

R. Leppek¹ · S.S. Bertrams¹ · W. Höltermann² · K.J. Klose¹

¹ Medizinisches Zentrum für Radiologie, Abteilung für Strahlendiagnostik (Leiter: Prof. Dr. K.J. Klose), Philipps-Universität Marburg

² Interdisziplinäres Medizinisches Zentrum, Abteilung für Anästhesie und Intensivmedizin (Leiter: Prof. Dr. H. Lennartz), Philipps-Universität Marburg

Strahlenexposition durch Röntgenthoraxaufnahmen auf der Intensivstation

Dosiskumulation und Strahlenkrebsrisiko bei Langzeittherapie

Zusammenfassung

Ziel: Abschätzung des zusätzlichen individuellen Krebsrisikos gemäß ICRP 60 bei mehrfachen Röntgenaufnahmen des Thorax a.p. liegend bei langdauernder Intensivtherapie.

Methodik: Bei 2 Männern und 7 Frauen, mittleres Alter 36 ± 12 Jahre, mittlere Größe 169 ± 5 cm, mittleres Körpergewicht 74 ± 8 kg, unter Langzeitbeatmung bei Adult Respiratory Distress Syndrome (ARDS) werden bei Thoraxaufnahmen mit Thermolumineszenzdosimetern eintrittseitige Oberflächendosen im Zentralstrahl und inguinal bzw. abdominal repräsentativ für die Gonaden erfaßt.

Ergebnisse: Innerhalb von 18 bis 126 Tagen Behandlungsdauer erhalten 9 Patienten insgesamt 348 Thoraxaufnahmen, pro Patient im Mittel 39 ± 22 Aufnahmen, Median 31 Aufnahmen. Bei 217 Thoraxaufnahmen werden eintrittseitige Oberflächendosen gemessen. Patientenbezogen beträgt die mittlere Oberflächendosis im Zentralstrahl minimal $0,31 \pm 0,12$ mGy, maximal $0,56 \pm 0,09$ mGy. Die Gonadenbelastung ist kleiner als $0,03$ mGy Oberflächendosis pro Exposition. Die mittlere effektive Dosis beträgt $0,15$ mSv pro Exposition, kumuliert für alle Expositionen zwischen $2,49$ mSv und $14,09$ mSv. Das strahlenbedingte Krebsrisiko beträgt zwischen $0,01$ und $0,07\%$.

Schlußfolgerungen: Das zusätzliche Lebenszeitkrebsrisiko infolge wiederholter Thoraxaufnahmen a.p. im Liegen ist im Vergleich zur Mortalität schwerstkranker Patienten zu vernachlässigen.

Schlüsselwörter

Thoraxaufnahme · Strahlenbelastung · Risikoabschätzung · Dosimetrie · Intensivtherapie

Im Zuge des medizinischen Fortschritts mit immer weiter reichenden Behandlungsoptionen nimmt auch die Röntgendiagnostik jährlich um ca. 10% zu. Im Vergleich zu 1960 hat sich in Europa die Anzahl der medizinischen Röntgenuntersuchungen etwa verdoppelt [37]. Pro Jahr werden in Deutschland je 1000 Einwohner ca. 1240 Röntgenuntersuchungen durchgeführt [14]. Die Röntgenuntersuchung der Lunge ist dabei die am häufigsten durchgeführte röntgendiagnostische Maßnahme [30]. Der Anteil hospitalisierter Patienten, die eine langdauernde Intensivtherapie erhalten, nimmt ebenfalls zu [8, 9]. Auf der Intensivstation ist die a.p.-Thoraxaufnahme im Liegen von allen bildgebenden Verfahren die häufigste Untersuchung und in der Überwachung beatmungspflichtiger Intensivpatienten unverzichtbar [4, 10, 17, 19, 38]. In Abhängigkeit von der Schwere des Krankheitsbildes können bei einer Behandlungsdauer von mehreren Wochen bis Monaten bis zu über 100 Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane eines Patienten notwendig werden. Daher ist bei

diesen Patienten die kumulierte Dosis und das fiktive Strahlenkrebsrisiko von Interesse.

Öffentlichkeit und Patienten werden durch beträchtlich differierende Dosisangaben und Risikoabschätzungen röntgendiagnostischer Verfahren verunsichert [30, 31]. Obwohl die Genauigkeit physikalischer Dosismessungen etwa 10% beträgt, variiert im Vergleich verschiedener Institute und Kliniken die applizierte Dosis bei gleichartigen Untersuchungen um den Faktor 2 bis 10, für die Keimdrüsendosen sogar im Bereich von 3 Größenordnungen [3, 39]. Bei Thoraxaufnahmen auf der Intensivstation addiert sich dazu die größere Variationsbreite der Expositionsdaten infolge der nur begrenzt standardisierbaren Untersuchungssituation [20]. Vor diesem Hintergrund stellt sich die Frage, in welchem Maße wiederholte radiologische Verlaufskontrollen langzeitbehandelter Intensivpatienten das Morbiditätsrisiko erhöhen.

Material und Methoden

Patientenkollektiv

2 Männer und 7 Frauen, mittleres Alter 36 ± 12 Jahre, mittlere Größe 169 ± 5 cm,

Dr. R. Leppek
Medizinisches Zentrum für Radiologie,
Abteilung für Strahlendiagnostik, Klinikum der
Philipps-Universität, Baldinger Straße,
D-35033 Marburg

R. Leppek · S.S. Bertrams · W. Höltermann
K.J. Klose

Radiation exposure due to bedside chest radiography during intensive care. Cumulative dose and additional morbidity risk of long term therapy

Summary

Purpose: Assessment of the additional morbidity risk due to repeated bedside chest radiography according to ICRP 60 during intensive care.

Material and Methods: Ventral surface doses were recorded by thermoluminescence dosimetry in 2 men and 7 women, mean age 36 ± 12 years, mean height 169 ± 5 cm, mean weight 74 ± 8 kg, receiving long-term ventilation therapy due to Adult Respiratory Distress Syndrome (ARDS).

Results: From 18 to 126 days duration of therapy 9 patients received a total of 348 bedside chest radiographs, mean 39 ± 22 radiographs per patient. 217 chest radiographs yielded 217 surface doses and 217 gonadal doses. Patient's mean surface dose varies between at least $0,31 \pm 0,12$ mGy and at most $0,56 \pm 0,09$ mGy. The surface dose representing gonadal exposure is less than 0,03 mGy per exposure. The mean effective dose is about 0,15 mSv per exposure. The cumulative effective dose H_{eff} ranges between 2,49 mSv and 14,09 mSv, thus estimating the additional individual cancer risk ranges between 0,01% and 0,07%.

Conclusion: In comparison with the decreased prognosis of severely ill long-term ventilated patients the additional morbidity risk due to chest radiographs is a negligible quantity.

Key words

Chest radiography · Radiation exposure · Risk assessment · Dosimetry · Intensive care therapy

mittleres Körpergewicht 74 ± 8 kg, mit respiratorischer Globalinsuffizienz bei ARDS im Stadium III–IV wurden in die Studie aufgenommen. ARDS bezeichnet eine unspezifische, jedoch identische pulmonale Reaktion und Komplikation bei nicht vorgeschädigter Lunge auf eine schwere extrapulmonale Erkrankung [40]. Ursächliche Grunderkrankungen waren eine fulminante Aspiration nach Sectio caesarea, Hernieninkarzeration, Pneumomediastinum nach Magenulkusperforation, Lyell-Syndrom mit Peritonitis, Mukoviszidose mit akuter respiratorischer Insuffizienz, atypische Pneumonie, ketoazidotisches Koma bei Pneumonie, Verbrennungen nach Starkstromunfall und eine perforierte Sigmadivertikulitis. Bei 8 von 9 Patienten mußte zeitweise eine ECCO₂-R-Beatmungstechnik („Extra-Corporal CO₂-Removal“) eingesetzt werden. Diese von Kolobow und Gattinoni entwickelte Methode ist durch eine extrakorporale venovenöse CO₂-Elimination über eine Membranlungge charakterisiert, die mit einer apnoischen Oxygenierung der Patiententunge und niederfrequenter Überdruckbeatmung kombiniert wird [11]. Im Studienzeitraum verstarben 4 der 9 Patienten.

Röntgentechnik

Die a.p.-Thoraxaufnahmen im Liegen wurden ausnahmslos bei maximaler Lungenblähung mit einem mobilen Röntgengerät angefertigt („Mobilett“, Siemens, Erlangen, Eigenfilterung 2,5 mm Aluminium). Vorgegebene technische Parameter waren Fokus-Film-Abstand 100 cm, Kassettenformat 35×43 cm ohne Raster, Film-Folien-System¹ der Empfindlichkeitsklasse 200, Siemens Titan 2 U Folie, Dupont Cronex 4 Film, Dosisbedarf für die Dichte 1 über Schleier $5 \mu\text{Gy}$. Die Kontrolle der Filmverarbeitung erfolgte nach § 16 RöV und DIN 6868. In Vorversuchen zeigte die Prüfung des mobilen Röntgengeräts auf Homogenität des Strahlenfeldes und Dosis Konstanz im Zentralstrahl bei 10 aufeinanderfolgenden Expositionen

nur geringfügige Abweichungen von weniger als 5%.

Dosismessungen

Als Meßsonden wurden 0,8 mm dicke Lithiumfluoridpellets mit einem Durchmesser von 4,5 mm (LiF-N-Pellets Typ 160–084, Vinten Instruments) benutzt. Das Mikroformat dieser Detektoren gestattet punktförmige Messungen mit einer hohen Strahlenempfindlichkeit in einem umfangreichen Meßbereich [24]. 20 empfindlichere LiF(Mg, Cu, P)-Dosimeter mit einer unteren Nachweisgrenze von mindestens $5 \mu\text{Gy}$ wurden zusätzlich zur Bestimmung von Gonadendosen eingesetzt [29]. Die Thermolumineszenz-Dosimeter (TLD) wurden mit Hilfe einer Saugpipette einzeln in quadratische Plexiglashüllen (Kantenlänge 1,5 cm, Dicke 2 mm) verpackt, nummeriert und zur Identifizierung auf dem Röntgenbild mit einem Bariumstreifen markiert. Das ermöglichte die eindeutige Zuordnung von Meßwert zu Meßort und individuellen Kalibrierungsprofil der jeweiligen TLD-Sonde. Die Dosismessung erfolgte auf dem Thorax im Zentralstrahl entsprechend der eintrittseitigen Oberflächendosis und an der Oberschenkelinnenseite bzw. auf der Bauchdecke repräsentativ für die Gonadendosis. Die Einzelkalibrierung jeder TLD-Meßsonde und die Benutzung von Nulldosimetern zur Bestimmung des Verhältnisses zur Meßeffect zu applizierter Dosis berücksichtigte sowohl Störgrößen (Untergrundstrahlung, Lagerung und Transport, Fading) als auch Empfindlichkeitschwankungen bei gering unterschiedlichen Abmessungen der Detektoren [6, 12]. Durch eine für jedes Dosimeter separate Untergrundsubtraktion konnte eine untere Nachweisgrenze von 0,03 mGy erreicht werden. Die Kalibrierung, Auswertung und Regenerierung der TLD-Pellets erfolgte im Verein für Kernverfahrenstechnik und Analytik e.V. in Rossendorf (s. Anhang).

Dosiskumulation

Da nicht alle Thoraxaufnahmen im Beobachtungszeitraum dosimetrisch erfaßt werden konnten, erfolgte die Abschätzung der patientenindividuellen Gesamtexposition in 2 Schritten. Zunächst wurde aus den im Zentralstrahl

¹ Mittlerweile gelten die Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Radiologie vom 28.8.1995, die Film-Folien-Systeme der Empfindlichkeitsklasse 400 vorschreiben

Tabelle 1

Patientbezogene Bestimmung der mittleren eintrittseitigen Oberflächendosis in mGy aus den jeweils dosimetrisch erfaßten a.p.-Thoraxaufnahmen (Mess.). Die Standardabweichung ist als relativer Fehler in Prozent angegeben. Nach Extrapolation des Dosisanteils aus nicht dosimetrisch erfaßten Thoraxaufnahmen ist die patientenbezogen kumulierte Gesamtoberflächendosis aus allen Thoraxaufnahmen (Exp.) in mGy angegeben

Einzelmessungen					Kumulation	
Patient	Mess.	Spannweite	Mittelwert	Rel. Fehler	Exp.	Gesamtoberflächendosis
1	7	0,42–0,51	0,45	±7%	15	6,78
2	16	0,40–0,60	0,51	±10%	23	11,77
3	25	0,29–0,69	0,46	±22%	28	12,84
4	16	0,29–0,51	0,41	±12%	30	12,32
5	18	0,21–0,45	0,32	±19%	31	11,60
6	34	0,16–0,39	0,26	±19%	36	9,30
7	21	0,33–0,55	0,41	±12%	36	14,74
8	48	0,36–0,61	0,48	±12%	63	30,01
9	32	0,37–0,57	0,45	±11%	86	38,69
n=9	Σ=217	0,16–0,69	0,42	±19%	Σ=348	

gemessenen Oberflächendosen die mittlere patientenbezogene Oberflächendosis bestimmt (Tabelle 1). Für die Extrapolation der nicht dosimetrisch erfaßten Thoraxaufnahmen wurde jeweils eine Exposition mit der mittleren patientenindividuellen Oberflächendosis angenommen und dieser extrapolierte Anteil mit dem gemessenen Anteil zur Gesamtoberflächendosis addiert. Die effektive Dosis erhält man durch Summation aller entsprechend der Organempfindlichkeiten gewichteten Organ- bzw. Teilkörperdosen [1]. Ihr Betrag erlaubt eine Abschätzung des genetischen und somatischen Gesamtrisikos für Strahlenspätchäden infolge nicht homogener Exposition des Körpers [36]. Die Berechnung des Strahlenkrebsrisikos erfolgte nach ICRP 60 gemäß der Annahme eines zusätzlichen Krebsrisikos von 5% pro Sievert effektiver Dosis.

Ergebnisse

Röntgentechnik

Innerhalb einer Intensivbehandlungsdauer von 18 bis 126 Tagen (Mittelwert 42 Tage, Median 29 Tage) wurden bei 9 Patienten insgesamt 348 a.p.-Thoraxaufnahmen im Liegen angefertigt, wovon 217 Aufnahmen dosimetrisch erfaßt wurden. Die Patienten erhielten minimal 15 bzw. maximal 86 Aufnahmen,

im Mittel 39±22 Aufnahmen, Median 31 Aufnahmen. Bei konstanter Röhrenspannung (66 kV) und festgelegten Aufnahmebedingungen ist das zur Exposition notwendige mAs-Produkt maßgeblich dosisrelevant. Bei 5 Patienten betrug der Median der vorgeählten Dosis 3,2 mAs. Bei je einem Patienten wurden im Median 1,8 mAs, 2,6 mAs, 2,8 mAs und 3,6 mAs zur Belichtung gewählt.

Dosisberechnungen

Bei jeweils 2 Meßsonden pro Patient und Exposition ergeben sich 434 Dosis-

einzelmessungen, d.h. 217 eintrittseitige Oberflächendosen im Zentralstrahl sowie 217 Gonadendosen. Im Gesamtkollektiv wurden für eine a.p.-Thoraxaufnahme Oberflächendosen zwischen 0,16 mGy und 0,69 mGy gemessen. Patientenbezogen beträgt die mittlere Oberflächendosis 0,26±0,05 mGy bis zu 0,51±0,05 mGy. Im Gesamtkollektiv beträgt die Oberflächendosis bei 217 Thoraxaufnahmen im Mittel 0,42±0,08 mGy. Tabelle 1 gibt eine patientenindividuelle Übersicht der mittleren Oberflächendosen und der daraus abgeleiteten kumulierten Gesamtoberflächendosis. Der relative Fehler beträgt zwischen 7% und 22%. Repräsentativ für die Gonadenbelastung werden 217 einzelne Oberflächendosismessungen durchgeführt. Alle Energiedosen liegen unterhalb der Nachweisgrenze von 0,03 mGy. Auch nach 10facher Exposition einzelner TLD und Verwendung der bis zu 0,005 mGy empfindlichen LiF(Mg, Cu, P)-Dosimeter ist eine Strahlenbelastung oberhalb dieser Grenzen nicht nachweisbar.

Effektive Dosen und Morbiditätsrisiko

Die effektive Dosis wird durch Multiplikation der Organdosis mit dem körperteilbezogenen Wichtungsfaktor nach ICRP 60 ermittelt. Tabelle 2 im Anhang gibt eine Übersicht der Teilkörperdosen H_T für die Organe Haut, Knochenoberfläche, Knochenmark, Schilddrüse, Brust und Lunge. Schilddrüse, Brust und Lunge sind bei Thoraxaufnahmen die am stärksten belasteten Organe. Die Betrachtung der mittleren effektiven

Tabelle 2

Patientbezogene kumulierte Teilkörperdosen H_T sowie effektive Dosen H_{eff} in mSv infolge aller erhaltenen Thoraxaufnahmen

Patient	Teilkörperdosen H _T [mSv]						Effektive Dosis H _{eff}
	Haut	Knochenoberfläche	Knochenmark	Schilddrüse	Brust	Lunge	
1	0,08	0,06	0,24	0,76	0,75	0,60	2,49 mSv
2	0,13	0,10	0,42	1,31	1,29	1,04	4,29 mSv
3	0,14	0,11	0,45	1,42	1,40	1,13	4,65 mSv
4	0,14	0,11	0,40	1,37	1,35	1,09	4,46 mSv
5	0,11	0,09	0,35	1,12	1,10	0,89	3,66 mSv
6	0,03	0,03	0,25	0,94	0,93	0,75	2,93 mSv
7	0,16	0,13	0,52	1,64	1,61	1,30	5,36 mSv
8	0,33	0,26	1,06	3,33	3,28	2,64	10,90 mSv
9	0,43	0,34	1,38	4,30	4,23	3,41	14,09 mSv

Tabelle 3

Patientenbezogenes Morbiditätsrisiko infolge Strahlenexposition basierend auf der Annahme eines Risikos von 0,005% pro mSv effektive Dosis. H_{eff} entspricht der patientenbezogenen Summe der Teilkörperdosen aus Tabelle 2

Patient	Expositionen	Effektive Dosis H_{eff}	Strahlenkrebsrisiko
1	15	2,49 mSv	0,01%
2	23	4,29 mSv	0,02%
3	28	4,65 mSv	0,02%
4	30	4,46 mSv	0,02%
5	31	3,66 mSv	0,02%
6	36	2,93 mSv	0,01%
7	36	5,36 mSv	0,03%
8	63	10,90 mSv	0,06%
9	86	14,09 mSv	0,07%

Dosen für Haut, Knochenoberfläche, Knochenmark, Schilddrüse, Brust und Lunge ergibt im Gesamtkollektiv eine mittlere effektive Dosis von 0,15 mSv pro Aufnahme. Die in Tabelle 2 aufgelisteten effektiven Teilkörperdosen H_T führen kumuliert zu einer individuellen effektiven Dosis zwischen 2,49 mSv und 14,09 mSv. Nach ICRP 60 ist ein zusätzliches Krebsrisiko von 5% pro Sievert effektive Dosis anzunehmen. Das fiktive Strahlenkrebsrisiko, dem die 9 Patienten des Gesamtkollektivs ausgesetzt sind, kann Tabelle 3 entnommen werden. Es liegt noch unter der Promillegrenze in der Größenordnung von 0,01% bis maximal 0,07%.

Diskussion

Indikation zur a.p.-Thoraxaufnahme im Liegen

Wegenius [42] fand in einer radiologischen Verlaufsbeobachtung des ARDS eine nur geringe Korrelation zwischen der akuten respiratorischen Dysfunktion und dem Thoraxbild. Vielmehr ist die a.p.-Thoraxaufnahme zur Verlaufsbeobachtung, zur Diagnostik therapie-relevanter Komplikationen wie Pleuraerguß, Pneumothorax oder Atelektase geeignet und zur Dokumentation von Drainagen- und Katheterlagen („life-lines“) unverzichtbar [42]. Betrachtet man die mediane Behandlungsdauer von 29 Tagen und mediane Anzahl von 31 Thoraxaufnahmen kann als Anhaltswert pro Tag und Patient eine Thoraxaufnahme angenommen werden. Bei täglichen „Routinethoraxaufnahmen“

auf Intensivstation konnten Gartenschläger [10] und Beyermann [4] bei 40 beatmeten Patienten, die 741 Thoraxaufnahmen erhielten, in 26 Prozent therapie-relevante Befunde erheben.

Röntgentechnik

Die Strahlenbelastung des Patienten wird von vorgegebenen technischen Parametern (Röntgeneratorspannung, Röhrenspannung, Fokus-Film-Abstand, Film-Folien-Kombination, Rasterbenutzung, Filmverarbeitung) bestimmt. Die Feldgröße („Einblendung“) und das jeweils notwendige mAs-Produkt („Dosis“) variieren situations- und krankheitsabhängig und können sich deutlich auf die Strahlenexposition auswirken [18]. Erwartungsgemäß weisen die 3 Patienten mit den kleinsten anthropometrischen Maßen (Körpergewicht, Körpergröße, Thoraxdurchmesser) das kleinste mittlere und mediane Strom-Zeit-Produkt von 1,8 mAs auf. Dies entspricht ungefähr der Hälfte des mittleren mAs-Produktes der schwersten Patienten. Bezieht man die patientenindividuelle Standardabweichung auf die jeweilige mittlere Oberflächendosis ergeben sich gemäß Tabelle 1 Abweichungen zwischen 7% (Patient 1) und 22% (Patient 3). Dosisrelevante Änderungen der Belichtungsparameter kommen dann in Betracht, wenn Lungenödeme, Pleuraergüsse oder Infiltrationen die Absorptionsverhältnisse ändern. Krankheitsbedingte Dosisanpassungen sind bei der Interpretation des relativen Fehlers der mittleren Oberflächendosen aus Tabelle 1 zu berücksichtigen.

Interindividuelle Dosisbetrachtung

Ohne nähere Angaben zur Röntgentechnik ermittelte Mini 1989 Abweichungen der mAs-Produkte um das 10fache [22]. Insbesondere Thoraxaufnahmen weisen bei unterschiedlicher Patientenkonstitution (Gewebedichte, Luftgehalt, effektive Ordnungszahl, Muskulatur) Dosisunterschiede zwischen -50% und +200% auf [37]. Tabelle 1 zeigt bezogen auf die mittlere Oberflächendosis im Gesamtkollektiv eine Spannweite der Oberflächendosis zwischen -38% und +164%. Die Standardabweichung aller gemessenen Oberflächendosen beträgt im Kollektiv 19% des Mittelwerts. Dies liegt in der Größenordnung von 12,9%, die von Padovani angegeben wird [25]. Im Gegensatz zur Studie von Meiler [21] kann eine direkte Proportionalität zwischen anthropometrischen Abmessungen und Oberflächendosis nicht nachgewiesen werden.

Dosisberechnungen

Die gemessenen Oberflächendosen werden in ihrer Größenordnung durch den Vergleich mit nach DIN 6812 berechneten Dosen bestätigt. Diese ergeben sich nach der Formel $D=K_x \cdot i \cdot t / r^2$. Bei einer Eigenfilterung von 2,5 mm Al und einer Spannung von 66 kV beträgt die Äquivalentdosiskonstante $K_x=0,3$ J/kg m^2/h m A [35]. Für $i \cdot t$ wird das entsprechende mAs-Produkt eingesetzt, r entspricht dem Fokus-Haut-Abstand. Für eine Thoraxaufnahme mit den Einstellungen 66 kV, 3,6 mAs, FHA=0,8 m berechnet sich beispielsweise nach der oben genannten Formel eine Dosis von 0,468 mGy. Der Mittelwert der patientenbezogenen *minimalen* Oberflächendosen beträgt $0,31 \pm 0,12$ mGy. Der Mittelwert der patientenbezogenen *maximalen* Oberflächendosen beträgt $0,56 \pm 0,09$ mGy. Im Gesamtkollektiv beträgt die eintrittseitige Oberflächendosis bei 217 Thoraxaufnahmen im Mittel $0,42 \pm 0,08$ mGy. Literaturangaben zur Oberflächendosis bei Thoraxaufnahmen, deren Übertragbarkeit auf die jeweils aktuelle Situation eingeschränkt ist, geben je nach Autor, Röntgentechnik, Meßmethode und Veröffentlichungsjahr eine Oberflächendosis zwischen 0,3 und 21 mGy an. Rosenstein [28] und Panzer [26] verzichten auf direkte Dosismessungen und geben die

Oberflächendosis für eine a.p.-Thoraxaufnahme mit 60 kV nach dem Monte-Carlo-Modell mit 13 mGy bzw. 12 mGy an. Shrimpton [34] und Padovani [25] bestimmen eine Oberflächendosis bei Thoraxaufnahmen mit 60 kV mittels TLD von 0,3 mGy bzw. 1,3 mGy, während Bengtsson [3] in vivo gemessene Oberflächendosen von 21 mGy angibt. In europäischen Feldstudien wurden im Mittel Oberflächendosen für a.p.-Thoraxaufnahmen von 0,36 mGy errechnet [37]. Die für die Gonadenbelastung repräsentativen Oberflächendosen auf der Bauchdecke bzw. an der Oberschenkelinnenseite liegen in Übereinstimmung mit der Literatur unterhalb der Nachweisgrenze von 0,03 mSv pro Exposition [3]. Da auch die bis zu 0,005 mGy empfindlichen TLD keine Strahlenexposition nachwies, ist die von Shrimpton und Padovani pro Exposition einer Thoraxaufnahme angegebene Größenordnung der Keimdrüsendosis von 0,01 mGy plausibel [25, 34].

Kumulierte Dosen

Dosisangaben sind letztlich Schätzwerte, welche die wirkliche Exposition nur näherungsweise wiedergeben. Im Einzelfall können sie unter ungünstigen Bedingungen von den wirklich applizierten Dosen erheblich abweichen [24]. Die Anzahl der Thoraxaufnahmen bestimmt die Gesamtexposition wesentlich. Aus 86 Thoraxaufnahmen resultiert eine effektive Dosis von 14,09 mSv, d.h. 0,16 mSv effektive Dosis pro Aufnahme. Der Patient mit der geringsten Anzahl von Thoraxaufnahmen ($n=15$) erhielt eine effektive Dosis von 2,49 mSv, d.h. 0,17 mSv pro Aufnahme, was mit den Angaben von Keske [16] übereinstimmt.

Morbiditätsrisiko

Die 1991 von der ICRP veröffentlichten Risikokoeffizienten betragen 0,5% Sv^{-1} für Leukämie und 4,5% Sv^{-1} für alle übrigen Krebserkrankungen [1]. Für Erwachsene liegen dabei die mittleren Latenzzeiten für die strahleninduzierte Leukämie bei etwa 15 Jahren, bei den Krebserkrankungen bei über 40 Jahren [13]. Im Bereich kleiner Dosen und kleiner Dosisleistung beträgt das gesamte Strahlenkrebsrisiko 500 Fälle, wenn 100000 Personen jeweils einer Strah-

lendosis von 0,1 Sv ausgesetzt waren, was einem individuellen Risiko von 5% pro Sievert entspricht. Im Dosisbereich unterhalb von 0,2 Sv ist das Strahlenkrebsrisiko direkt proportional zur absorbierten Dosis, so daß sich prinzipiell das Risiko einer Ganz- oder Teilkörperexposition durch Multiplikation von Risikokoeffizient und erhaltener Dosis abschätzen läßt [13]. Schmidt [31] weist darauf hin, daß die Anwendung der effektiven Dosen zur Risikoabschätzung strittig, zumindest sachlich nicht ganz unproblematisch ist. Ursprünglich wurde das Modell von der Strahlenschutzkommission zur Abschätzung von Körperdosen beruflich strahlenexponierter Personen bei Ganzkörperexposition eingeführt. Wendet man die Risikokoeffizienten auf ein Patientenkollektiv an, das ionisierender Strahlung zu diagnostischen Zwecken ausgesetzt ist, wird weder die gänzlich andere Altersverteilung der Patienten noch die der berufstätigen Bevölkerung berücksichtigt. Da etwa die Hälfte aller Röntgenleistungen von Patienten über 65 Lebensjahren in Anspruch genommen werden, müßten die berechneten Risikozahlen halbiert werden [13].

Jung [13] führt aus, daß heute etwa jeder Vierte an einer Krebserkrankung verstirbt. Dieses Risiko erhöht sich bei einer einmaligen Thoraxaufnahme um 0,001% auf 25,001%. Kellerer [15] berechnet unter der Annahme einer effektiven Dosis von 0,5 mSv pro Röntgenbild und einer strahlenbedingten Krebsmortalität von 0,0001 pro mSv das Risiko auf 1 zu 20000 pro Aufnahme. Jung [13] berechnet eine Wahrscheinlichkeit von 1:1000000, nach einer Röntgenuntersuchung des Thorax an einem strahleninduzierten Karzinom zu versterben. In einer umfangreichen Arbeit haben Cohen et al. [7] basierend auf den Angaben des BEIR-V-Reports den Verlust an Lebenserwartung („loss of life expectancy“) unterschiedlicher Kausalitäten zusammengestellt. Reiners [27] hat dieses Konzept aufgegriffen und als Risikoschätzgröße den Verlust an Lebenserwartung auf der Grundlage der ICRP 60 angegeben. Nach einer einmaligen Applikation von 1 mSv beträgt der individuelle Verlust an Lebenserwartung 0,3 Tage. Bei einer lebenslangen Strahlenbelastung mit 1 mSv/Jahr ergibt sich ein Verlust an Lebenserwartung von 18,8 Tagen.

Nach Schuster [32] beträgt die durchschnittliche Hospitalmortalität für Patienten nach Intensivtherapie in Deutschland 15%. Die Überlebenskurven von Intensivpatienten gleichen sich nach etwa 2 Jahren den Kurven der Allgemeinbevölkerung an. In einer retrospektiven Analyse von 62 Patienten, die infolge eines abdominalchirurgischen Eingriffs eine mindestens 30tägige Intensivtherapie erhielten, kommen Neipp et al. [23] zu einer Hospitalmortalität von 40,3% und einer 3-Jahres-Überlebensrate von 56,4%. Patienten, die infolge einer chronisch obstruktiven Lungenerkrankung eine beatmungspflichtige respiratorische Insuffizienz erleiden, haben nach Braghiroli et al. [5] eine 1-Jahres-Überlebensrate von weniger als 40%.

Trotz der unstrittigen, vom Verordnungsgeber vorgeschriebenen und zu beachtenden Indikationsrichtlinien für Röntgenaufnahmen läßt sich zusammenfassen, daß Mehrfachexpositionen der Thoraxorgane mit patientenindividueller Dosiskumulation beim Thoraxmonitoring langzeitbeatmeter Intensivpatienten auch unter Berücksichtigung des Strahlenschutzes gerechtfertigt sind. In einem Kollektiv von 9 Patienten, die im ungünstigsten Fall bis zu 86 Thoraxaufnahmen, d.h. eine effektive Dosis von etwa 14 mSv erhalten, versterben trotz Maximaltherapie einschließlich der extrakorporalen Lungenassistenten 4 Patienten. Das statistische Strahlenkrebsrisiko von maximal 0,07% fällt im Vergleich zur krankheitsbedingten Prognose nicht ins Gewicht.

Besonderer Dank gilt Herrn Dr. Thomas Schönemuth, Verein für Kernverfahrenstechnik und Analytik e.V., Rossendorf, für Konzept, Durchführung und Qualitätssicherung der Thermolumineszenzdosimetrie. Herrn Prof. Dr. H. Jungclas, Med. Zentrum für Radiologie der Philipps-Universität, verdanken wir wertvolle methodenkritische Hinweise. Für die technische Unterstützung der Studie sind wir Herrn Dr. Christian Blendl, Agfa Sparte Röntgen - Medizin, zu besonderem Dank verpflichtet. Ohne die tatkräftige Unterstützung durch das ärztliche, pflegende und medizinisch-technische Personal der anästhesiologischen Intensivstation des Interdisziplinären Medizinischen Zentrums bzw. der Abteilung Strahlendiagnostik der Philipps-Universität Marburg hätten die aufwendigen Messungen am Patienten nicht durchgeführt werden können.

Literatur

1. **1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection** (1991) International Commission on Radiological Protection (ICRP) 60. Pergamon Press, Oxford
2. **Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körperdosen bei äusserer Strahlenexposition durch Photonenstrahlen und Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körperdosen bei äusserer Strahlenexposition durch Elektronen, insbesondere durch Beta-Strahlung** (1991) Bundesminister für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (Hrsg) Band 3. Fischer Verlag, Stuttgart
3. Bengtsson G, Blomgren PG, Bergman K, Aberg L (1978) **Patient exposures and radiation risks in Swedish diagnostic radiology**. Acta Radiol Oncol Radiat Phys Biol 17:81–105
4. Beyermann K, Kussmann J, Gartenschläger M, Herrmann A, Busch H, Stein K (1993) **Der tägliche „Routine-Röntgenthorax“ beim beatmeten chirurgischen Intensivpatienten**. Chirurg 64:1032–1035
5. Braghiroli A, Zaccaria S, Ioli F, Erbetta M, Donner CF (1997) **Pulmonary failure as a cause of death in COPD**. Monaldi Arch Chest Dis 52:170–175
6. Burgkhardt B (1985) **Anwendung von TLD-Systemen in der Personendosimetrie und Umgebungsüberwachung**. Strahlentherapie 161:84–85
7. Cohen BL (1991) **Catalog of risks extended and updated**. Health Phys 61:317–335
8. Douglas SL, Daly BJ, Brennan PF, Harris S, Nochomovitz M, Dyer MA (1997) **Outcomes of long-term ventilator patients: a descriptive study**. Am J Crit Care 6:99–105
9. Fakhry SM, Kercher KW, Rutledge R (1996) **Survival, quality of life, and charges in critically ill surgical patients requiring prolonged ICU stays**. J Trauma 41:999–1007
10. Gartenschläger M, Busch H, Kussmann J, Nafe B, Beyermann K, Klose KJ (1996) **Radiologisches Thoraxmonitoring bei beatmeten Intensivpatienten**. RöFo 164:95–101
11. Gattinoni L, Agostoni A, Pesenti A, Pelizzola A, Rossi GP, Langer M, Vesconi S, Uziel L, Fox U, Longoni F, Kolobow T, Damia G (1980) **Treatment of acute respiratory failure with low-frequency positive-pressure ventilation and extracorporeal removal of CO₂**. Lancet 2:292–294
12. Geissler S, Rosenkranz G (1981) **Thermolumineszenzdosimetrie und Röntgendiagnostik**. Radiol Diagn (Berl) 22:398–410
13. Jung H (1995) **Strahlenrisiko**. RöFo 162:91–98
14. Jung H (1995) **Strahlenrisiko. Widersprüchliche Angaben verunsichern Öffentlichkeit und Patienten**. Deutsche Röntgengesellschaft – Informationen [3], 20–23. Bad Homburg, Deutsche Röntgengesellschaft
15. Kellerer AM (1991) **Strahlenrisiken. Ergebnisse der Neubewertung**. Radiologe 31:227–234
16. Keske U, Hierholzer J, Neumann K, Cordes M, Venz S, Amthauer H, Matschke S, Felix R (1995) **Zur Abschätzung der Patientendosis bei radiologischen Untersuchungen**. Radiologe 35:162–170
17. Kirchner J, Albert S, Thomas H, Behne M, Jacobi V (1998) **Pneumoniediagnostik beim langzeitbeatmeten Patienten – Stellenwert der digitalen Lumineszenzradiographie im Vergleich zu Klinik und mikrobiologischen Monitoring**. Aktuell Radiol 8:25–30
18. Leitz WK, Mansson LG, Hedberg-Vikstrom BR, Kheddache S (1993) **In search of optimum chest radiography techniques**. Br J Radiol 66:314–321
19. Lynch L, Bowen M, Malone L (1994) **Patient exposure to ionising radiation in the intensive care unit due to portable chest radiography**. Ir J Med Sci 163:136–137
20. MacMahon H, Giger M (1996) **Portable chest radiography techniques and teleradiology**. Radiol Clin North Am 34:1–20
21. Meiler J (1987) **Die Strahlenbelastung des Patienten bei Röntgenaufnahmen**. Röntgenpraxis 40:57–64
22. Mini R (1989) **Wie stark hängt die Strahlenbelastung der diagnostischen Röntgenuntersuchungen von der Aufnahmetechnik ab?** RöFo 151:365–370
23. Neipp M, Jahne J, Niechzial M, Pichlmayr R (1997) **Untersuchungen zu prolongierten Intensivverläufen nach abdominalchirurgischen Eingriffen unter besonderer Berücksichtigung von Lebensqualität, beruflicher Rehabilitation und Ökonomie**. Chirurg 68:410–415
24. Neumann K, Lemke AJ, Hosten N, Keske U (1995) **Abschätzung der Patientendosis bei radiologischen Untersuchungen durch Anwendung von Konversionsfaktoren**. Radiologe 35:171–181
25. Padovani R, Contento G, Fabretto M, Malisan MR, Barbina V, Gozzi G (1987) **Patient doses and risks from diagnostic radiology in north-east Italy**. Br J Radiol 60:155–165
26. Panzer W (1983) **Zur Ermittlung der Strahlenexposition des Patienten in der Röntgendiagnostik**. Röntgenpraxis 36:305–313
27. Reiners C (1993) **Strahlenexposition und Risiko in der nuklearmedizinischen und Röntgendiagnostik**. Nuklearmedizin 32:47–51
28. Rosenstein M (1976) **Organ doses in diagnostic radiology**. HEW Publication 76–8030. Bureau of Radiological Health, Washington DC
29. Roth J, Schweizer P, Guckel C (1996) **Grundlagen des Strahlenschutzes**. Schweiz Med Wochenschr 126:1157–1171
30. Schmidt T, Zeitler E (1983) **Die Strahlenexposition der Bevölkerung durch Untersuchung der Thoraxorgane**. RöFo 138:422–426
31. Schmidt T (1995) **Patientendosimetrie in der Röntgendiagnostik**. Strahlenschutz Praxis 1:20–24
32. Schuster HP (1998) **Outcome nach Intensivtherapie**. Med Klin 93:91–98
33. Seifert H (1995) **Verfahren zur Bestimmung von Organdosen in der Röntgendiagnostik**. Röntgenpraxis 48:18–22
34. Shrimpton PC, Wall BF, Jones DG, Fisher ES, Hillier MC, Kendall GM, Harrison RM (1986) **Doses to patients from routine diagnostic X-ray examinations in England**. Br J Radiol 59:749–758
35. Stender H, Stieve FE (1990) **Bildqualität in der Röntgendiagnostik**, 1. Aufl. Deutscher Ärzte Verlag, Köln, S 37–39
36. Stieve FE (1986) **Der Prozeß der Optimierung der Strahlenexposition in der Anwendung ionisierender Strahlen in der Medizin**. Radiol Diagn Berl 27:7–22
37. Stieve FE (1995) **Strahlenexposition der Patienten in der diagnostischen Radiologie**. Strahlenschutz Praxis 1:3–14
38. Swensen SJ, Peters SG, LeRoy AJ, Gay PC, Sykes MW, Trastek VF (1991) **Radiology in the intensive-care unit**. Mayo Clin Proc 66:396–410
39. Taylor KW, Patt NL, Johns HE (1979) **Variations in x-ray exposures to patients**. J Can Assoc Radiol 30:6–11
40. Wagner PK, Knoch M, Sangmeister C, Muller E, Lennartz H, Rothmund M (1990) **Extracorporeal gas exchange in adult respiratory distress syndrome: associated morbidity and its surgical treatment**. Br J Surg 77:1395–1398
41. Wagner SR (1986) **Konversionsfaktoren für die von der ICRU vorgeschlagenen neuen Meßgrößen im Strahlenschutz**. Arbeitskreis Dosismessung externer Strahlung FS-86–38-AKD. Fachverband für Strahlenschutz
42. Wegenius G, Erikson U, Borg T, Modig J (1984) **Value of chest radiography in adult respiratory distress syndrome**. Acta Radiol Diagn Stockh 25:177–184

Neue Normen-Entwürfe des Deutschen Instituts für Normung e.V. (DIN)

Normenausschuß für Materialprüfung (NMP) - Fachbereich 7 - Kerntechnik

Die Normenentwürfe sind ab August 1998 bei der

Beuth Verlags-GmbH
D-10772 Berlin

verfügbar.

Anhang

Dosisberechnungen

Die Oberflächendosis wird im Zentralstrahl des Nutzstrahlenbündels an der Oberfläche des bestrahlten Körpers als Ionendosis gemessen. In der Röntgendiagnostik kann die Luft-Kerma (K_L) der Energiedosis in Luft gleichgesetzt werden, so daß sich unter Berücksichtigung von Korrektur- und Konversionsfaktoren Körper- und Organdosen abschätzen lassen. Die Organdosis ist als Äquivalentdosis für Weichteilgewebe definiert. Man versteht sie als die über das Volumen des betrachteten Organs gemittelte Energiedosis [26, 33]. Die effektive Energie läßt sich aufgrund der vorliegenden heterogenen Röntgenstrahlung aus den Daten der Röntgeneinrichtung (66 kV Röhrenspannung, 2,5 mm Al-Filterung) zu 35 keV abschätzen. Die Werte für die Luft-Kerma (K_L) werden zur Berücksichtigung der Empfindlichkeitssteigerung für LiF-Dosimeter bei Energien kleiner als 100 keV mit dem Korrekturfaktor $f_{LiF}(E)=1,3$ korrigiert. Unter Berücksichtigung der Plexiglasabschirmung der Meßsonden und der Fehlerabschätzung der Energiedosis wird $f_{LiF}(E)$ letztlich gleich 1 gesetzt. Die Rückstreuung der Strahlung vom Körper des Patienten, die in die Oberflächendosismessung zusätzlich zur Eintrittsdosis eingeht, wird durch den Korrekturfaktor $f_R(E)$ berücksichtigt. Dessen Werte sind in Abhängigkeit von der Strahlenqualität und der Feldgröße tabelliert. Für eine effektive Energie von 35 keV und eine Feldgröße von ca. 1000 cm² wurde vergleichbar mit den Angaben der Strahlenschutzkommission ein Faktor von 0,8 abgeschätzt [2].

$$D_L = D \cdot f_{LiF}(E) \cdot f_R(E)$$

D_L , Energiedosis frei Luft; D , mittels TLD gemessene Energiedosis

Die Luft-Kerma (K_L) wird aus der Dosismessung im Zentralstrahl bestimmt. Für die in Gonadenhöhe positionierten TLD sind weder Energie- noch Winkelverteilung des Strahlenfeldes bekannt. Zur Abschätzung wird mit $f_R(E)=1$ und $f_{LiF}(E)=1$ gerechnet. Im nächsten Schritt

wird die Luft-Kerma (K_L) in die Ortsdosis $H^*(10)$ entsprechend der Umgebungsäquivalentdosis in 10 mm Tiefe der ICRU-Kugel nach ICRU 39 umgerechnet. Unter Zugrundelegung der Konversionsfunktion $f_K=f_K(E)$ ergibt sich [41]:

$$H^*(10) = K_L \cdot f_K(E)$$

K_L , Kerma in Luft; $f_K(E)$, Konversionsfaktor=1,3 Sv bzw. Gy.

Für die Abschätzung der Induktionswahrscheinlichkeit strahlenbiologischer Effekte müssen die Organäquivalentdosen bestimmt werden. Diese Dosen sind von der Strahlenschutzkommission 1991 in Abhängigkeit von der Ortsdosis (H_x) angegeben worden [2].

$$H_x = K_L \cdot 1,15 \text{ Sv(Gy)}$$

H_x , Ortsdosis; K_L , Kerma in Luft; 1,15, Umrechnungsfaktor von kV zu keV.

Die entsprechende Organdosis (H_K) berechnet sich unter Berücksichtigung tabellierter Werte nach der Formel [2]:

$$H_K = H_x \cdot f_{o(K)} \cdot k_{o(K)}$$

$f_{o(K)}$, energieabhängiger Wert, der das Verhältnis Körperdosis zur Ortsdosis für das Organ K beschreibt; $k_{o(K)}$, Korrekturfaktor für divergente Felder.

Mit einem Unsicherheitsfaktor von etwa 40% (Fehlerfortpflanzungsgesetz) lassen sich Körper- und Organdosen unter Zugrundelegung von Korrektur- und Konversionsfaktoren aus den gemessenen Energiedosen abschätzen:

$$H_K = D \cdot f_{LiF} \cdot f_R \cdot f_{o(K)} \cdot k_{o(K)} \cdot 1,15 \text{ Sv(Gy)}$$

D , Oberflächendosis im Zentralstrahl; f_{LiF} , Korrekturfaktor Energiedosis/Plexiglas; f_R , Rückstreufaktor; $k_{o(K)}$, Korrekturfaktor für divergente Felder; $f_{o(K)}$, Verhältnis Organdosis/Ortsdosis.

Die Wahrscheinlichkeit der Induktion strahlenbiologischer Effekte ergibt sich aus der Multiplikation der jeweiligen Organdosis $H_{(K)}$ mit dem Risikofaktor für das jeweilige Organ $R_{f_{Org(K)}}$ gemäß Angaben aus ICRP 60.