

Feldstudie zur Ermittlung von Dosiswerten bei der Computertomographie

Von W. Panzer, C. Scheurer, G. Drexler und D. Regulla

Institut für Strahlenschutz (Direktor: Prof. Dr. W. Jacobi), Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung München-Neuherberg

Zusammenfassung

An 122 CT-Einrichtungen, deren Benutzer sich freiwillig an der Feldstudie beteiligten, wurden für die häufigsten der an dem jeweiligen Gerät vorkommenden Einstellungen die Dosiswerte frei in Luft auf der Rotationsachse ermittelt. Zusätzlich wurden Informationen über weitere Expositionsparameter, die für die Strahlenexposition von Patienten maßgeblich sind, gesammelt. Die Ergebnisse zeigen eine überraschend große Variationsbreite der bei CT-Untersuchungen auftretenden Dosiswerte und lassen den Schluß zu, daß es nicht möglich ist, aufgrund von Angaben zur Exposition, die der Benutzer machen kann, zu verlässlichen Aussagen über die Patientenexposition zu gelangen.

Field study for the evaluation of dose values in computertomography

122 CT scanners were studied in order to determine dose values free in air on the axis of rotation during the most common types of examination. In addition, other exposure parameters were collected, which may be important in relation to dose to patients. The results showed a surprising variation in the dose values of CT examinations. It is concluded that it is not possible to estimate patient exposure reliably by using the information on exposure parameters supplied by the operator.

Ziel und Problemstellung

Neben invasiven Kontrastmitteluntersuchungen und speziellen langwierigen Durchleuchtungsuntersuchungen führen CT-Untersuchungen zu den höchsten Patientenexpositionen in der Röntgendiagnostik. Dies bedeutet, daß die bei dieser Untersuchung auftretenden Dosiswerte nicht nur von allgemeinem strahlenhygienischen Interesse sind, sondern auch zu einem Problem individueller Patientendosimetrie werden können, wenn es zum Beispiel um die einigermaßen verlässliche Abschätzung von Embryodosen bei Befruchtungsuntersuchungen geht. Hierbei stellt sich die Frage, inwieweit Literaturangaben oder Datensammlungen, die die Dosis mit den Expositionsbedingungen verknüpfen, zusammen mit den Angaben des Untersuchers als Basis für eine Dosisab-

schätzung dienen können. Ziel der Feldstudie, an der sich 122 Kliniken und Praxen freiwillig beteiligten, war es, Dosiswerte zu ermitteln, wie sie unter Routinebedingungen in der Praxis auftreten, sowie Informationen über weitere Expositionsparameter zu sammeln, die für die Strahlenexposition von Patienten maßgeblich sind.

Methodik

Die Teilnehmer erhielten fünf Dosimeterkapseln per Post zugesandt, von denen 4 unter den am häufigsten an dem Gerät gebrauchten Einstellungen in einer Schicht, frei in Luft auf der Rotationsachse zu bestrahlen waren (Abb. 1). Die fünfte Kapsel diente Kontrollzwecken und sollte unbestrahlt bleiben. Die Kapseln waren aus PVC gefertigt (Außendurchmesser: 10 mm; Wandstärke: 3 mm) und der Bereich des Dosimeterstapels (12 LiF TL-Dosimeter, $3 \times 3 \times 0,8 \text{ mm}^3$) war durch äußere Markierungen gekennzeichnet. Mittels einer beigegeführten einfachen höhenverschieblichen Halterung (Abb. 2) und der Lichtanzeige der CT-Einrichtung war die Kapsel axial auf die Rotationsachse zu justieren. Die radiale Justierung erwies sich dabei als unkritisch, da selbst eine erhebliche Fehlzentrierung von z. B. 10 % des Abstandes Brennfleck-Achse nur zu einem Dosisanstieg von 3 % gegenüber dem Dosiswert auf der Achse führen würde (bei einem Abtastwinkel von 360°).

Die LiF TL-Dosimeter wurden im Verlauf der Feldstudie mehrmals und individuell bei einer Strahlenqualität von 125 kV Röhrenspannung und 2,2 mm Al + 0,25 mm Cu Filterung mit einem Ionisationsdosimeter kalibriert und kontrolliert. Die TL-Dosimeter befanden sich dabei in gleicher Anordnung wie bei ihrem Einsatz während der Feldstudie in den Kapseln. Während der Kalibrierung, die an einem Materialprüfungsrontgengerät erfolgte, wurden die Kapseln um 360° gedreht, um somit die Bestrahlungsrichtung von CT-Geräten zu simulieren. Angesichts des reduzierten Genauigkeitsanspruchs der Dosismessung in diesem Zusammenhang ($\pm 10\%$) kann die Energieabhängigkeit der LiF-Dosimeter im Bereich der bei CT-Geräten vorkommenden Strahlungsqualitäten vernachlässigt werden.

Für die Entscheidung, in dieser Feldstudie die Dosis frei in Luft auf der Rotationsachse für eine Einzelschicht zu messen, waren zwei Gesichtspunkte ausschlaggebend:

1. Die Herstellung und Versendung körperähnlicher Dosimetriephantome wäre viel zu aufwendig geworden. Zudem hätten an solchen Phantomen vier komplette CT-Untersuchungen vorgenommen werden müssen, was wiederum für die Teilnehmer an der Feldstudie unzumutbar gewesen wäre. Auch wären Schlüsse auf Organdosen, speziell bei ausgedehnten Organen wie Lunge oder Knochenmark, aufgrund von Messungen an solchen Phantomen nur sehr begrenzt möglich gewesen.

2. Organdosen lassen sich dagegen aus der Dosis frei in Luft auf der Rotationsachse durch Multiplikation dieses Wertes mit berechneten Konversionsfaktoren abschätzen.

$$D_{\text{Organ}} = D_{\text{Luft}} \cdot f_c$$

Diese Untersuchung wurde im Rahmen des EG Strahlenschutzprogramms, Contract No. B16-133-D durchgeführt.

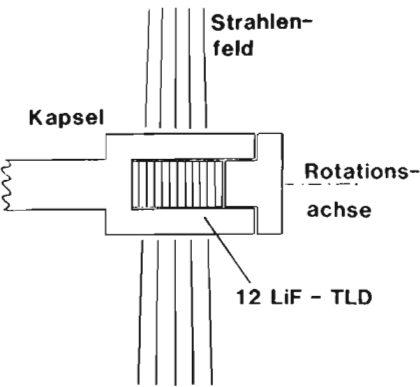


Abb. 1 Anordnung der Dosimeterkapsel im Strahlenfeld.

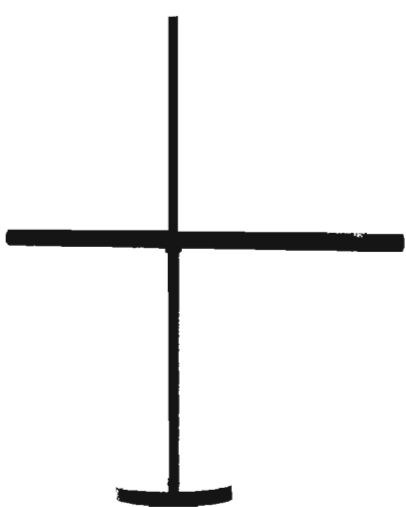


Abb. 2 Halterung für Dosimeterkapseln.

Körperregion	Medianwert	Anzahl		Bereich
		1. Quartile	3. Quartile	
Schädel	18	15	22	5–44
Thorax	25	20	30	10–56
Abdomen	35	25	44	10–75
Becken	21	18	30	10–60
Wirbelsäule	20	18	27	10–40

Tab. 1 Anzahl von Schichten pro Untersuchung.

Schichtbreite	Anteil (%) der Schichtbreiten				
	Schädel	Thorax	Abdomen	Becken	Wirbels.
1 mm	2	2	2	–	2
2 mm	13	2	2	2	36
3 mm	2	–	–	4	7
4 mm	22	4	11	2	45
5 mm	6	3	2	–	7
6 mm	3	2	2	4	–
7 mm	1	–	1	–	–
8 mm	40	59	58	53	2
9 mm	2	6	4	6	–
10 mm	9	17	14	2	–
12 mm	–	3	4	6	–

Tab. 2 Häufigkeit, mit der die verschiedenen Schichtbreiten gewählt werden.

Konversionsfaktoren f_c existieren bereits für ausgewählte CT-Untersuchungen und Organe (3, 4, 12, 13) und können auch für weitere Untersuchungen ermittelt werden. Die Dosis frei in Luft auf der Achse kann anhand der Messung einer Einzelschicht bestimmt werden, wenn ausreichende Informationen über das axiale Dosisprofil vorliegen.

Nach der Bestrahlung wurden die Kapseln zusammen mit einem ausgefüllten Fragebogen zurückgeschickt. Dieser enthielt Angaben zur Dosimeterbestrahlung (Röhrenspannung, Filterung, Strom-Zeit-Produkt, Schichtbreite, Abtastwinkel, Untersuchung, welche typischerweise mit diesen Parametern durchgeführt wird) und allgemeine Angaben (Hersteller und Typ des CT-Gerätes, Herstellungsjahr, die häufigsten an der Einrichtung durchgeführten Untersuchungen, Abtastwinkel, Schichtzahl, Schichtbreite, Schichtabstand, die dabei gewählt werden, und Anzahl von Untersuchungen pro Woche).

Ergebnisse und Diskussion

Alle in der Feldstudie erfaßten CT-Einrichtungen waren reine Rotationsscanner, die fast ausschließlich mit Abtastwinkeln von 360° und in konsekutiver Schichtfolge

betrieben werden. Lediglich 5 Teilnehmer berichteten, daß sie bei Wirbelsäulenuntersuchungen gelegentlich überlappende Schichtfolgen wählen. Die Anzahl der Untersuchungen pro Woche lag zwischen 25 und 180 (Mittelwert 90, 50 % zwischen 70 und 110). Die Anzahl von Schichten pro Untersuchung, wie sie von den Teilnehmern angegeben wurden, ist in Tab. 1 zusammengestellt.

Dabei ist zu bemerken, daß die hohen Zahlenwerte nahe der oberen Bereichsgrenze durch Doppeluntersuchungen mit Kontrastmitteln zustande kommen, die aber vom Teilnehmer als eine Untersuchung betrachtet wurden. 1979 fanden Pietzsch und Hinz (8) und Stieve und Schmidt (9) noch deutlich niedrigere Schichtzahlen. Dies deutet darauf hin, daß sich diesbezüglich in der Zwischenzeit ein Wandel in der Untersuchungstechnik vollzogen hat. Die Häufigkeit, mit der die Teilnehmer die jeweiligen Schichtdicken für Untersuchungen in den einzelnen Körperregionen wählten, ist in Tab. 2 dargestellt.

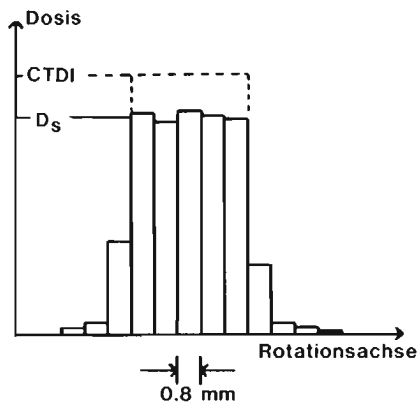


Abb. 3 Typisches Dosisprofil frei in Luft entlang der Rotationsachse bei einer 4 mm dicken Schicht.

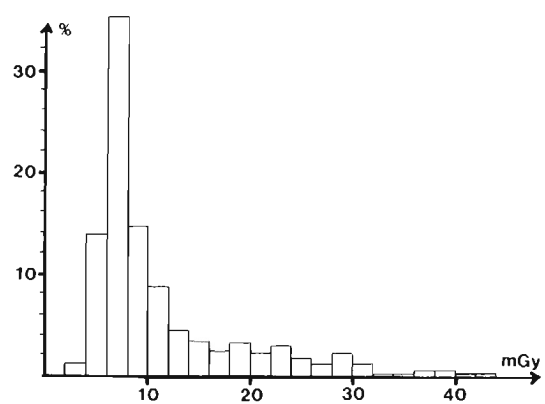


Abb. 4 Verteilung der Dosen pro Schicht frei in Luft auf der Rotationsachse bezogen auf ein Strom-Zeit-Produkt von 100 mAs. Abstand Fokus – Achse: 70–80 cm.

Körperregion	Medianwert	Länge (cm)		Bereich
		1. Quartile	3. Quartile	
Schädel	12	8	16	2–26
Thorax	24	20	27	10–48
Abdomen	30	21	36	5–48
Becken	20	16	24	5–40
Wirbelsäule	7,5	6	8,6	4–12

Tab. 3 Längen der bei CT-Untersuchungen erfaßten Körperbereiche.

Wesentlich bedeutsamer für die Abschätzung von Strahlenexpositionen als die Anzahl der Schichten oder die Schichtbreite ist die axiale Länge der untersuchten Körperregion. Diese ergibt sich als Produkt von Schichtzahl und nomineller Schichtbreite (bzw. Schichtbreite plus Schichtabstand bei nicht aneinandergrenzenden Schichten). Die in der Feldstudie für Untersuchungen in den verschiedenen Körperregionen gefundenen Werte sind in Tab. 3 aufgeführt. Für die gezielte Untersuchung einzelner Segmente der Wirbelsäule werden Längen zwischen 1 und 2 cm angegeben.

Dieses Resultat weist auf eine erhebliche Schwierigkeit hin, die bei der dosimetrischen Behandlung von CT-Untersuchungen auftritt: CT-Untersuchungen sind hinsichtlich Lage und Größe des untersuchten Feldes bei weitem nicht so standardisiert wie konventionelle Röntgenuntersuchungen. Zum Zwecke der Abschätzung kollektiver Dosen und damit einer allgemeinen dosimetrischen Bewertung einer Untersuchung lassen sich zwar mittlere Längen der bestrahlten Körperregion angeben. Unter diesen Annahmen zustandekomme Abschätzungen, etwa von Uterusdosen bei Becken- oder LWS-Untersuchungen, sind aber wegen des weiten Variationsbereichs auf einen individuellen Einzelfall häufig nicht anwendbar.

Zur Beschreibung der Dosis frei in Luft auf der Rotationsachse eignen sich zwei Dosiswerte (Abb. 3):

1. Der CT-Dosisindex (CTDI) stellt den korrekten, von der Anzahl der Schichten unabhängigen Bezugswert dar, wenn man mittels Konversionsfaktoren aus der Dosis frei in Luft Organosen ermitteln will. Sein Wert ergibt sich gemäß

$$CTDI = \left(\sum_{i=1}^{12} D_i \right) / 1$$

D_i : Meßwerte der Dosimeter 1–12 (mGy)

1: nominelle Schichtbreite (in Vielfachen von 0,8 mm)

und berücksichtigt die durch extrafokale Strahlung und Überlappung (wenn die wirkliche Schichtbreite größer ist als die nominelle) zustandekomme Beiträge von Nachbarschichten, wenn wie bei CT-Untersuchungen in der Praxis mehrere Schichten aneinandergelagert werden. Wie aus Abb. 3 ersichtlich, werden dabei die in Bereichen außerhalb der nominellen Schichtbreite ermittelten Dosiswerte den Werten innerhalb der nominellen Schichtbreite zugeschlagen, was zu der durch die gestrichelten Linien skizzierten Dosiserhöhung führt. Um den CTDI ermitteln zu können, muß jedoch das gesamte Dosisprofil gemessen werden, und dies wiederum setzt voraus, daß die Dosimeterkapseln exakt in die Schicht justiert werden und daß der TL-Dosimeter-Stapel lang genug ist, um das gesamte Dosisprofil zu erfassen. Dies hätte bei 12-mm-Schichten den Einsatz von 30–40 TL-Dosimetern pro Kapsel erfordert und erschien daher zu aufwendig.

2. Der mittlere Plateauwert des Dosisprofils D_s kann auch bei weniger sorgfältiger Justierung und bei großen Schichtbreiten ermittelt werden (durchgezogene Linie in Abb. 3). Allerdings können bei 1-mm-Schichten wegen unvollständiger Ausleuchtung der 0,8 mm dicken Dosimeter Unterschätzungen von D_s bis maximal 37 % vorkommen. Da nur sehr wenige 1-mm-Schichten in der Studie vorkamen, wurde dieser Nachteil in Kauf genommen.

CTDI und D_s sind gemäß der Beziehungen

$$CTDI = f_E \cdot D_s \text{ oder } f_E = CTDI / D_s$$

miteinander verknüpft. f_E beschreibt quantitativ die durch Beiträge außerhalb der nominellen Schichtbreite bewirkte Dosis-

Schicht- dicke (mm)	f_E			
	Medianwert	1. Quartile	3. Quartile	Bereich
1*	—	—	—	1,5–3,7
2	1,37	1,19	1,71	1–2,26
4	1,04	0,97	1,27	0,88–2,22
5	0,97	0,93	1,08	0,9–1,19

*Hierbei ist zu berücksichtigen, daß nur sehr wenig Schichten vorkamen und der wahre Wert D_s im ungünstigsten Fall um 37 % größer sein kann.

Tab. 4 Werte für f_E .

Körperregion	D_s (mGy)			
	Medianwert	1. Quartile	3. Quartile	Bereich
Schädel	35,8	26,3	52	7–207
Thorax	27,8	16,3	38,8	6,7–91,3
Abdomen	27,7	16,2	38,5	6,3–168
Becken	26,2	14,5	38,8	6,7–161,5
Wirbelsäule	39,3	32	63,6	13–162

Tab. 5 Dosiswerte pro Schicht auf der Rotationsachse frei in Luft.

erhöhung. Der Wert von f_E hängt ab vom Anteil extrafokaler Strahlung, vor allem aber von der Übereinstimmung der wahren Schichtbreite mit der nominellen. An ca. 150 Schichten konnte das axiale Profil analysiert werden. Die dabei für f_E gefundenen Werte sind in Tab. 4 wiedergegeben.

Werte für f_E , die kleiner als 1 sind, bedeuten, daß die wahre Schichtbreite kleiner ist als die nominelle. Werte für f_E , die größer sind als 1, weisen darauf hin, daß die wirkliche Schichtbreite größer ist als die nominelle. Tab. 4 zeigt deutlich, daß ungenau justierte Blenden gerade bei kleinen Schichtbreiten häufig zu erheblichen, vermeidbaren Überexpositionen führen. Bei breiteren Schichten spielt dieser Effekt nurmehr eine geringe Rolle.

Die bei der Feldstudie anhand von insgesamt 421 auswertbaren Dosimeterkapseln gefundenen Dosiswerte sind in Tab. 5 aufgeführt. Die große Variationsbreite erklärt sich zum Teil aus den unterschiedlichen Expositionsbedingungen (Röhrenspannung, Filterung, Strom-Zeit-Produkt, Fokus-Achsen-Abstand), die von den Teilnehmern für die jeweiligen Untersuchungen gemäß den unterschiedlichen Fragestellungen gewählt werden.

Ein direkter Vergleich dieser Ergebnisse mit denen anderer Autoren ist nicht sinnvoll, da diese in unterschiedlichen Phantomen gemessen haben; auch wäre ein Vergleich angesichts des großen Schwankungsbereichs wenig aussagekräftig.

Wie nun die Feldstudie ergab, werden Untersuchungen nahezu ausschließlich mit Abtastwinkeln von 360° und in konsekutiven Schichten durchgeführt. Für diese Bedingungen ergeben Monte-Carlo-Rechnungen an anthropomorphen Phantomen (3–5, 12, 13) bei Beckenuntersuchung Konversionsfaktoren von 0,5–0,6 für das Verhältnis der mittleren Uterusdosis zur Dosis frei in Luft auf der Rotationsachse. Dies gilt für die bei CT-Untersuchungen vorkommenden Strahlenqualitäten und mittlere Patientenabmessungen, wenn der Uterus im direkt bestrahlten Feld liegt. Wendet man diese Zahlen auf die in Tab. 5 für die Beckenuntersuchung aufgeführten Dosiswerte an, so ergibt sich, daß in 30–40 % der Untersuchungen – würden sie an schwangeren Patientinnen durchge-

Tab. 6 Richtwerte aus der Literatur für die Dosis in 76 cm Fokusabstand bezogen auf ein Strom-Zeit-Produkt vom 100 mAs.

Röhrenspannung (kV)	Filterung (mm)	Dosis pro 100 mAs (mGy)
100	2,2 Al + 0,25 Cu	7,3 (7)
120	5 Al + 0,5 Cu	6,7 (2)
120	6 Al	14 (11)
120	6 Al	14,8 (7)
125	2,2 Al + 0,25 Cu	12,8 (7)
125	2,2 Al + 0,4 Cu	9,6 (7)
125	2,2 Al + 0,4 Cu	11 (2)

führt – eine Embryodosis von mehr als 20 mGy zustande käme. Ab diesem Wert, sollte er sich bei einer groben Abschätzung ergeben, wird in einer häufig in diesem Zusammenhang angewendeten Empfehlung der Deutschen Röntgengesellschaft (6) zu einer genaueren, die Patientenabmessungen und Expositionsbedingungen berücksichtigenden Dosisabschätzung geraten. In 5–10 % der Fälle würden Embryodosen von mehr als 50 mGy erreicht, ein Wert, bei dem die Dosis-schwellen für das Auftreten von Organmißbildungen und geistiger Retardierung vermutet werden (1, 10). Es ergibt sich somit die Notwendigkeit, in Einzelfällen Embryodosen genau und verläßlich abzuschätzen. Genauere Abschätzungen von Embryodosen auf der Basis von Literaturangaben (selbst wenn dabei die zugrundegelegten Expositionsbedingungen angegeben sind) oder Tabellenwerten sind jedoch bei CT-Untersuchungen nicht möglich. Dies geht aus Abb. 4 hervor, wo die Verteilung von 412 ermittelten Dosiswerten frei in Luft auf der Rotationsachse, bezogen auf ein Strom-Zeit-Produkt von 100 mAs, dargestellt ist. Die Fokus-Achsen-Abstände lagen dabei zwischen 70 und 80 cm. Zum Vergleich dazu sind in Tab. 6 verfügbare Daten über die aufgrund von Röhrenspannung und Filterung zu erwartenden Richtwerte zusammengestellt (2, 7, 11).

Eine Embryodosisabschätzung, die sich auf diese Werte oder eine andere Literaturangabe stützt, würde in vielen Fällen zu einer erheblichen Über- oder Unterschätzung des wahren Wertes führen, was angesichts der insgesamt hohen Embryodosen bei CT-Beckenuntersuchung als äußerst unbefriedigend angesehen werden muß. Eine Zuordnung der in Abb. 4 beschriebenen Dosiswerte zu den jeweiligen Strah-

Strahlenqualität 125 kV, 2,2 mm Al	Medianwert	D _s (mGy) pro 100 mAs		Bereich
		1. Quartile	3. Quartile	
+ 0,25 mm Cu	7,4	6,7	8,8	2,7–23,2
+ 0,4 mm Cu	7,1	6,0	8,8	4,8–12,1

Tab. 7 Dosis frei in Luft auf der Rotationsachse bezogen auf ein Strom-Zeit-Produkt von 100 mAs bei zwei Strahlenqualitäten. Fokus-Achsen-Abstand 76 cm.

lenqualitäten hätte vielleicht ein etwas günstigeres Bild ergeben, doch war dies nicht möglich, da rund 70 % der Teilnehmer die Frage nach der Filterung, die bei ihrem Gerät vorliegt, nicht beantworteten. Lediglich für zwei Strahlenqualitäten ergaben sich genügend (130) Beispiele, um sie statistisch beschreiben zu können (Tab. 7).

Es zeigt sich, daß zwar 50 % der Werte in einem sehr engen Bereich um den mittleren Wert liegen, daß man sich jedoch angesichts des weiten Schwankungsbereichs darauf nicht verlassen kann und daß die Abweichungen von den zur Zeit zur Verfügung stehenden Tabellenwerten (Tab. 6) beträchtlich ist.

Über die Ursachen dieser Abweichungen können an dieser Stelle nur Vermutungen angestellt werden: Diskrepanzen zwischen den nominellen und wirklichen Werten von Röhrenspannung, Strom-Zeit-Produkt und Filterung. Für die bezüglich der Richt- oder Medianwerte zu niedrigen Dosiswerte kommt zusätzlich ein Emissionsverlust infolge der Aufrauhung der Anode bei starker Röhrenbelastung als mögliche Erklärung in Betracht.

Aus den in der Feldstudie gewonnenen Erfahrungen lassen sich zwei Folgerungen ableiten:

1. Eine Bestimmung von Embryodosen bei CT-Untersuchungen, die Anspruch auf Verlässlichkeit erhebt, sollte sich auf Messungen stützen, die an dem Gerät und unter den Expositionsbedingungen durchgeführt wurden, an dem die Untersuchung stattfand. Dies kann in der Weise geschehen, daß die Dosis frei in Luft auf der Rotationsachse gemessen und daraus mittels bekannter Dosiskonversionsfaktoren die Embryodosis berechnet wird oder daß an einem patientenähnlichen Phantom die Untersuchung nachvollzogen und dabei an der vermuteten Position des Embryo die Dosis gemessen wird.
2. Im Rahmen der Qualitätssicherungsmaßnahmen nach § 16 der Röntgenverordnung sollten Dosismessungen in geeigneter Form auch an CT-Einrichtungen erfolgen und Toleranzwerte für die Dosis, bezogen auf ein bestimmtes Strom-Zeit-Produkt, festgelegt werden.

Danksagung

Die Verfasser möchten sich bei den Teilnehmern an der Feldstudie für ihre Mitarbeit bedanken.

Literatur

- ¹ Bundesminister des Inneren (Hrsg.): Wirkungen nach pränataler Bestrahlung. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Bd. 2, Fischer-Verlag, Stuttgart 1985
- ² Birch, R., M. Marshall, C. M. Ardran: Catalogue of spectral data for diagnostic X-rays. The Hospital Physicists' Association, Scientific Report Series 30 (1979)
- ³ Drexler, G., W. Panzer, L. Widenmann, G. Williams, M. Zankl: Die Bestimmung von Organdosen in der Röntgendiagnostik. Hoffmann-Verlag, Berlin 1985
- ⁴ Kramer, R., R. Veit, G. Drexler: Körperdosiskonversionsfaktoren für computertomographische Untersuchungen. Strahlenschutz in Forschung und Praxis, Band XX, Thieme, Stuttgart 1980
- ⁵ Kramer, R., M. Zankl, G. Williams, G. Drexler: The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part I: The male (Adam) and female (Eva) adult mathematical phantoms. GSF-Bericht S-885 (1982)
- ⁶ Leppin, W.: Richtlinien für das ärztliche Verhalten nach Exposition der menschlichen Frucht mit ionisierenden Strahlen und nach Inkorporation radioaktiver Stoffe aus medizinischer Indikation. Fortschr. Röntgenstr. 132,5 (1979) 595
- ⁷ Mika, N., K. H. Reiss: Tabellen zur Röntgendiagnostik. Siemens AG 1969
- ⁸ Pietzsch, W., G. Hinz: Erhebungen zur Durchführung der Computertomographie. Strahlenschutz in Forschung und Praxis, Band XX, Thieme, Stuttgart (1980) 152–157
- ⁹ Stieve, F. E., Th. Schmidt: Strahlenhygiene. In: Computertomographie gynäkologischer Tumoren (Hrsg.: Breit, A., U. Rohde). Thieme, Stuttgart (1983) 11–25
- ¹⁰ UNSCEAR: Genetic and somatic effects of ionising radiation. United Nations, New York, USA 1986
- ¹¹ Wachsmann, F., G. Drexler: Graphs and tables for use in radiology. Springer, Berlin 1976
- ¹² Wall, B. F.: National Radiation Protection Board, Chilton, G. B., persönliche Mitteilung 1987
- ¹³ Zankl, M.: Kinderklinik der Universität München, persönliche Mitteilung 1988

Dipl.-Phys. W. Panzer

Institut für Strahlenschutz
Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH
Ingolstädter Landstr. 1
D-8042 Neuherberg