	2	1	4	4	0,900*
- Männerkollektiv	1	1	3	3	0,793*
Anzahl aller Aufnahmen	132	69	291	4,2	0,001
Anzahl der Abdomen-Aufn.					
- gesamtes Kollektiv	19,5	10	64	6,4	0,881*
- Frauenkollektiv	32	15	64	4,2	0,909*
- Männerkollektiv	16	10	49	4,9	0,817*

6 DISKUSSION

In den letzten Jahren hat die medizinisch verursachte Strahlenexposition und der Strahlenschutz in der Röntgenverordnung und in den europäischen Empfehlungen und Richtlinien zunehmend an Bedeutung gewonnen. Beispielsweise wurde in der Richtlinie des Rates der Europäischen Gemeinschaften vom 3. September 1984 für den Strahlenschutz bei ärztlichen Untersuchungen und Behandlungen festgelegt, dass Patienten nur nach strenger Indikation und unter Einsatz einer geringst möglicher Strahlung optimal zu behandeln seien (ALARA-Prinzip: as low as reasonably achievable) (37). In der Patientenrichtlinie 97/43 wurde der Schutz des Patienten vor unnötigen Strahlenbelastungen weiterentwickelt. Es wurde festgelegt, dass die einzelnen EU-Mitgliedstaaten verpflichtet sind, Referenzwerte für typische Untersuchungen zu ermitteln, die in der Praxis nicht überschritten werden sollten (43).

Schätzungen zufolge sank im Zeitraum von 1990 bis 1995 die Strahlenbelastung in Deutschland deutlich (5,7). Dieser Rückgang beruht unter anderem auf technische Erneuerungen - zum Beispiel der Einführung der dosisreduzierenden SE-Folien - und Änderungen der Leitlinien der Bundesärztekammer - zum Beispiel der Empfehlung von höheren Röhrenspannungen und Filmfolien-Empfindlichkeitsklassen für zahlreiche Standarduntersuchungen. Aktuelle Daten, die auf Reihenmessungen der Strahlenexposition am Patienten beruhen, existieren nicht. Die letzte breit angelegte Erhebung in Deutschland wurde bereits vor mehr als acht Jahre durchgeführt und erfasst somit die dosismindernden Fortschritte nur unzulänglich (3).

Um diese Kenntnislücke zu schließen und eine Grundlage für die Festlegung repräsentativer Richtwerte zu schaffen, wurden im Rahmen dieser Studie Messungen zur Strahlenexposition der Patienten in bestimmten Routineuntersuchungen durchgeführt. Des weiteren sollten dosisbeeinflussende Patientencharakteristika untersucht und eine mögliche Dosisdifferenz zwischen den analogen und digitalen Untersuchungstechniken analysiert werden.

6.1 Filmfolien- und Speicherfoliensystem

6.1.1 Korrelation zwischen Patientencharakteristika und Dosis im Filmfoliensystem

Wie bereits aus unterschiedlichen Studien bekannt ist, variieren in den verschiedenen Arztpraxen und Krankenhäusern die applizierten Dosen bei vergleichbaren Röntgenuntersuchungen bis um den Faktor 50 (30,3). Zwar lassen sich zahlreiche Dosisunterschiede auf die verschiedenen Untersuchungsstandards oder gar apparative und verfahrenstechnische Mängel zurückführen, Studien, inwieweit die Konstitution des Patienten die Strahlenbelastung einfacher konventioneller Projektionsaufnahmen beeinflusst, liegen jedoch bisher nicht vor.

Im Rahmen unserer Studie zeigte in den *Thorax*untersuchungen der errechnete Body Mass Index mit einem Korrelationskoeffizienten nach Pearson von durchschnittlich 0,533 (pa Aufnahmen) und 0,755 (laterale Aufnahmen) den stärksten Einfluss auf die Strahlenexposition. Das Körpergewicht der Patienten wies eine ähnliche Korrelation auf (pa Aufnahme $r = 0,526$; laterale Aufnahme $r = 0,700$). Zwischen der Strahlenbelastung und dem Alter, dem Körperdurchmesser und der Körpergröße der Patienten ließ sich kein Zusammenhang nachweisen. In den Untersuchungen des *Abdomens* stellte sich eine nahezu lineare Beziehung zwischen dem Körperdurchmesser der Patienten und der Dosis ein ($r = 0,891$). Eine enge Korrelation fand sich des weiteren beim Body Mass Index und Körpergewicht mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,865 bzw. 0,804. Die Größe und das Alter der Patienten zeigten keinerlei Einfluss auf die Exposition. Hingegen korrelierte in den Aufnahmen der *Halswirbelsäule* kein einziger der erhobenen Patientendaten mit der gemessenen Strahlenbelastung. Wie diese Ergebnisse zeigen, spielt in den Untersuchungen des Thorax und des Abdomens die Konstitution der Patienten eine gewisse Rolle für die Höhe der Strahlenbelastung, während diese in den Untersuchungen der Halswirbelsäule von untergeordneter Bedeutung ist.

Grundsätzlich unterliegen diese drei Untersuchungsarten den gleichen technischen und physikalischen Grundsätzen. So überraschen bei einer ersten Betrachtung die recht unterschiedlichen Daten über den Einfluss der Patientenkonstitution auf die Höhe der Exposition.

Prinzipiell hängt die Höhe des Dosisflächenprodukts ab von dem durchstrahlten Körper und den im Untersuchungsprotokoll festgelegten Einstellungen wie Aufnahmespannung, Röhrenstrom, Filterung, Streustrahlenraster und Feldgröße. Um eine konstante Bildqualität für die unterschiedlichen Untersuchungsareale bzw. Patientenkonstitutionen am Detektor zu erzielen, ist zwischen Patient und Film eine Belichtungsautomatik geschaltet. Bei Erreichen einer vorgegebenen Aufnahmeschwärzung beendet diese automatisch die Belichtungszeit und passt somit die Exposition dem Patienten individuell an.

Voraussetzung für eine Analyse der Patienten-Dosis-Beziehung sind Informationen, inwieweit die *Untersuchungsprotokolle* der verschiedenen Untersuchungsarten standardisiert waren bzw. in einzelnen Routineuntersuchungen abgeändert wurden.

Die meisten Untersuchungen des Thorax, des Abdomens und der Halswirbelsäule wurden tatsächlich anhand der im Protokoll gewählten Einstellungen durchgeführt - mit Ausnahme des belichteten Untersuchungsareals. Verständlicherweise konnte dieses in den einzelnen Routineuntersuchungen erst am Patienten festgelegt werden. Während in den Untersuchungen des Thorax und des Abdomens das belichtete Untersuchungsfeld nahezu vollständig vom Patientenkörper eingenommen wird, ist in den Untersuchungen der Halswirbelsäule eine so enge Einblendung anatomiebedingt nicht möglich. Folglich gibt das gemessene Dosisflächenprodukt fälschlich hohe Dosiswerte an, da nur ein Teil der auf den Detektor auftreffenden Strahlung durch den Patienten dringt und diesen belastet.

Bei der Betrachtung der zugrundegelegten *Patientencharakteristika* stellt sich zum einen die Frage, ob diese individuellen Faktoren grundsätzlich einen Einfluss auf die Dosis haben, und zum anderen, wie dieser Einfluss sich auf die einzelnen Untersuchungsarten auswirkt.

In dieser Studie haben die Körpergröße sowie das Alter der Patienten - im Gegensatz zu Untersuchungen bei Kindern (14,39) – keinen Einfluss auf die Höhe der Exposition, sondern können allenfalls Hinweise auf eine Normalverteilung des Patientenkollektivs liefern.

Dagegen konnte in einigen Untersuchungen zwischen der Dosis und dem Körpergewicht bzw. Body Mass Index ein mäßig bis guter linearer Zusammenhang. Der Body Mass Index stellt eine Funktion aus Körpergröße und Körpergewicht dar, mit dem das Über- bzw. Untergewicht eines Patienten in Relation zur Körpergröße gut abgeschätzt werden kann. Da mit dem Körpergewicht alleine keine Aussage über die Patientenkonstitution getroffen werden kann, ist der BMI dem Körpergewicht als Indikator überlegen. Zwischen dem

Körperdurchmesser und dem Dosisflächenprodukt konnte lediglich in einer Untersuchungsart (Abdomenuntersuchung) ein enger Zusammenhang nachgewiesen werden.

Der Zusammenhang zwischen Body Mass Index und Dosis in den Untersuchungen des Thorax deutet darauf hin, dass der BMI unabhängig von seiner Höhe dosisneutrale und dosissteigernde Gewebearten in einem ausgewogenen Verhältnis repräsentiert. Umgekehrt dürften für die mangelnde Korrelation zwischen Exposition und thorakalem Patientendurchmesser insbesondere ein Missverhältnis zwischen dem strahlentransparenten Lungengewebe und den strahlenabsorbierenden Weichteilen bzw. Skelettanteilen verantwortlich sein. So kann ein überdurchschnittlicher Thoraxdurchmesser beispielsweise allein auf eine Zunahme des strahlendurchlässigen und damit dosisneutralen Luftvolumens beruhen, z. B. im Rahmen eines Lungenemphysem.

Wie bereits beschrieben, findet sich in den Untersuchungen des Abdomens zwischen Patientendurchmesser und Dosisflächenprodukt ein enger linearer Zusammenhang. Bei den Abdomenaufnahmen handelt es sich in erster Linie um Weichteiluntersuchungen, die mit einer mittleren Röhrenspannung angefertigt werden. Dies sorgt für einen höheren Kontrast und erlaubt eine bessere Differenzierbarkeit innerhalb der mäßig strahlenabsorbierenden Weichteile (siehe K 3.1.2). Alle drei Patientencharakteristika - Patientendurchmesser, Body Mass Index und Körpergewicht – stehen direkt oder indirekt für den Weichteilumfang des Patienten, z. B. Fettgewebe und Muskulatur, und korrelieren aus den vorgenannten Gründen ähnlich mit der Dosis.

Bei den Aufnahmen der Halswirbelsäule ließ sich kein signifikanter Einfluss feststellen. Dies ist am ehesten auf die variablen Feldgrößen zurückzuführen. Da die Höhe des Dosisflächenprodukts eine Funktion aus Dosis und Feldgröße ist, wirken sich in erster Linie Unterschiede in der Größe des Belichtungsareals und nicht des untersuchten Patientenkörpers unmittelbar auf die Höhe der Exposition aus (siehe K 3.4). Überschreitet das Belichtungsfeld maßgeblich das Untersuchungsareal, resultieren daraus zu hohe Dosiswerte, da nur ein Teil der gemessenen Dosis den Patienten belastet. Eine Korrelation zwischen Patientenkörper und gemessener Exposition lässt sich folglich nicht herstellen.

6.1.2 Vergleich der Strahlenbelastung

In dieser Studie wollten wir für Routineuntersuchungen die im konventionellen Filmfoliensystem auftretende Strahlenbelastung mit der im digitalen Speicherfoliensystem gemessenen Exposition vergleichen und mögliche Dosisunterschiede untersuchen.

Für die Bestimmung von repräsentativen Dosiswerten suchten wir nach einer Methode, die kostengünstig, leicht durchführbar und standardisiert ist. Diesen Anforderungen entspricht die etablierte Messgröße „Dosisflächenprodukt“, da sie im Rahmen der Routineuntersuchung ohne größeren Zeitaufwand am Schaltpult abgelesen werden kann und zuverlässige Dosiswerte liefert. Ein weiterer Vorteil dieses Dosiswertes liegt in der von uns nicht durchgeführten Berechnung der effektiven Dosis pro Untersuchungsart sowie der kollektiven effektiven Dosis. Diese beiden Werte erlauben eine Abschätzung des stochastischen und genetischen Risikos der untersuchten Patienten (3,1).

Im Gegensatz zu Dosismessungen am Phantom wurden unsere Messungen von den interindividuellen Patientenkonstitutionen beeinflusst. Aus diesem Grund überprüften wir die zugrundeliegenden Kollektive der Filmfolien- und Speicherfolienuntersuchungen auf ihre Normalverteilung (χ^2 -Anpassungstest, K 4.5.2.1) und auf ihre Vergleichbarkeit miteinander (verallgemeinerter t-Test nach Welch, K 4.5.2.2). Den direkten Expositionsvergleich für die beiden Untersuchungssysteme führten wir mit dem für Extremwerte weniger anfälligen Median anstelle des Mittelwertes durch.

6.1.2.1 Thorax pa und lateral

In der Untersuchung des Thorax im posterior-anterioren Strahlengang mit Filmfolien-System lag die Dosis bei den Frauen um den Faktor 1,3 und bei den Männern um den Faktor 2,1 höher als in der Vergleichsuntersuchung mit Speicherfolien-System. Die laterale Aufnahmeprojektion ergab in der analogen Technik bei den Frauen eine Dosissteigerung von 10% und bei den Männern von 100% im Vergleich zur digitalen Technik (siehe Tab. 5.8, Kapitel 5.1.1.2).

In Anbetracht dieser erheblichen Dosisunterschiede bei den Männern wurden in einem ersten Schritt die Patientenkollektive geschlechterspezifisch auf ihre Normalverteilung und Vergleichbarkeit überprüft. Zugrundegelegt wurden das Alter der Patienten als Hinweis auf

eine gute Randomisierung und der Body Mass Index als den patientencharakteristischen Wert, der in dieser Untersuchungsart am engsten mit der Strahlenbelastung korreliert.

Während das Patientenalter in den analogen und digitalen Untersuchungen normalverteilt und vergleichbar ist, trifft eine Normalverteilung des Body Mass Index lediglich für das Patientenkollektiv der Männer im Filmfoliensystem und der Frauen im Speicherfoliensystem zu ($p < 0,05$). Unter Berücksichtigung dieser statistischen Auswertung sind Schlussfolgerungen aus diesen Untersuchungen nur eingeschränkt möglich.

Der geschlechterspezifische Vergleich der Patientenkollektive anhand des Body Mass Index zeigt, dass sich die beiden männlichen Gruppen nur geringfügig voneinander unterscheiden, während der BMI der Frauen im Filmfoliensystem gegenüber dem Speicherfoliensystem um 8 % erniedrigt war.

In einem zweiten Schritt wurden die angewandten Untersuchungsprotokolle miteinander verglichen.

Ein gravierender Unterschied zwischen den Protokollen für die analogen und digitalen Aufnahmen bestand in der Verwendung verschiedener Empfindlichkeitsklassen. Während für die Untersuchungen mit Filmfoliensystem eine Empfindlichkeitsklasse von 200 zugrundegelegt wurde, wurde für Aufnahmen mit Speicherfoliensystem eine Einstellung gewählt, die der Empfindlichkeitsklasse 400 entspricht.

Wie bereits dargelegt, betrug die Strahlenexposition der Männer in den analogen Untersuchungen ungefähr das Doppelte der digitalen Aufnahmen. Wird ein identisches Untersuchungsprotokoll angewendet, führt nach Laubenberger (1999) (28) die Erhöhung der Empfindlichkeitsklasse um den Faktor zwei zu einer Halbierung der Strahlenexposition (siehe Tab. 3.1, Kapitel 3.2). Diese theoretische Erkenntnis steht im Einklang mit den Ergebnissen unserer Dosismessungen.

Überraschenderweise lässt sich dies nicht auf die Untersuchungen der Frauen übertragen. Ein wichtiger Grund hierfür dürfte in einer fehlerhaften Einblendung liegen. Während in der analogen Technik ca. ein Drittel der Thoraxaufnahmen mit einem Filmformat von 35 x 35 cm durchgeführt wurden, wurde in der digitalen Technik konsequent das Filmformat 43 x 35 cm verwendet. Die systematische Anwendung des größeren Filmformats in der Speicherfolientechnik lässt vermuten, dass bei einigen Patientinnen der digitalen Untersuchungsgruppe ein in Relation zu ihrer Körpergröße zu großes Untersuchungsareal

belichtet wurde. Da die Ausweitung der Feldgröße direkt in eine Dosiserhöhung mündet, mag dies eine Ursache für die wider Erwarten geringe Dosisdifferenz zwischen den beiden Aufnahmetechniken sein. Zusätzlich dürfte die unterschiedliche Patientinnenkonstitution, ausgedrückt im BMI, eine Erhöhung der Strahlenexposition in digitalen Technik bewirken.

6.1.2.2 HWS ap und lateral

Während die Strahlenbelastung bei den Frauen in beiden Untersuchungstechniken gleich war, lag beim männlichen Kollektiv in der Untersuchung der Halswirbelsäule im anterior-posterioren Strahlengang die Dosis beim Filmfolien-System um durchschnittlich 10 % höher als beim Speicherfolien-System. Die laterale Aufnahmeprojektion wies bei Verwendung des analogen Systems eine niedrigere Dosis auf, bei den Männern mit einer Differenz von 9 % und bei den Frauen mit 19 % (Tab. 5.14, Kapitel 5.1.2.2).

In der statistischen Auswertung korreliert keine patientenspezifische Größe mit der Dosis. Wie bereits geschildert, konnten aufgrund der physiologischen Wirbelsäulenkrümmung insbesondere die lateralen Aufnahmen nicht streng an der äußeren Patientenkontur ausgerichtet werden. Zwangsläufig musste ein „zu großes“ Gebiet belichtet werden, das nicht der Konstitution der Patienten entsprach, und die mangelnde Beziehung zwischen den patientenspezifischen Einflussgrößen und der Dosis erklärt. Aus diesem Grund wurde ein Vergleich lediglich anhand des Alters der Patienten und Patientinnen durchgeführt (siehe Tab. 5.12 und 5.13, K 5.2.1). Während beim männlichen Kollektiv eine Normalverteilung des Alters vorliegt und beide Gruppen nicht signifikant voneinander abweichen, waren lediglich die Patientinnen in der analogen Untersuchungsgruppe nach ihrem Alter gut randomisiert ($p < 0,05$).

Die Aufnahmen der Halswirbelsäule wurden nach einem mit Ausnahme der Feldgröße einheitlichen Untersuchungsprotokoll durchgeführt.

In den Dosismessungen beim männlichen Kollektiv zeigte sich keines der beiden untersuchten Systeme eindeutig überlegen. Dosisdifferenzen von maximal 10 % in beiden Untersuchungsebenen mit beiden Systemen lassen sich auf Unterschiede in der Untersuchungsdurchführung, beispielsweise anatomisch bedingte, variable Feldgrößen, und

der geringen untersuchten Fallzahl zurückführen. Da die Ergebnisse auf Messungen an einer kleinen Untersuchungsgruppe (44 Patienten mit Filmfolien-System und 22 Patienten mit Speicherfoliensystem) beruhen, kommen Dosisunterschiede, zum Beispiel durch Fehlbelichtungen, statistisch stärker zum Tragen.

Während beim Patientinnenkollektiv in der anterior-posterioren Untersuchung für beide Systeme eine identische Strahlenexposition gemessen wurde, lag die Belastung in der lateralen Untersuchung mit digitaler Technik um 19 % höher. Wie beim männlichen Kollektiv dürften hierfür Unterschiede in der Untersuchungsausführung und der kleinen Fallzahl (49 Patientinnen mit Filmfolien-System und 29 Patientinnen mit Speicherfoliensystem) verantwortlich sein, wobei die Dosisdifferenz als gering zu bewerten ist.

6.1.2.3 Abdomen in Rückenlage

In der Untersuchung des Abdomens waren lediglich Frauen eingeschlossen. Die Strahlenbelastung lag in den digital durchgeführten Untersuchungen um durchschnittlich 9 % niedriger (siehe Abb. 5.5, Kapitel 5.1.3.2).

Verglichen wurden beide Kollektive nach dem Alter der Patientinnen und dem Durchmesser im Hauptstrahlengang, der mit dem gemessenen Dosisflächenprodukt am besten korrelierte (siehe Tab. 6, K 5.2.1.). Die Patientinnen waren nach ihrem Alter gut randomisiert. Dagegen unterlag das Patientenkollektiv mit Speicherfoliensystem bezüglich seines Körperdurchmessers keiner Normalverteilung ($p < 0,05$), was eine vergleichende Bewertung der Exposition beider Untersuchungssysteme nur eingeschränkt zulässt (siehe Tab. 5.18 und 5.19, K 5.1.3.2).

Die zugrundegelegten Untersuchungsprotokolle unterschieden sich mit Ausnahme der Feldgröße nicht erkennbar. Zur Reduktion der Streustrahlung wurde routinemäßig streng am Körper der Patientinnen eingeblendet, so dass das belichtete Untersuchungsareal relativ genau die Patientinnenkonstitution widerspiegelt (siehe K 6.1.2.2).

Die Tatsache, dass das digital untersuchte Kollektiv einen größeren Patientendurchmesser und gleichzeitig eine durchschnittlich niedrigere Strahlenbelastung aufweist, könnte in der kleinen

untersuchten Fallzahl mit 25 Patientinnen und deren fehlenden Normalverteilung begründet sein.

Aus den von uns durchgeführten Untersuchungen am Thorax, Abdomen und an der Halswirbelsäule können aufgrund der mangelnden Normalverteilung der Patientenkollektive keine verbindlichen Schlussfolgerungen über eine Wertigkeit des analogen und digitalen Untersuchungssystems bezüglich der Strahlenexposition gezogen werden. In unseren Ergebnissen lassen sich Differenzen in der Dosis durch Abweichungen in den Untersuchungsstandards, Unterschiede in den Patientenkollektiven und kleinen Fallzahlen erklären. Eine systembedingte Dosiserhöhung bzw. -erniedrigung fand sich nicht.

6.2 Bildverstärker-Untersuchungen

6.2.1 Korrelation zwischen Patientencharakteristika und Dosis

Während Projektionsaufnahmen in erster Linie für die Darstellung von Organstrukturen verwendet werden, können Bildverstärker unmittelbar dynamische Abläufe wiedergeben. Da Funktionsuntersuchungen in der Regel mit zahlreichen Aufnahmen und einer langen Durchleuchtungsdauer verbunden sind, führen sie zu einer vergleichsweise hohen Strahlenbelastung und stoßen in Studien zur Strahlenexposition auf großes Interesse. Stellvertretend für dosisintensive Funktionsuntersuchungen wählten wir die Angiographie der Becken-Bein-Arterien und die Dünndarmkontrastmittelpassage aus. Nach unserem Kenntnisstand blieben bislang die patientenbezogenen Einflussgrößen auf die Höhe der Dosis unbeachtet. Aus diesem Grund haben wir in unserer Studie die untersuchten Patienten nach charakteristischen Merkmalen klassifiziert (siehe Tab. 5.21 und Tab. 5.24, K 5.1.4.1 und K 5.1.5.1) und anschließend nach einem Zusammenhang zwischen diesen und der auftretenden Exposition gesucht (siehe Tab. 5.28, K 5.2.2).

In der *digitalen Subtraktionsangiographie der Becken-Bein-Arterien* korrelierten beim Frauenkollektiv der Abdomendurchmesser anterior-posterior ($r = 0,827$) und beim Männerkollektiv der Body Mass Index ($r = 0,508$) am engsten mit dem Dosisflächenprodukt. Aufgrund der kleinen Untersuchungszahl von 31 Patienten in der *Dünndarmkontrastmitteluntersuchung nach Sellink* wurde das Kollektiv in der Auswertung der Patientencharakteristika unabhängig vom Geschlecht zu einer Untersuchungsgruppe

zusammengefasst. Mit einem Korrelationskoeffizienten nach Pearson von durchschnittlich 0,505 wies der Abdomendurchmesser die beste Beziehung zur Dosis auf.

Weder für die Arteriographie noch für die Dünndarmpassage ließ sich ein Zusammenhang zwischen dem Alter, Gewicht und der Körpergröße und der Dosis nachweisen.

Wie in der Projektionsradiographie wird in den Bildverstärkeruntersuchungen das Dosisflächenprodukt bestimmt von dem durchstrahlten Körper und den Untersuchungseinstellungen. Neben konstanten Parametern wie Aufnahmespannung, Stromstärke, Filterung und Streustrahlenraster treten noch zahlreiche variable Untersuchungsfaktoren, unter anderem Durchleuchtungsdauer, Anzahl der Aufnahmen, Projektionsebene, Absorptionsverhalten bei Kontrastmittelgabe und Feldgröße, die eine Standardisierung der Untersuchung erschweren.

Maßgeblich für die Höhe der Exposition ist die Untersuchungsdurchführung und damit verbunden die Durchleuchtungsdauer. Beispielsweise schwankte abhängig vom Patienten und Geschick des Untersuchers die Dosis in der Dünndarmuntersuchung bis zur regelrechten Sondenplatzierung um den Faktor 49 (siehe Tab 5.26, K 5.1.5.3) und betrug zwischen 1,3 % und 31 % des Dosisflächenprodukts der gesamten Untersuchung. Mit Werten zwischen 18 und 3434 cGy*cm² wies die durchleuchtungsbedingte Dosis in der Arteriographie eine noch größere Variationsbreite (Faktor 191) auf (siehe Tab. 5.23, K 5.1.4.2). Dennoch war der Anteil der durchleuchtungsbedingten Dosis an der gesamten Exposition mit Werten zwischen 0,9 % und 31,1 % den Ergebnissen aus der Dünndarmdoppelkontrastuntersuchung vergleichbar.

Ferner spielt die Anzahl der Aufnahmen eine wichtige Rolle für die Höhe der Strahlenapplikation. Abhängig von der klinischen Fragestellung bzw. dem pathologischen Befund streute die Anzahl der angefertigten Bilder in der Dünndarmuntersuchung um den Faktor acht und in der Angiographie um den Faktor 4,2 (siehe Tab. 5.29, K 5.2.2). Aus dieser Zahl kann jedoch nicht direkt auf die Höhe des Dosisflächenprodukts geschlossen werden. Zwar wurden beispielsweise in der Gefäßdarstellung der unteren Extremitäten zwischen 69 und 291 Aufnahmen angefertigt (siehe Tab. 5.29, K 5.2.2), tatsächlich schwankten die Dosiswerte um mehr als das Zehnfache (siehe Tab. 5.23, K 5.1.4.3).

Im Gegensatz zur Direktradiographie werden Aufnahmen am Bildverstärker nicht in einer Projektionsrichtung und in einer bestimmten Patientenposition durchgeführt. Aus den

verschiedenen Projektionseinstellungen, wie anterior-posterior oder schräg, ergeben sich deutliche Unterschiede im bestrahlten Körpervolumen und folglich in der Dosis.

Die dosissteigernde Wirkung des röntgendichten Kontrastmittels ist ein häufig unterschätzter wie auch schwer zu quantifizierender Faktor. So wird beispielsweise in den Enteroklysmen jedem Patienten zwar eine bestimmte Menge an Kontrastmittelhaltiger Flüssigkeit verabreicht, jedoch lassen die unterschiedlichen Passagezeiten nur eingeschränkt einen Vergleich der Absorptionsverhältnisse der Patienten zu.

Wie bereits dargelegt, weichen in komplexen Untersuchungen die einzelnen Untersuchungsabläufe mit ihren unterschiedlichen Einstellungen, Projektionsebenen, Kontrastmittelbedingten Absorptionsverhältnissen und Bilddokumentationen erheblich voneinander ab. Dies erklärt auch die eher untergeordnete Bedeutung der untersuchten Patientencharakteristika auf die Höhe der Exposition. Lediglich in der Gefäßdarstellung korrelieren in der Untersuchungsgruppe der Frauen der Körperdurchmesser und das Dosisflächenprodukt mäßig. Möglicherweise ist dies durch das relativ kleine Patientinnenkollektiv mit seinem hohen Anteil an Abdomenserien bedingt. Nahezu die Hälfte der Strahlenbelastung der gesamten angiographischen Untersuchung entfallen bei den Frauen allein auf die Abdomenaufnahmen, während bei der männlichen Untersuchungsgruppe der Anteil der Abdomenaufnahmen noch nicht einmal ein Viertel der gesamten Exposition ausmacht (siehe Tab. 5.23, K 5.1.4.3).

6.2.2 Strahlenbelastung in Bildverstärker-Untersuchungen

6.2.2.1 Digitale Subtraktionsangiographie der Becken-Bein-Arterien

Das Alter der Patienten war im χ^2 -Test normalverteilt, so dass das Patientenkollektiv bezüglich des Alters als repräsentativ eingestuft werden kann. Auf eine Untersuchung der Normalverteilung weiterer Patientencharakteristika wurde wegen der mangelnden Korrelation mit der Exposition verzichtet.

Das gemessene Dosisflächenprodukt wurde auf seine anteilmäßige Verteilung auf die Durchleuchtung und die einzelnen Untersuchungsabschnitte untersucht. Differenziert wurde zwischen Untersuchungen mit der vollständigen Darstellung der abdominellen Aorta und Untersuchungen der abdominellen Aorta distal des Abgangs der Nierenarterien. Dies ergab für die Untersuchungen mit kompletter Abdomen-Serie folgende Dosisverteilung: Abdomen

27 %, Becken 60 %, Oberschenkel 4 %, Unterschenkel/Fuß 2 % und die Durchleuchtung 7 %. In den Becken-Bein-Angiographien distal der Nierenarterien betrug der Dosisanteil für die Beckenaufnahmen dagegen 85 % bei vergleichbarer Dosisverteilung auf die restlichen Untersuchungsabschnitte.

Der stark abfallende Anteil der Dosis nach distal erklärt sich in erster Linie aus dem abnehmenden Durchmesser des durchstrahlten Gewebes. Ebenso findet sich in den proximalen Untersuchungsabschnitten eine deutlich höhere Konzentration des applizierten Kontrastmittelbolus als distal, wodurch die Strahlenabsorption zusätzlich erhöht wird. Dosissteigernde Untersuchungseinstellungen, wie die Verkleinerung des BV-Formates von 36 auf 28 cm für die Untersuchung der Fußregion, sind vernachlässigbar (siehe Abb. 3.6 in K 3.3.3).

Die Durchleuchtung wird grundsätzlich angewandt für das Platzieren des Katheters und deren Lagekontrolle in den einzelnen Serien. Durch die Option der gepulsten Durchleuchtung (3 p/s) konnte der durchleuchtungsbedingte Anteil der Exposition deutlich gemindert werden. Insgesamt führt dies zu einem relativ geringen Anteil der Durchleuchtungsdosis an der Gesamtexposition. Im Einzelfall kann das Einführen des Katheters jedoch mit großen Schwierigkeiten verknüpft sein, wie beispielsweise bei Gefäßwandveränderungen der A. femoralis com. bei Atherosklerose. Dies könnte auch den großen Streubereich für die gemessenen Dosiswerte begründen (min. 0,9 % und max. 31,1 % Anteil am gesamten Dosisflächenprodukt).

Beim Dosisflächenprodukt in der Abdomenserie fällt auf, dass die Frauen im Gegensatz zu den Männern nahezu der doppelten Exposition ausgesetzt wurden (s. Tab. 5.23, K 5.2.2). Legt man die gemessenen Patientendurchmesser und den Body Mass Index zugrunde, stellen sich die Frauen geringfügig schlanker als das Männerkollektiv dar, so dass die Patientenkonstitution nicht die erhöhte Dosis erklärt. Ein Vergleich der durchgeführten Serien des Abdomens bzw. der gemachten Aufnahmen ergab bei den Frauen die doppelte Anzahl an Serien bzw. Bilder im Vergleich zu den Männern (Frauen: 2 Serien / 32 Bilder, Männern: 1 Serie / 16 Bilder). Gleichzeitig korrelierten die Anzahl der Serien bzw. Aufnahmen eng mit dem Dosisflächenprodukt, so dass hierin die deutliche Dosisdifferenz begründet sein dürfte (s. Tab. 5.2.9, K 5.2.2). Für die Unterschiede in der Exposition der restlichen Serien fand sich ebenso ein entsprechendes Korrelat in der Anzahl der Serien und Bilder.

Alles in allem spielen die Anzahl der Serien des Abdomens und Beckens die maßgebliche Rolle für die Höhe der applizierten Strahlenbelastung, während die Exposition der Beine als untergeordnet eingestuft werden muss. Die Durchleuchtung selbst kann im Einzelfall stark variieren, abhängig von der Erfahrung des Untersuchers und der Krankheit und Compliance des Patienten. Letztendlich bestimmen die klinische Fragestellung und die gewonnenen Untersuchungsergebnisse die Höhe der Exposition, da diese über den Untersuchungsverlauf und damit die Anzahl der Serien entscheiden.

6.2.2.2 Enteroklysma

Das Patientenkollektiv in den Dünndarmuntersuchungen nach Sellink wies weder eine Normalverteilung nach dem Alter auf noch konnte ein einziges dosisbeeinflussendes Patientenmerkmal nachgewiesen werden.

Daten über eine getrennte Erfassung des Expositionsanteils nach Durchleuchtung, BV-Aufnahmen und Speicherfolienaufnahmen liegen technisch bedingt nicht vor, so dass eine Beurteilung des Einflusses einzelner Untersuchungsfaktoren auf die gesamte Strahlenbelastung nicht möglich ist.

Bei der Durchführung der Dosismessung wurde unterschieden zwischen dem Anteil, der allein bis zur Sondenlage anfiel, und der Strahlenbelastung der gesamten Untersuchung. Dabei zeigte sich, dass die Exposition, bis die Sonde regelrecht am Treitzschen Band platziert ist, erheblich variierte. So betrug sie zwischen 1,3 % und 31 % der gesamten Strahlenexposition, im Median jedoch nur 5 % (siehe Tab. 5.26, K 5.1.5.3). Nach Hippeli R. (1978) (19) kann die Durchleuchtungszeit und damit die Strahlenbelastung für die Sondierung durch Training deutlich verbessert werden. Die unterschiedliche Erfahrung der Untersucher könnte teilweise die große Streubreite unserer gemessenen Werte erklären. Unabhängig davon ist jedoch die Mitarbeit des Patienten immer Voraussetzung für eine zügige Platzierung der Sonde.

Der Vergleich der Expositionsdaten bis zur Sondenlage und der vollständigen Dünndarmuntersuchung ergab keinen Zusammenhang ($r = 0,28$; siehe Tab. 5.29, K 5.2.2). Eine durch eine komplizierte Sondenplatzierung verursachte Erhöhung der Strahlenexposition lässt sich für die gesamte Untersuchung nicht nachweisen.

Stattdessen zeigte sich eine mäßige Korrelation zwischen der Durchleuchtungsdauer und der für die gesamte Untersuchung gemessenen Dosis ($r = 0,763$, siehe Tab. 5.29 in K 5.2.2). Keines der für diese Untersuchung angewandten Geräte verfügte über die Option einer gepulsten Durchleuchtung. Die gerätebedingte kontinuierliche Durchleuchtung führt zwangsläufig zu einer Erhöhung des durchleuchtungsbedingten Anteils der Dosis und zu einer Steigerung der Exposition der gesamten Untersuchung. Da die Durchleuchtung ein maßgeblicher Bestandteil der Dünndarmuntersuchung ist, können aus der Durchleuchtungsdauer orientierende Rückschlüsse auf die Höhe der Exposition gezogen werden.

Erst ein wiederholtes Durchleuchten des Darmes während der Kontrastmittel-Passage erlaubt eine zuverlässige Beurteilung der Peristaltik und möglicher Darmwandveränderungen. So scheinen patientenspezifische Faktoren wie beispielsweise die Geschwindigkeit der Dünndarmperistaltik, der Nachweis und die Differenzierung der zugrundeliegenden Erkrankung letztendlich für die Höhe der Strahlenbelastung ausschlaggebend zu sein.

6.3 Einführung von Referenzwerten

Der Grundsatz der Optimierung des Patientenschutzes bei medizinischer Exposition wurde als ALARA-Prinzip in der ICRP-Empfehlung von 1977 (22,23) entwickelt und in das deutsche Strahlenschutzrecht übernommen. Trotz zahlreicher Richtlinien und Verordnungen zur Optimierung der Bildqualität wurde die Umsetzung dieser Empfehlung jahrelang vernachlässigt, so dass in Patientenstudien die Strahlenbelastung bei vergleichbaren Untersuchungen um mehrere Größenordnungen variierten (3,44,25). So taucht schließlich in der ICRP 60 von 1990 (22,23) zum ersten Mal „die Verwendung von Dosisgrenzen oder Untersuchungsschwellen“ als Mittel zur Optimierung des Patientenschutzes auf. Gleichzeitig wird betont, dass sie „flexibel angewendet werden [sollten], um höhere Dosen zu ermöglichen, wo dies für eine fundierte klinische Beurteilung angezeigt ist“. In der Patientenschutzrichtlinie EURATOM 97/43 (38) wurden diese Empfehlungen aufgenommen, und es wurde beschlossen, europaweit Referenzwerte für typische und häufige Untersuchungen zu ermitteln, die in Routineuntersuchungen einzuhalten sind (2,46).

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit stellten wir fest, dass unsere gemessenen Dosiswerte für die einfachen Routineuntersuchungen und die Funktionsuntersuchungen erheblich variierten.

Beispielsweise fanden wir selbst bei einem nach Alter und BMI normalverteilten Patientenkollektiv in der Thoraxuntersuchung der Frauen (lateraler Strahlengang, Speicherfoliensystem) Dosisunterschiede vom Faktor 17,6 (Streubereich 5 bis 88 cGy x cm², Mw = 28,5 cGy x cm², S = 17,4). Bei einer inhomogenen Untersuchungsgruppe wie das Patientinnenkollektiv in der Thoraxuntersuchung (lateraler Strahlengang, Filmfoliensystem) schwankten die Werte sogar bis um den Faktor 35,2 (siehe Tab. 5.8 in K 5.1.1.3). Wie bereits beschrieben, wurden diese Untersuchungen nach einem standardisierten Protokoll durchgeführt, so dass diese Schwankungen maßgeblich durch die große Variabilität der Patienten zustande kommen dürften. Erstaunlicherweise wiesen die Funktionsuntersuchungen trotz großer Unterschiede im Untersuchungsablauf keinen größeren Streubereich als die einfachen Projektionsaufnahmen auf, vorausgesetzt man legt die Exposition der gesamten Untersuchung zugrunde (Digitale Subtraktionsangiographie der Becken-Bein-Arterien Streuung um den Faktor 10,6 (siehe Tab. 5.23, K 5.1.4.3) und Enteroklysmen um den Faktor 11,7 (siehe Tab. 5.26, K 5.1.5.3)). Dagegen variierte die Exposition in einzelnen Untersuchungsabschnitten enorm, beispielsweise um den Faktor 103,2 in den Oberschenkelserien oder um den Faktor 190,8 im durchleuchtungsbedingten Anteil der Becken-Bein-Arteriographien (siehe Tab. 5.23, K 1.4.3). Insgesamt gleichen sich diese Expositionsunterschiede in der gesamten Untersuchung wieder aus.

Angesichts solch unterschiedlicher Daten wird deutlich, dass die Anwendung von *Dosisgrenzwerten* für die medizinische Exposition nicht sinnvoll ist. Zum einen führt die große Variabilität der Patientenkonstitution, zum anderen die mangelnde Standardisierbarkeit vor allem in den Funktionsuntersuchungen zu einer großen Streuung der Dosiswerte, ohne dass der Untersucher selbst dies im wesentlichen beeinflussen kann. Sinnvoller hingegen erscheint eine Einführung von Referenzwerten, die dem Untersucher primär als Orientierungshilfe für die Strahlenbelastung dienen sollte. Darüber hinaus könnte das Verständnis für den gesamten technischen Prozess durch Mitarbeiterschulungen, beispielsweise die Ausbildung radiologischer Weiterbildungsassistenten in radiologischen Einstelltechniken, intensiviert werden (27). Zum einen würde dadurch die ärztliche Entscheidung über eine adäquate Einstelltechnik in Bezug auf die klinischen Symptomatik erleichtert werden, und zum anderen könnten schneller neue fragestellungsadaptive und dosisoptimierte Untersuchungsprotokolle für bestimmte klinische Fragestellungen entwickelt und etabliert werden.

7 ZUSAMMENFASSUNG

Entsprechend der Patientenschutzrichtlinie 97/43 EURATOM (38) wurden in der vorliegenden Arbeit repräsentative Dosiswerte für die Strahlenbelastung des Patienten in bestimmten Routineuntersuchungen ermittelt.

Zusätzlich wurde der Einfluss patientenspezifischer Merkmale und technischer Einstellungen auf die Exposition überprüft und eine potentielle Dosisdifferenz zwischen den analogen und digitalen Untersuchungstechniken vergleichend untersucht. Für die Bildverstärkeruntersuchungen wurde die Dosisverteilung nach einzelnen Untersuchungsabschnitten aufgeschlüsselt.

Als geeignete Größe wurde das Dosisflächenprodukt ausgewählt, da es im Routinebetrieb ohne großen zeitlichen und technischen Aufwand gemessen werden kann und gut reproduzierbare Ergebnisse liefert.

Die vorliegende Studie ergab, dass die gemessenen Dosiswerte für die einfachen Routineuntersuchungen wie auch die komplexeren Funktionsuntersuchungen einem großen Schwankungsbereich unterliegen. Während für die Projektionsaufnahmen Dosisunterschiede vom Faktor 3,5 bis 35,2 gemessen wurden, streuten die Dosiswerte in den Bildverstärkeruntersuchungen trotz großer Abweichungen im Untersuchungsablauf zwischen dem Faktor 5,9 und 10,6.

Lediglich in den Untersuchungen des Thorax und Abdomens sowie den Arteriographien am Frauenkollektiv zeigten patientencharakteristische Merkmale, wie Body Mass Index, Körpergewicht und –durchmesser, einen mäßigen bis großen Einfluss auf die Höhe der Patientenexposition. Dagegen spielte die Patientenkonstitution in den Untersuchungen der Halswirbelsäule und den Kontrastmittelpassagen des Dünndarms keine Rolle.

Ein Dosisvergleich zwischen analogen und digitalen Projektionsuntersuchungen ergab einen systemunabhängigen Unterschied in der Strahlenbelastung von maximal 30%, mit einer Ausnahme: den Thoraxuntersuchungen des männlichen Patientenkollektivs. In dieser Untersuchung wurde in der konventionellen Untersuchungstechnik eine doppelt so hohe Strahlenexposition gemessen. In erster Linie beruht diese Dosisdifferenz allerdings auf der

Verwendung unterschiedlicher Filmfolien- bzw. Speicherfolien-Empfindlichkeitsklassen (Filmfolien-EK 200, Speicherfolien-EK 400). Die Dosisunterschiede in den übrigen Projektionsuntersuchungen lassen sich vor allem durch kleine Fallzahlen, inhomogene Patientenkollektive und patientenorientierte Untersuchungseinstellungen, beispielsweise unterschiedliche Feldgrößen, begründen. Eine eindeutig systembedingte Dosisersparnis konnten wir in unserer Studie nicht feststellen.

In der digitalen Subtraktionsangiographie der Becken-Bein-Arterien verursachte die Darstellung der abdominellen Aorta und Iliacalarterien durchschnittlich zwischen 85 % und 87 % der gesamten Strahlenbelastung, während auf die distalen Gefäßabschnitte und die Durchleuchtung jeweils 7 % entfielen. In den Dünndarmpassagen wurde unterschieden zwischen dem Dosisanteil, der allein bis zur regelrechten Platzierung der Sonde entstand (Median = 5 %), und dem Dosisanteil der gesamten Untersuchung.

8 SCHLUSSFOLGERUNG

Die Ergebnisse dieser Arbeit sowie die veröffentlichten Resultate anderer Arbeitsgruppen zeigen, dass die gemessenen Dosiswerte der einzelnen Untersuchungsarten einem großen Streubereich unterliegen und um ein Vielfaches voneinander abweichen können. Während in den einfachen Projektionsaufnahmen des Thorax und Abdomens diese Dosischwankungen insbesondere auf eine große Variabilität der Patienten zurückzuführen ist, spielen in der Untersuchung der Halswirbelsäule und vor allen in den komplexen Funktionsuntersuchungen eine mangelnde Standardisierbarkeit der indikationsabhängigen Untersuchungseinstellungen die ausschlaggebende Rolle, wie z. B. Unterschiede in der Feldgröße, Projektionsebene, kontrastmittelbedingten Absorption, Durchleuchtungsdauer und Anzahl der Aufnahmen.

Gerade diese große Variationsbreite an Expositionswerten in den einzelnen Untersuchungen spricht dafür, dass Referenzwerte nicht als Grenzwerte sondern als Richtwerte verstanden werden und dem Untersucher in erster Linie als Orientierungshilfe dienen sollten. Zur endgültigen Festlegung von aktuellen repräsentativen Dosiswerten sind allerdings noch weitere großangelegte Patientenstudien notwendig.

9 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

ALARA	as low as reasonable achievable
BfS	Bundesamt für Strahlenschutz
BMI	Body Mass Index
BV	Bildverstärker
DL	Durchleuchtung
DSA	Digitale Subtraktionsangiographie
EK	Empfindlichkeitsklasse
EU	Europäische Union
f	Frauen
FFS	Filmfoliensystem
g	gesamt
ICRP	International Commission on Radiological Protection
KBV	Kassenärztliche Bundesvereinigung
lat	lateral
m	Männer
M	Median
mAs-Produkt	Strom-Zeit-Produkt
Mw	Mittelwert
n	Anzahl der Untersuchungen
OS	Oberschenkel
pa	posterior-anterior
p/s	Pulse pro Sekunde
r	Korrelationskoeffizient nach Pearson
RöV	Röntgenverordnung
S	Standardabweichung
SE	seltene Erden
SFS	Speicherfoliensystem
StrlSchV	Strahlenschutzverordnung
US	Unterschenkel

10 LITERATURVERZEICHNIS

- 1) Angerstein Wilfried: Strahlenexposition der Bevölkerung durch die Röntgendiagnostik; II. Die kollektive effektive Dosis der Bevölkerung der ehemaligen DDR durch die Röntgendiagnostik in den Jahren 1987/88; Röntgenpraxis 51, 179 – 183 (1998)
- 2) Angerstein W.: Filmverbrauch in der diagnostischen Radiologie; Fortschr Röntgenstr 2000; 172 M 5
- 3) Bernhardt J.H., Veit R., Bauer B.: Erhebungen zur effektiven Dosis und zur Kollektivdosis bei der Röntgendiagnostik in den alten Bundesländern. In: Hähnel S (Hrsg). Strahlenexposition in der medizinischen Diagnostik. Stuttgart: Fischer, 1993; 30: 181-204.
- 4) Bick U., Fiebich M., Lenzen H., Wiesmann W., Peters P.E.; Eine Methode zur Dosisabschätzung bei der digitalen Lumineszenzradiographie. Radiologe (1991) 31: 8 - 10
- 5) Brandt G.A., Schmidt Th., Marciniak H., Mechte M., Mischke W.; 5 Jahre Qualitätssicherung nach der Röntgenverordnung. Akt. Radiol. 7 (1997) 104 -111
- 6) Braunschweig R., Pistitsch C., Nissen-Meyer S.: Digitale Radiographie. Kosten-Nutzenanalyse. Radiologe 1996; 36: 306 -314
- 7) Bundesärztekammer: Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik: Qualitätskriterien röntgendiagnostischer Untersuchungen, Deutsches Ärzteblatt 94, Heft 12, 21.03.97
- 8) Busch, H. P. (1991); „Digitale Projektionsradiographie“, Teil 1: Grundlagen der digitalen Bildverarbeitung,; Röntgenpraxis 44, 329 – 335

- 9) Busch,H.P., Georgi, M.: Digitale Radiographie – Illusion oder Zukunftsperspektive? In: Günther, R.W., Gockel, H.P. (Hrsg.) Jahrbuch der Radiologie 1991. Biermann Verlag – Zülpich, 47 – 66

- 10) Busch , H. P., Heckmann, H.; „Das digitale Röntgenbild“; in Th. Schmidt, F.E. Stieve: Digitale Bildgebung in der Diagnostischen Radiologie. Hofmann, Berlin 1996, 53 – 65

- 11) Busch H.P.: Digital radiography for clinical applications. Europ J Radiol 1997; 7: 66 - 72

- 12) Busch H.P.: „Radiologische Untersuchungsmethoden“; in Krahe Th.: Bildgebende Diagnostik von Lunge und Pleura. Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York 1998, 1 – 20

- 13) Drexler G., Panzer W.: „Dosimetrische Kenngrößen, Methodik der Dosisermittlung, Anwendbarkeit und Grenzen des Konzepts der Effektivdosis“; In: Hähnel S (Hrsg). Strahlenexposition in der medizinischen Diagnostik. Stuttgart: Fischer, 1993; 30: 181-204.

- 14) Ernst G., Schneider K., Kohn M.M.: Strahlenbelastung in der Kinderradiologie. MTA 13 (1998) 10

- 15) Freedman M., Steiler D.: Digital radiography of the musculoskeletal system: The optimal image. J Dig Imag 1995; 8: 37 - 42

- 16) Hartung Joachim: Lehr- und Handbuch der angewandten Statistik; Oldenbourg-Verlag, 11. Auflage 1998

- 17) Heyne JP, Merbold H, Sehner J, Neumann R, Freesmeyer M, Jonetz-Mentzel L, Kaiser WA. Reduktion der Strahlendosis mittels Speicherfolienradiographie im Vergleich zum konventionellen Film-Folien-System mit Rasterkassette am Schädelphantom, Fortschr Röntgenstr 1999; 171: 54 – 59

- 18) Heyne JP, Merbold H, Sehner J, Neumann R, Adler R, Freesmeyer M, Kaiser WA. Reduktion der Strahlendosis mittels Speicherfolienradiographie am Handphantom, Fortschr Röntgenstr 2000; 172: 386 - 390

- 19) Hippeli R., Grehn S.: „Untersuchungen zur Intensivdiagnostik des Dünndarmes mit der Sondenmethode.“ Fortschr. Röntgenstr. 129,6 (1978) 713 - 723

- 20) Hofstetter H, Voegeli E. ROC-Vergleich der Erkennbarkeit von Frakturen der Hand mittels digitaler und konventioneller Technik. Fortschr Röntgenstr 1997; 167: 274 - 279

- 21) Holje G, Jarlman O, Samuelsson L. Radiation doses and image information in digital pelvimetry with a phosphorousn screen. Acta Radiol 1997; 38: 181 - 184

- 22) International Commission on Radiological Protection (ICRP): 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP, 21, Nos 1 – 3 (1991)

- 23) ICRP 60: Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission 1990 (Deutsche Erstausgabe). Bundesamt für Strahlenschutz (Hrsg.). G. Fischer Verlag, Stuttgart 1993

- 24) KBV: Richtlinien des Bundesausschusses der Ärzte und Krankenkassen über Kriterien zur Qualitätsbeurteilung in der radiologischen Diagnostik gemäß § 136 SGB V in der Fassung vom 17. Juni 1992, zuletzt geändert am 17. Dezember 1996, Dt. Ärzteblatt 94, Heft 12, 21. März 1997 (61), C-581 – C –588

- 25) König, K.: Dosiswerte für die Ermittlung der GSD aus röntgendiagnostischen Maßnahmen. ISH-Bericht 20 (1979)

- 26) Kurtz C., Czapp W., Klose K.J.: Dosis-Monitoring als Qualitätssicherungsinstrument in der digitalen Radiographie. Fortschr Röntgenstr. 169,5 (1998), 465 - 470

- 27) Kurtz C., Czapp W., Trampe I., Leppek R., Klose KJ.. Röntgen durch Radiologen! Einfluss auf einen kontinuierlichen Qualitätsverbesserungsprozess? Fortschr Röntgenstr 2000; 172: 391 - 396
- 28) Laubenberger, Th., Laubenberger, J. (1999); „Technik der medizinischen Radiologie“; Deutscher Ärzte-Verlag, 7. Auflage, 31 – 60
- 29) Link T., Heppe A.: Physikalische und technische Grundlagen der Radiologie. Springer-Verlag. 1. Auflage, 1994; 76 – 97
- 30) Mini R.: Der Einfluß der in der Schweiz üblichen Aufnahmetechniken auf die Strahlenbelastung der radiologisch untersuchten Patienten. Nüsslein F (Hrsg.): Medizinische Physik 88, 1988
- 31) Morneburg Heinz.: „Röntgen- und Gammastrahlung“; In: Morneburg Heinz (Hrsg). Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik. Publicis MCD Verlag, 3. Auflage, 1995; 4: 84 - 108
- 32) Murphey MD. Computed radiography in musculoskeletal imaging. Semin Roentgenol 1997; 32: 64 - 76
- 33) Nagel H.D.: Gepulste Durchleuchtung: Verringerte Strahlenexposition bei verbesserter Bildqualität. Kontraste II, Dez. 1997
- 34) Oestmann J.W., Reichelt S., Prokop M., Schaefer C., Galanski M. Digitale Projektionsradiographie. Radiologe (1991) 31: 1 - 7
- 35) Piraino DW, Davros WJ, Lieber M, Richmond BJ, Schils JP, Recht MP, Groof PN, Belhobek GH. Selenium-based digital radiography versus conventional film-screen radiography of the hands and feet. Am J Roentgenol 1999; 172 - 184
- 36) Prokop M., Schäfer-Prokop CM: Digital image processing. Europ J Radiol 1997; 7: 73 - 82

- 37) Rassow J., Kütterer G., Neitzel U., Puschert W.: Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik. Akt. Radiol. 6 (1996) 206 - 212
- 38) Richtlinie 97/43/EURATOM des Rates vom 30.06.1997, Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaft, Nr. L 180/22 – 27, 9.7.1997
- 39) Ruiz M.J., Vano E., Gonzalez L., Fernandez J.M.: Dose-area product values in frequently performed complex paediatric radiology examinations. The British Journal of Radiology, 69 (1996), 160 - 164
- 40) Sachs L.: Angewandte Statistik: Anwendung statistischer Methoden. 7. Auflage, Berlin, 1992
- 41) Salvini E, Zincone G, Fossati N, Crivellaro, Crespi A, Loda A, Paruccini N, Pastori R. Detection of small bone lesions with digital radiography using storage phosphorus. Radiol Med Torino 1991; 81: 705 - 708
- 42) Schedel H., Steger W., Hilbertz T., Zellner A., Fink U., Hidajat N.: Röntgenpraxis 1994; 47: 293 -296
- 43) Schmidt, Th.: Strahlenschutz in der Europäischen Gemeinschaft und in Deutschland. Akt. Radiol. 8 (1998) 161 - 162
- 44) Shrimpton, P.C.; Wall, B.F.; Jones, D.G.; Fisher, E.S.; Hillier, M.C.; Kendall, G.M.: A National Survey of Doses to Patients Undergoing a Selection of Routine X-ray Examinations in English Hospitals. NRPB R-200. National Radiological Protection Board, Chilton, Didcot, Oxon Ox 11 ORQ, 1991
- 45) Thurn, P., Bücheler, E.; "Einführung in die radiologische Diagnostik"; Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York 1992, 9. Auflage, 7 – 33

- 46) Vano E., Valesco A., Moran P., Gonzalez L., Alvarez Pedrosa C.S.: Evolution of diagnostic radiology in a big hospital during a 5 year period, and the derived collective dose. The British Journal of Radiology, 66 (1993) 892 – 898+
- 47) Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahler (RöV) vom 8.1.87. Bundesgesetzblatt I vom 14.1.1987, 114 – 133
- 48) Wright D.J., Godding L., Kirkpatrick C.: Technical note: Digital radiographic pelvimetry – a novel, low dose, accurate technique. Brit J Radiol 1995 ; 68 : 528 – 530

11 DANKSAGUNG

Ich möchte mich bei Herrn Professor Dr. Hahn für die Überlassung des Themas und die Betreuung und Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit bedanken.

Mein Dank geht weiterhin an alle Mitarbeiter/-innen des Instituts für Radiologische Diagnostik des Klinikum Innenstadt der LMU, die während ihrer Routinearbeiten meine Untersuchungen aktiv unterstützten. Insbesondere danke ich Herrn Dr. Roland Scheck, der mich in die dosimetrischen Grundlagen einführte. Darüber hinausgehend haben es mir Frau Susanne Huber und Herr Roland Veit (Bundesamt für Strahlenschutz) durch ihre hervorragenden Kenntnisse auf dem Gebiet des Strahlenschutzes und der Gerätetechnik ermöglicht, Schwierigkeiten im Verständnis und der Interpretation der gewonnenen Daten zu überwinden. Mein Dank geht ebenso an die radiologisch tätigen Assistentinnen, die mich unermüdlich und mit großer Geduld und Ausdauer über die verschiedenen Untersuchungen unterrichteten. Den größten Dank aber schulde ich Herrn Dr. Frank Rosa, der nach dem Ausscheiden von Herrn Oberarzt Dr. Roland Scheck, die Betreuung dieser Arbeit übernommen hat und mir immer zuverlässig zur Seite stand.

Mein besonderer Dank gilt meinem Ehemann, Dr. Christoph Schmid, für seine fortwährende und ausdauernde Unterstützung und meinem Sohn, Jan Carlo Schmid, für seine witzigen und abwechslungsreichen Ablenkmanöver während der gesamten Arbeit.

12 LEBENSLAUF

Name	Claudia Elisabeth Schmid, geb. Huth
Geburtstag	14. Juli 1967
Geburtsort	Alzenau-Wasserlos
Eltern	Heinrich und Irmgard Huth, geb. Schrödl
Familienstand	verheiratet mit Dr. Christoph Schmid
Kinder	Jan Carlo, geb. 10. Juli 1997 Anna Sophia, geb. 25. Dezember 2001
Schulbildung	1973 - 1977 Grundschule Alzenau-Michelbach 1977 - 1980 Gymnasium Gaibach 1980 - 1986 Spessart Gymnasium Alzenau 1986 Allgemeines Abitur
Berufsausbildung	1986 – 1989 Ausbildung als Bankkauffrau 1989 IHK Abschlußprüfung
Medizinstudium	05/89 – 09/93 Universität Würzburg 10/93 – 03/94 Royal Melbourne University Hospital, Australien 04/94 – 05/96 Universität Würzburg
Praktisches Jahr	04/95 – 08/95 Chirurgie, Kantonsspital Liestal, Schweiz 08/95 – 11/95 Neurologie, Lehrkrankenhaus Aschaffenburg 12/95 – 03/96 Innere Medizin, Louisiana State University / Yale University, USA
Examen	03/91 Physikum 03/92 Erstes Staatsexamen 03/95 Zweites Staatsexamen 05/96 Drittes Staatsexamen
Berufstätigkeit	08/96 – 07/98 ÄiP in Abt. Innere Medizin, KH Fürstenfeldbruck 08/98 – 08/00 Assistenzärztin am Institut für Radiologische Diagnostik, Klinikum Innenstadt der LMU München seit 10/00 Assistenzärztin in Abt. Radiologische Diagnostik, KH Erding

München, den 29.08.2002

