

## **4 Diskussion**

### **4.1 Simulation der Untersuchungen am Phantom**

#### **4.1.1 Organdosis der Gonaden und des Uterus**

Ein Ziel dieser Arbeit war die Bestimmung von Organdosen bei der Doppelkontrastuntersuchung des Dünndarms. Zur Ermittlung der Gonaden- und Uterusdosis erfolgten thermolumineszenzdosimetrische Messungen mit einem Alderson-Rando-Phantom. Es konnte eine deutliche Korrelation der Organdosen mit dem parallel gemessenen Dosis-Flächen-Produkt festgestellt werden. Die Korrelationskoeffizienten waren bei allen vier Dosimeterlokalisationen  $> 0,95$ . Durch die Anwendung von Konversionsfaktoren von DFP [ $\text{cGycm}^2$ ] zu Organdosis [mSv] konnten die Dosiswerte geschätzt werden. Für 106 Patienten, deren DFP in dem am Phantom gemessenen Bereich lag, wurden die Organdosen berechnet. In diesem Kollektiv traten Dosen an den rechten Ovarien von 7,4 mSv und an den linken Ovarien von 6 mSv (Bereich: 3,6 - 16,6 mSv bzw. 2,6 - 14,2 mSv) auf. Die diskrete Seitendifferenz basiert auf der intensiveren Untersuchung des terminalen Ileums im rechten Unterbauch. Der Median der Uterusdosis beträgt 6,3 mSv (Bereich: 3,1 - 14 mSv), für die Testes wird eine Organdosis von 0,48 mSv (Bereich: 0,2 - 1,2 mSv) geschätzt.

In Tabelle 4-1 sind Organdosen der in der Einleitung genannten alternativen Untersuchungstechniken aufgelistet. Die Bestimmung der Organdosen bei den computertomographischen Becken-Untersuchungen wurde von Kalender et al. [68] und Panzer und Zankl [69] mittels Berechnungen auf Grundlage der Monte-Carlo-Methode und dem MIRD-Phantom [2] durchgeführt.

Kalender et al. [68] nutzten das selbst entwickelte Computer-Programm „WinDose“ und verglichen die ermittelten Werte mit denen von Langkowski et al. [70]. Dieser ermittelte die Organdosen mit Thermolumineszenzdosimetern in einem Alderson-Rando-Phantom.

Panzer und Zankl [69] verifizierten die errechneten Werte ebenfalls durch Messungen mittels Thermolumineszenzdosimetern an einem Alderson-Phantom. Die Unterschiede lagen hierbei in einem Bereich unter 15 %. Die im Vergleich mit den Untersuchungen von Kalender et al. [68] und Langkowski et al. [70] geringe Testes-Dosis in dieser Arbeit könnte auf eine kürzere

Scanlänge zurückzuführen sein, bei der die Hoden allenfalls von Streustrahlung betroffen waren. Die Organdosen, die bei den gelisteten Spiral-CT-Untersuchungen gemessen wurden, belegen - im Vergleich zum sequentiellen CT - den dosisreduzierenden Effekt dieser Methode.

<b>Untersuchung</b>	<b>Organdosis [mGy]</b>			<b>Autor</b>
	Ovarien	Uterus	Testes	
CT Becken	18,7	-	27,3	Kalender et al. [68]
	16,9	16,3	1,4	Panzer und Zankl [69]
	16,8	17,6	29,6	Langkowski et al. [70]
Spiral-CT Becken	10,5	10,5	17,1	Langkowski et al. [70]
CT Abdomen	31,3	30,2	41,3	Langkowski et al. [70]
Spiral-CT Abdomen	7,5	7,5	1,7	Langkowski et al. [70]
Szintigraphie <sup>5</sup> (bei V. a. intraabdominelle Blutung)	3,7	3,9	2,3	ICRP 80 [71]
Kolondoppelkontrast	3,6 - 6,5	-	-	Lavoie und Don [72]
Enteroklysm	40	-	4,7	Keske et al. [64]
Enteroklysm	62	79	1,47	Ruiz-Cruces et al. [60]
Enteroklysm	7,4	6,3	0,48	Eigene Werte

Tabelle 4-1: Vergleich der Organdosen bei Röntgen-, CT- und nuklearmedizinischen Untersuchungen

CT-Untersuchungen eines Phantoms zum Zwecke der Dosimetrie unterscheiden sich aufgrund der standardisierten Untersuchungsparameter nicht von einer Patientenuntersuchung.

<sup>5</sup> nach intravenöser Gabe von 1 GBq Tc-99m-markierter Erythrozyten

Lediglich konstitutionelle Faktoren der Patienten (Körpermasse, Durchmesser der untersuchten Region) könnten für die Dosimetrie eine relevante Abweichung von der beim Phantom gemessenen Dosis zur Folge haben.

Bei den nuklearmedizinischen Methoden verteilt sich die Strahlenexposition des gesamten Körpers entsprechend der Perfusion. Somit erhalten bei dieser Untersuchungsmethode auch Organe außerhalb des für die Fragestellung interessanten Bereiches eine relativ hohe Strahlenexposition. Bei der Lokalisation gastrointestinaler Blutungsquellen beträgt die Testes-Dosis mehr als die Hälfte der Dosis der Ovarien und des Uterus.

Lavoie und Don [72] benutzten eine interessante Meßmethode zur Abschätzung der Ovariodosis bei der Kolonkontrastuntersuchung. Thermolumineszenzdosimeter wurden an die Spitze eines Darmrohrs angebracht, welches während der Untersuchung in der Nähe der Ovarien verblieb. Bei einer Durchleuchtungszeit von im Mittel 5,8 - 7,2 Minuten sind die Werte mit denen der eigenen Arbeit vergleichbar.

Osei und Faulkner [73] schätzten fetale Dosen, die bei verschiedenen Röntgenuntersuchungen von Schwangeren auftraten. Die Uterusdosis diente hierbei als Ausgangsgröße zur Berechnung der Fötusdosis.

Die Arbeiten von Ruiz-Cruces et al. [60] und Keske et al. [64] bieten als einzige Vergleichswerte für die gemessenen Organdosen bei der Dünndarmdoppelkontrastuntersuchung. In beiden Arbeiten wurde die Ermittlung der Dosiswerte durch Berechnungen vorgenommen.

In der letztgenannten Arbeit setzen sich die Werte der Organdosen aus den Anteilen der Strahlenexposition von Zielaufnahmen und der Durchleuchtungsphase zusammen. Für die Dosisberechnung der Zielaufnahmen wurde aus der gemessenen Energiedosis unter Beachtung der Gesamtröhrenfilterung und des Fokus-Objekt-Abstands die Einfallsdosis berechnet. Die Organdosis konnte mit Kenntnis der verwendeten Aufnahmespannung anhand tabellierter Konversionsfaktoren [mSv/mGy] aus der Einfallsdosis bestimmt werden [74]. Auf die Berechnung des Dosisanteils, der während der Durchleuchtungsphase auftritt, wird nicht genauer eingegangen. Der Anteil der Durchleuchtungsphase an der Effektiven Dosis soll 86,4 % bzw. 85,2 % (Mann/Frau) betragen. Entsprechend sind die sieben berechneten Zielaufnahmen für ca. 15 % der Effektiven Dosis verantwortlich. Die Durchleuchtungszeit wird mit 720 Sekunden angegeben, das Dosis-Flächen-Produkt ist nicht genannt. Aus der Kenntnis der so

berechneten Organdosen wird unter Verwendung der Gewebewichtungsfaktoren nach ICRP 60 [1] die Effektive Dosis (Tabelle 4-3) bestimmt.

Ruiz-Cruces et al. [60] ermittelten die Organdosis-Werte mit Hilfe des Computer-Programmes „Eff-Dose v.1.02“ (National Board of Health, Bronshoj, Denmark). Aus dem Dosis-Flächen-Produkt wurden die Organdosis und die Effektive Dosis bestimmt. Außerdem wird ausführlich über die technische Ausstattung und die Aufnahmeparameter berichtet. Die Untersuchungen fanden an einer Übertischröhre mit einem Untertisch-Bildverstärker statt; es wurden im Mittel 7,3 Zielaufnahmen angefertigt. Der Röhrenstrom und die Aufnahmespannung lagen mit 2 - 3 mA bzw. 80 - 105 kV in einem mit den eigenen Werten vergleichbaren Bereich. Der Durchmesser der untersuchten Region betrug 23,1 cm. Das DFP/min von 622 cGycm<sup>2</sup>/min ist allerdings annähernd doppelt so hoch wie das in der vorgelegten Studie.

Die von Ruiz-Cruces et al. [60] und Keske et al. [64] berechneten Organdosen sind deutlich höher als die gemessenen Werte der eigenen Arbeit. Der Grund dafür mag in erster Linie in der Bestimmungsmethodik zu suchen sein, weniger in der Art der Durchführung der Dünndarmdoppelkontrastuntersuchung. Die Ermittlung der Organdosis von Projektionsaufnahmen anhand von tabellierten Werten ist ein gut verifizierbares Verfahren mit einer ausreichenden Genauigkeit. Der Dosisanteil, der während der Durchleuchtungsphase appliziert wird, ist mit angeglichenen Projektionen und differenten Werten für Aufnahmespannung, Röhrenstrom, Feldgröße und Fokus-Objekt-Abstand sicherlich schwieriger zu bestimmen. Eine Überschätzung dieses Dosisanteils ist angesichts der eigenen Ergebnisse denkbar. Ein direkter Vergleich von gemessenen und errechneten Dosiswerten wäre hilfreich.

In der vorliegenden Arbeit wurden erstmals Organdosen bei der Dünndarmdoppelkontrastuntersuchung mit einem anthropomorphen Phantom gemessen. Mit der hier demonstrierten Methode ist zunächst eine direkte Dosismessung möglich, die unabhängig von der Untersuchungstechnik (Durchleuchtung oder Projektionsradiographie) vorgenommen werden kann. Eine deutliche Korrelation der gemessenen Organdosen mit dem einfach meßbaren Dosis-Flächen-Produkt konnte in dieser Arbeit nachgewiesen werden. Somit ist durch die Bestimmung der übrigen Konversionsfaktoren eine weitere Methode zur Berechnung der Effektiven Dosis realistischer geworden.

## 4.2 Doppelkontrastuntersuchung des Dünndarms

### 4.2.1 Indikationen und Befunde

Neben den dosimetrischen Werten wurden die Indikationen und Befunde der durchgeführten Untersuchungen notiert und ausgewertet. Die Trefferquote der Intestinographie ist bei der Suche nach pathologischen Befunden bei M. Crohn mit 68 % am höchsten. Über vergleichbare Werte berichten Maglinte et al. [51] mit 58 %, Rödl et al. [38] mit 73 %, Salomonowitz et al. [75] mit 56 % und Trüber und Fuchs [56] mit 51 %. Bei vermutetem oder bekanntem neuroendokrinen Tumor konnte in der Hälfte der Fälle der Nachweis der Lokalisation erbracht werden. Bei der Detektion von Obstruktionen wurde in 38 % ein pathologischer Befund erhoben. Bei unspezifischen gastrointestinalen Beschwerden (42 % der Indikationen) konnten in nahezu jedem fünften Fall (17 %) richtungweisende Befunde erhoben werden. Bei manifester Colitis ulcerosa wurde eine Dünndarmbeteiligung ausgeschlossen. Bei der Suche nach einer Blutungsquelle konnte keine Lokalisation im Dünndarm ausfindig gemacht werden. Bei Patienten mit vorangegangener Darmoperation kann mit dem Enteroklysma eine Überprüfung der Peristaltik und der Dichtigkeit erfolgen. Bei einem von zwei Patienten mit dem Verdacht auf postoperative Fistelbildung konnte deren Lokalisation und Ausdehnung dargestellt werden.

Insgesamt wurde bei 35 % der Untersuchungen ein pathologischer Befund erhoben. Literaturangaben über den Anteil pathologischer Befunde beim Enteroklysma reichen von 32 % (bei insgesamt  $n = 800$  untersuchten Patienten, [56]) über 34 % ( $n = 737$  [38]), 40 % ( $n = 600$  [75]) bis zu 46 % ( $n = 100$  [76]). Die Indikationen und Befunde des in dieser Arbeit untersuchten Patientenkollektivs sind gut vergleichbar mit denen bisher veröffentlichter Studien.

### 4.2.2 Dosis-Flächen-Produkt

Das Dosis-Flächen-Produkt wurde bei 137 Untersuchungen ermittelt. Der Median für die gesamte Untersuchung beträgt  $4574 \text{ cGycm}^2$  (Mittelwert:  $5569 \text{ cGycm}^2$ ) bei einem mittleren Gewicht der untersuchten Patienten von 64 kg und einem Median der Durchleuchtungszeit von 14,2 Minuten. Das Dosis-Flächen-Produkt wird zusätzlich zu den gerätetechnischen Parametern (z. B. Untertisch-/Übertischgerät, Bildverstärkereingangsleistung, Filterung etc.) von weiteren Faktoren beeinflusst. Neben der Wahl der Feldgröße durch die Einstellung der Tie-

fenblende und der Anzahl der akquirierten Zielaufnahmen ist der Ausbildungsgrad des Untersuchers von Bedeutung. Warren-Forward et al. [59] geben den Einfluß des Untersuchers auf die Varianz des DFP mit über 50 % an. Eine sorgfältige Überprüfung der Indikationsstellung sollte im Hinblick auf den Strahlenschutz in jedem Fall erfolgen. Rudin et al. [6] konnten einen dosisreduzierenden Effekt durch Verzicht auf das Streustrahlenraster und Einsatz einer größeren Apertur an der Kamera während der Sondenplatzierung belegen. Gegen einen routinemäßigen Gebrauch des Rasters treten Lloyd et al. [5] ein, da eine deutliche Verbesserung der Bildqualität durch Nutzung des Rasters häufig nur bei adipösen Patienten erreicht wird. Die Autoren beschreiben ebenfalls eine deutliche Dosisreduktion von etwa 50 % bei Durchleuchtung ohne Streustrahlenraster. Eine weitere Dosisminimierung kann durch einen im unteren Bereich fixierten mA-Wert bei freier kV-Wahl erreicht werden [77]. Durch Kombination der genannten Maßnahmen könne eine Dosisersparung mit dem Faktor  $> 10$  realisiert werden. Sinnvoll sind solche Maßnahmen aber nur dann, wenn in bestimmten Situationen (z. B. Sondenplatzierung) auf eine maximale Auflösung verzichtet werden kann und das schnelle Wechseln zwischen den beiden Einstellungen („low dose“ und „high resolution“) ohne unverhältnismäßigen Aufwand möglich wäre. Ein deutlicher Vorteil der digitalen Bildakquisition im Gegensatz zu Film-Folien-Systemen ist aus dosimetrischer Sicht mehrfach beschrieben. Broadhead et al. [7] ermittelten bei durchleuchtungsgestützten Kontrastmitteluntersuchungen ein doppelt so hohes DFP der konventionellen Zielaufnahmen im Vergleich zu digital erstellten Bildern. Auf die Reduktion der Effektiven Dosis um den Faktor 5 bei abdominalen Untersuchungen weisen Marshall et al. [78] hin. Diese Einsparung sei durch posteroantere Projektion und Verwendung von digitalen Bildsystemen gegenüber der anteroposterioren Projektion und konventionellen Film-Folien-Systemen zu erreichen. Die anatomischen Gegebenheiten und eventuelle Voroperationen im Digestionstrakt des Patienten können sich vor allem auf den Zeitbedarf bei der Insertion der Sonde auswirken. Weiterhin sind pathophysiologische und pathomorphologische Faktoren (Hyper- bzw. Hypoperistaltik, Stenosen) zu nennen, welche sich in erster Linie in der Durchleuchtungszeit niederschlagen.

Tabelle 4-2 bietet eine Übersicht der dosimetrischen Angaben anderer Autoren bei Untersuchungen des Dünndarms.

<b>Autor</b>		<b>n</b>	<b>Meßgröße</b>	<b>Meßwert</b>	<b>DL-Zeit</b>
Geiter und Fuchs [55]	D*	-	DFP	1800-3000 Rcm <sup>2</sup>	4 - 5 min
Salomonowitz et al. [61]	D	11	Hautdosis (TLD)	12,25 rd (Mittelwert)	-
Trüber und Fuchs [57]	D	-	DFP	1500 - 3000 Rcm <sup>2</sup>	3 - 5 min
Trüber und Fuchs [56]	D	-	DFP	3000 - 7500 Rcm <sup>2</sup>	2,4 - 8 min
Ott et al. [63]	M**	18	„Exposition“ (berechnet)	50 ± 25 R	22 ± 11 min
Rödl et al. [38]	D	516	DFP	5220 Rcm <sup>2</sup> (Mittelwert)	9,5 min (Mittelwert)
Thoeni und Gould [62]	D	25	Hauteintrittsdosis (TLD)	123 ± 60 mGy	18,4 ± 6,7 min
Hart et al. [65]	M	23	DFP	6,8 Gycm <sup>2</sup> (Mittelwert)	8,6 ± 2,7 min
Bernstein et al. [58]	D	25	DFP	47199 mGycm <sup>2</sup>	807 s
Warren-Forward et al. [59]	X***	165	DFP	27,19 Gycm <sup>2</sup> (Median)	-
Ruiz-Cruces et al. [60]	D	33	DFP	53,98 Gycm <sup>2</sup>	520 s
Eigene Werte	D	137	DFP	4574 cGycm <sup>2</sup>	14,2 min

\*D = Doppelkontrast, \*\*M = Monokontrast, \*\*\*X = unklar

Tabelle 4-2: Synopsis von dosimetrischen Angaben beim Enteroklysm

In acht Arbeiten wurde das Dosis-Flächen-Produkt bestimmt, bei sechs davon wurde eine Dünndarmdoppelkontrastuntersuchung durchgeführt. Geiter und Fuchs [55] nennen DFP-Werte<sup>6</sup> von 1566 bis 2610 cGycm<sup>2</sup>, Trüber und Fuchs [56, 57] von 1305 bis 2610 bzw. 2610 bis 6525 cGycm<sup>2</sup>. Die Durchleuchtungszeiten lagen zwischen 2,4 und 8 Minuten. Im Vergleich zu den eigenen Werten fallen die kurzen Durchleuchtungszeiten bzw. das in Anbetracht der DL-Zeiten hohe DFP auf. Es ist davon auszugehen, daß das DFP/min in den drei genannten Untersuchungen deutlich höhere Werte erreicht, als in der eigenen Arbeit. Die Ursachen dieser Diskrepanz sind unklar. Unter Berücksichtigung des Zeitraumes von etwa 20 Jahren ist anzunehmen, daß bei ähnlicher Untersuchungstechnik die Fortschritte der Dosisreduktion auf dem Gebiet des technischen Strahlenschutzes liegen.

Die bisher größte Fallzahl mit 516 Untersuchungen veröffentlichten Rödl et al. [38], in deren Untersuchung ein Mittelwert<sup>6</sup> des DFP von 4541 cGycm<sup>2</sup> errechnet wurde. Der Mittelwert der Durchleuchtungszeit liegt bei 9,5 Minuten. Ein Vergleich mit diesen Werten zeigt, daß ein ähnliches DFP in der eigenen Arbeit erst bei längerer Durchleuchtungszeit erreicht wird. Weitere Literaturdaten bieten Bernstein et al. [58]. Bei 25 Patienten wurde eine Dünndarmdoppelkontrastuntersuchung durchgeführt. Der Mittelwert des DFP entspricht umgerechnet 4720 cGycm<sup>2</sup> bei einer mittleren Durchleuchtungszeit von 13,5 Minuten. Das Verhältnis dieser Parameter zueinander konnte mit der vorliegenden Arbeit bei einer deutlich höheren Anzahl an Untersuchungen bestätigt werden. In einer aktuellen Arbeit messen Ruiz-Cruces et al. [60] ein DFP von 5398 cGycm<sup>2</sup> bei einer Durchleuchtungszeit von 8,7 Minuten. Als einzige Arbeit gibt diese ein Dosis-Flächen-Produkt pro Zeiteinheit (0,104 Gy/cm<sup>2</sup>/s) an, welches einem DFP/min von 622 cGycm<sup>2</sup>/min entspricht.

Konstitutionelle Parameter zur Beschreibung des Patientenkollektivs werden außer von Ruiz-Cruces et al. [60] („thickness of the examined area“) in keinem der zitierten Artikel genannt.

Ein Vergleich mit den anderen in Tabelle 4-2 genannten Arbeiten ist aufgrund der sich unterscheidenden Untersuchungstechnik (Monokontrast) oder differenter Dosisbegriffe (Oberflächendosis) weniger sinnvoll.

---

<sup>6</sup> Angabe unter Verwendung eines Umrechnungsfaktors  $R \Rightarrow$  cGy von 0,87



### 4.2.3 Durchleuchtungszeit und DFP/min

Die durchschnittliche Durchleuchtungsdauer bei der Dünndarmdoppelkontrastuntersuchung betrug 14,2 Minuten. Bei 19 Patienten (14 %) war die Untersuchung nach weniger als 10 Minuten aussagekräftig beendet, in 27 Fällen (20 %) wurden mehr als 20 Minuten benötigt. Tabelle 4-2 enthält die Durchleuchtungszeiten der zitierten Arbeiten. Auffallend ist ein breites Spektrum (2,4 bis 22 Minuten) der angegebenen Durchleuchtungszeiten beim Dünndarmdoppelkontrasteinlauf. Somit ist ein Vergleich der dosimetrischen Angaben erschwert. Um den Einfluß der Durchleuchtungsdauer auf das Dosis-Flächen-Produkt zu minimieren, wurde das DFP bei der eigenen Arbeit auf eine Durchleuchtungsminute normiert. Pro Durchleuchtungsminute wurde ein Median von 322 cGycm<sup>2</sup>/min errechnet. Einen Vergleichswert bietet in der Literatur nur Ruiz-Cruces et al. [60] mit umgerechnet 622 cGycm<sup>2</sup>/min.

### 4.2.4 Sondenplatzierung

Bei 122 Untersuchungen der eigenen Arbeit wurden die DFP-Werte und die Durchleuchtungszeiten für die Sondenplatzierung und die nachfolgende Untersuchung getrennt notiert. Bei der Sondenplatzierung wird ein DFP/min von 108 cGycm<sup>2</sup>/min gemessen. Die im Vergleich zur gesamten Untersuchung niedrige Strahlenexposition pro Minute ist durch die geringere Gewebedichte im Bereich des Thorax und der thorako-abdominellen Übergangsregion zu erklären. Mit 2,8 Minuten Durchleuchtungszeit nimmt die Sondenplatzierung im Mittel einen Anteil von 23 % an der gesamten Durchleuchtungszeit ein, das dabei applizierte Dosis-Flächen-Produkt beträgt durchschnittlich nur 7 % des Dosis-Flächen-Produkts der gesamten Untersuchung.

### 4.2.5 Konstitutionsparameter und deren Korrelation mit dem DFP/min

Die erhobenen anthropometrischen Parameter Körperhöhe, Körpergewicht und Sagittaldurchmesser des Abdomens des Patientenkollektivs und die entsprechenden DFP-Werte wurden auf mögliche Zusammenhänge untersucht.

Unter Verwendung der automatischen Belichtungskontrolle beeinflusst vorrangig die Dicke des durchstrahlten Volumens die Schwächung der Röntgenstrahlen; über die Rückkopplung der Bildverstärkereingangsleistung wird die in der Röntgenröhre erzeugte Energie entsprechend eingestellt. Bei der Prüfung der Auswirkung verschiedener körperlicher Konstitutionen auf das DFP wurde das DFP auf die Durchleuchtungsdauer bezogen (DFP/min), damit der Einfluß der Durchleuchtungszeit minimiert wird. Im untersuchten Patientenkollektiv konnte gezeigt werden, daß die Konstitutionsparameter und das DFP/min eine gute Korrelation aufweisen (DFP/min - Körpergewicht:  $r = 0,55$ ). Für die Schwankungsbreite des DFP kann somit die Verschiedenheit der Körpermasse zu etwa 30 % ( $R^2 = 0,3059$ ) verantwortlich gemacht werden. Warren-Forward et al. [59] schätzten den Effekt des Einflusses der Konstitution („size“) auf das DFP zwischen drei und 34 %.

Zur Validierung von Maßnahmen zur Verringerung der Strahlenexposition bei Durchleuchtungsuntersuchungen ist somit eine Vielzahl verschiedener Faktoren zu berücksichtigen. Der Einfluß der Durchleuchtungszeit kann sehr einfach durch die Größe DFP/min ausgeschlossen werden.

Bei dem Vergleich von durchleuchtungsgestützten Untersuchungen und/oder der Beurteilung der Strahlenexposition sind außer dem Dosis-Flächen-Produkt somit das DFP/min und eine Übersicht über die Konstitutionsparameter (Körpergewicht) des untersuchten Kollektivs und Angaben zur technischen Ausstattung (Über-/Untertischgerät, Digitale/Konventionelle Bildakquisition) notwendig.

#### 4.2.6 Schätzung der Organdosis

Es konnte eine ausgeprägte Korrelation ( $> 0,95$ ) zwischen dem DFP und der im Alderson-Phantom gemessenen Organdosis nachgewiesen werden. Die durch lineare Regression errechneten Schätzgleichungen wurden an den gemessenen Werten überprüft (Abbildung 3-2). Hierbei zeigt sich in dem Bereich oberhalb von 2,3 mGy eine Abweichung, die unter 20 % liegt. Mit den Schätzgleichungen wurde die Organdosis bei den Patienten berechnet, deren DFP in dem bei den Phantomuntersuchungen gelegenen Bereich war.

#### 4.2.7 Effektive Dosis

Die Werte der Effektiven Dosis beim Enteroklysma und der Alternativen Computertomographie und Szintigraphie sind in Tabelle 4-3 gegenübergestellt. Die Ermittlung der Effektiven Dosis bei den CT-Untersuchungen geschah bei Becker et al. [79] durch Messungen mit Thermolumineszenzdosimetern an einem Alderson-Phantom. Becker et al. [79] verglichen die Messungen mit Berechnungen auf der Basis des mathematischen Phantoms EVA [2]. Hierbei zeigt sich, daß die berechneten Werte 25 % bzw. 35 % über den im Alderson-Phantom gemessenen Werten liegen.

Untersuchung	Effektive Dosis (mSv)			Quelle
	Frau	k. A.*	Mann	
<b>CT Abdomen</b>				
- Sequentielles CT	26,9 <sup>7</sup> / 21,5 <sup>8</sup>			Becker et al. [79]
- Spiral-CT	11,9 <sup>7</sup> / 8,8 <sup>8</sup>			Becker et al. [79]
- k.A.*		3,9 ± 1,1		Ware et al. [80]
<b>Szintigraphie</b> (abdominelle Blutungssuche)		7		ICRP 80 [71]
<b>Enteroklysma</b> (Monokontrast)		1,5		Hart et al. [65]
<b>Enteroklysma</b>	23,6		12,5	Keske et al. [64]
<b>Enteroklysma</b>		13,99		Ruiz-Cruces et al. [60]

\*k. A. = keine Angabe

Tabelle 4-3: Vergleich der Effektiven Dosen bei Röntgen-, CT- und nuklearmedizinischen Untersuchungen

<sup>7</sup> EVA

<sup>8</sup> Alderson-Phantom

Ware et al. [80] berechneten aus den Untersuchungsparametern und der Körpermasse die Effektive Dosis. Für die szintigraphische Untersuchung zur Lokalisation einer abdominalen Blutungsquelle wurde ebenfalls die Effektive Dosis berechnet. Zwei Arbeiten [60, 64], die für das Enteroklysma eine Effektive Dosis angeben, ermittelten die Organdosen durch mathematische Methoden (s. 4.1.1). Hart et al. [65] summierten die effektiven Dosen der Projektionsaufnahmen, die beim Monokontrast-Enteroklysma angefertigt wurden. Es wurden im Mittel  $6,3 \pm 1,5$  Aufnahmen erstellt, deren Dosen mittels Konversionsfaktoren [3] aus dem DFP errechnet wurden. Eine Auflistung dieser Organdosen fehlt. Der Anteil der Durchleuchtung an dem DFP wurde mit 70 % geschätzt. Zur Errechnung des Dosisanteils der Durchleuchtung wurde ein geringerer kV-Wert gewählt.

Problematisch an der geschilderten Methode erscheint, daß die Feldeinblendung zwar im DFP enthalten ist, aber bei der Umrechnung mit Konversionsfaktoren, die für eine definierte Feldgröße erstellt wurden, keine Berücksichtigung erfährt. Weiterhin wird in dieser Arbeit ein Konversionsfaktor zur Ermittlung der Effektiven Dosis aus dem Gesamt-DFP genannt, ohne daß das Geschlecht näher bezeichnet wird. Dies scheint unter Berücksichtigung des exponierten Feldes und des hohen Wichtungsfaktors für Gonaden nicht angemessen.

In den zitierten Arbeiten [60, 64, 65] wurde bei der Dosimetrie von dynamischen Röntgenuntersuchungen von der Dosis einzelner Projektionsaufnahmen auf den Dosisanteil der Durchleuchtung geschlossen. Bei dieser aufwendigen Methodik sind aufgrund der Dynamik von Durchleuchtungsuntersuchungen (Feldgröße, Fokus-Bildverstärker-Abstand, Belichtungsautomatik etc.) größere Abweichungen von der tatsächlich applizierten Dosis anzunehmen.

Mit der vorliegenden Arbeit wurde der Versuch unternommen, die Organdosis unabhängig von der verwendeten Betrachtungstechnik (Projektionsaufnahme/Durchleuchtung) zu messen. Aufgrund der starken Korrelation zwischen der intrakorporal gemessenen Organdosis und dem DFP erscheint der Einsatz von phantomdosimetrisch erstellten Konversionsfaktoren sinnvoll.