

Aus der Kinderklinik
des Dr. von Haunerschen Kinderspitals
der Universität München

Leitung der Abteilung Radiologie: Prof. Dr. Karl Schneider
Vorstand: Prof. Dr. Dietrich Reinhardt

Rekonstruktion von Organ- und Effektivdosen
bei konventionellen Röntgenuntersuchungen
am Dr. von Haunerschen Kinderspital
der Universität München

mit einer Berechnung
neuer Konversionsfaktoren
für die pädiatrische Radiologie

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

vorgelegt von

Michael Seidenbusch

aus

München

2006

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

1. Berichterstatter: Prof. Dr. K. Schneider
2. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. M. Reiser
Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. E. Lengfelder
Prof. Dr. R. M. Huber

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 23.11.2006

Für
"Biwi" Georg und Friedl

„It is not really difficult to construct a series of inferences, each dependent upon its predecessor and each simple in itself.“

*Sherlock Holmes zu Dr. Watson in „The Adventures of Sherlock Holmes“
von Sir Arthur Conan Doyle*

Die Dissertationsschrift wurde nach den Regeln der Alten Rechtschreibung abgefaßt.

Inhalt

1.	Einleitung	1
2.	Röntgentechnik	3
2.1.	Aufbau einer Röntgenanlage	4
2.2.	Röntgenstrahler	4
2.2.1.	Röntgenröhre	5
2.2.2.	Photonenflußdichtespektrum	7
2.2.3.	Gesamtfilterung	8
2.3.	Feldgröße und Dosisflächenprodukt	8
2.3.1.	Primärstrahlenblenden	8
2.3.2.	Ionisationskammer zur Messung des Dosisflächenproduktes	9
2.4.	Wechselwirkung des Photonenstrahlungsfeldes mit dem Patienten	9
2.5.	Bildempfängersystem	10
2.5.1.	Streustrahlenraster	11
2.5.2.	Film-Folien-Kombination	11
2.5.3.	Dosismeßkammern für die Belichtungsautomatik	11
2.5.4.	Röntgenbildverstärker	11
3.	Dosisgrößen und Dosisrekonstruktionsverfahren	13
3.1.	Dosisgrößen	13
3.2.	Einflußgrößen	16
3.3.	Referenzdosiswerte in der diagnostischen Radiologie	16
3.4.	Dosisrekonstruktionsverfahren	17
3.4.1.	Bestimmung der Einfalldosis	17
3.4.1.1.	Bestimmung der Einfalldosis aus dem gemessenen Dosisflächenprodukt	17
3.4.1.2.	Bestimmung der Einfalldosis nach dem Quellen-Konzept	17
3.4.1.3.	Bestimmung der Einfalldosis nach dem Bildempfänger-Konzept	18
3.4.2.	Berechnung der Organdosis	19
3.4.2.1.	Abschätzung der Organdosis aus der Einfalldosis nach dem Quellen-Konzept	19
3.4.2.2.	Berechnung der Organdosis aus der Einfalldosis nach dem Konversionsfaktoren-Konzept	20
3.4.2.3.	Ermittlung von Konversionsfaktoren durch Monte-Carlo-Simulation	22
3.5.	Äquivalenter kreiszylindrischer Durchmesser des Patienten	23
4.	Datenbestand und Methodik	25
4.1.	Datenbestand und Datenverarbeitungsalgorithmus PÄDOS	25
4.2.	PÄDOS-Algorithmus zur Datenbereinigung und Datensynthese (PÄDOS Teil 1)	26
4.3.	PÄDOS-Algorithmus zur qualitativen Analyse des Gesamtdatenbestandes	28
4.4.	PÄDOS-Textanalysealgorithmus	29
4.5.	PÄDOS-Algorithmus zur Vervollständigung der Röntgenexpositionsdaten (PÄDOS Teil 2)	30
4.6.	PCXMC-Algorithmus zur Berechnung von Konversionsfaktoren	33
4.6.1.	Monte-Carlo-Simulation	33
4.6.2.	Simulation der Röntgenuntersuchungen an den MIRD-Phantomen	35
4.6.3.	Darstellung der Röntgenuntersuchungen an den MIRD-Phantomen	40
4.7.	PÄDOS-Algorithmus zur Dosisrekonstruktion (PÄDOS Teil 3)	54

4.7.1.	Rekonstruktion der Dosisflächenprodukte durch Projektionsanalyse	54
4.7.2.	Rekonstruktion der Einfalldosis aus dem Dosisflächenprodukt	57
4.7.3.	Rekonstruktion der Einfalldosis aus der Bildempfängerdosis	58
4.7.4.	Interpolation der Konversionsfaktoren	58
4.7.5.	Rekonstruktion der Organ- und Effektivdosen aus den Ausgangsdosisgrößen	58
4.8.	Fehlerbetrachtungen	58
5.	Ergebnisse: Allgemeiner Teil	63
5.1.	Konventionelle Röntgendiagnostik und Computertomographie	63
5.2.	Klinische Indikationen	64
5.3.	Klinische Standard-Indikationen	67
5.4.	Zielorgane und Röntgenuntersuchungstechniken	68
5.5.	Relation zwischen Zielorganen und klinischen Indikationen	70
5.6.	Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen und Altersstruktur des Patientenkollektivs	72
5.6.1.	Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen - klinische Indikationen	73
5.6.2.	Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen - Zielorganbereiche	75
5.6.3.	Altersverteilung der klinischen Indikationen	76
5.6.4.	Altersverteilung der Röntgenuntersuchungstechniken	77
5.7.	Zeitabstände zwischen erster und letzter dokumentierter Röntgenuntersuchung	79
5.8.	Röntgenexpositionshäufigkeiten und Durchleuchtungsdauern	80
5.9.	Somatogramme	83
6.	Ergebnisse: Spezieller Teil	87
6.1.	Einfalldosen	89
6.1.1.	Röntgenuntersuchung des Schädels ap/pa	89
6.1.2.	Röntgenuntersuchung des Schädels lat	95
6.1.3.	Röntgenuntersuchung des Thorax ap/pa	101
6.1.4.	Röntgenuntersuchung des Thorax lat	109
6.1.5.	Röntgenuntersuchung des Abdomens ap/pa	116
6.1.6.	Mictionscysturethrographie (MCU) pa	124
6.1.7.	Mictionscysturethrographie (MCU) lat	129
6.1.8.	Tabellarische Zusammenstellung der Einfalldosen	134
6.1.9.	Konversionsfaktoren	139
6.1.10.	Tabellarische Zusammenstellung der Effektiven Konversionsfaktoren	142
6.2.	Mittlere Organdosen pro Röntgenuntersuchung	154
6.3.	Kumulativdosen	157
6.4.	Kollektivdosen	160
7.	Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur	167
7.1.	Einleitung	167
7.2.	Material und Methodik	167
7.3.	Ergebnisse	168
8.	Diskussion und Ausblick	173
8.1.	Diskussion der Dosisgrößen	173
8.2.	Diskussion der Methodik	175

8.2.1.	Validität der rekonstruierten Dosisgrößen	175
8.2.2.	Dosisrekonstruktionsverfahren	178
8.2.3.	Fehlerrechnung	180
8.3.	Diskussion der Ergebnisse	181
8.3.1.	Klinische Indikationen und Röntgenuntersuchungstechniken	181
8.3.2.	Einfalldosen	184
8.3.3.	Referenzdosiswerte	184
8.3.4.	Organdosen	185
8.3.5.	Kumulativedosen	186
8.3.6.	Kollektivedosen	186
8.4.	Ausblick	188
9.	Zusammenfassung	189
10.	Literatur	191
10.1.	Röntgentechnik	191
10.2.	Aufzeichnungspflicht und Datenverarbeitung in der Röntgendiagnostik	193
10.3.	Dosimetrie in der konventionellen Röntgendiagnostik	193
10.4.	Strahlenexposition in der konventionellen Röntgendiagnostik	202
10.5.	Strahlenrisiko und Strahlenschäden in der konventionellen Röntgendiagnostik	214
10.6.	Pädiatrische Anatomie	217
11.	Anhang	219
11.1.	Datenbanksysteme im Dr. von Haunerschen Kinderspital	219
11.2.	Entwurf eines Datenbankstandards zur Dokumentation von Röntgenexpositionsdaten	223
11.3.	Röntgenexpositionsbedingungen im Dr. von Haunerschen Kinderspital	225
11.4.	Referenzdosiswerte des Bundesamtes für Strahlenschutz	226
11.5.	Mathematischer Anhang I	227
11.5.1.	Projektionsanalyse integraler Dosisflächenprodukte	227
11.5.2.	Abhängigkeit der Standard-Feldgrößen von der Anthropometrie des Patienten	230
11.6.	Mathematischer Anhang II: Fehlerrechnungen	232
11.6.1.	Fehler bei der Rekonstruktion der Einfalldosis aus dem Dosisflächenprodukt	232
11.6.2.	Fehler bei der Rekonstruktion der Einfalldosis aus der Bildempfängerdosis	233
11.6.3.	Fehler bei der Ermittlung der Konversionsfaktoren	233
11.6.4.	Fehler bei der Berechnung der Organ- und Effektdosen aus der Einfalldosis	234
11.6.5.	Fehler bei der Berechnung der Kumulativ- und Kollektivedosen aus den Organdosen	235
11.6.6.	Tabellarische Zusammenfassung der Fehlerbeträge	236
12.	Danksagung	237
	Lebenslauf	239
	Publikationen und Vorträge	240

1. Einleitung

Die Ermittlung des quantitativen Risikos für stochastische somatische Spätwirkungen beim Menschen nach Exposition mit ionisierender Strahlung [584 - 639] ist für Strahlendosen im Größenordnungsbereich der natürlichen Radioaktivität ein noch immer ungelöstes Problem, dem in adäquater Weise allein mit der Durchführung epidemiologischer Studien zum Strahlenrisiko der Bevölkerung begegnet werden kann [634]. Derartige Studien bestehen in einer Korrelierung der Inzidenz der innerhalb einer Bevölkerungsgruppe nach Strahlenexposition auftretenden stochastischen somatischen Spätwirkungen mit den empfangenen Strahlendosen und erfordern somit die personenbezogene Erfassung klinisch diagnostizierter Spätwirkungen sowie der zu einer Rekonstruktion der Strahlendosen geeigneten Strahlenexpositionsparameter.

Ungeachtet des in der Bundesrepublik Deutschland im wesentlichen von datenschutzrechtlichen Aspekten geprägten Problems der personenbezogenen Erhebung klinischer Befunde und strahlenphysikalischer Expositionsparameter im Rahmen strahlenepidemiologischer Untersuchungen stellt die Rekonstruktion valider Strahlendosen für eine betrachtete Bevölkerungsgruppe bereits strahlenphysikalisch eine wesentliche Schwierigkeit dar, da die Strahlenexpositionsgeschichte einer Population in der Regel retrospektiv schwer zu ermitteln ist. Aus diesem Grunde scheinen Patientenkollektive, die eine medizinische Anwendung ionisierender Strahlung erfahren haben, für strahlenepidemiologische Studien als besonders geeignet, da die Strahlenexpositionsbedingungen bei der medizinischen Anwendung ionisierender Strahlung prinzipiell verhältnismäßig genau definiert sind. Damit bieten sich insbesondere Patientenkollektive aus der konventionellen radiologischen Diagnostik für strahlenepidemiologische Untersuchungen an: So wird im europäischen Raum und insbesondere in der Bundesrepublik Deutschland die integrale Strahlenexposition der Bevölkerung wesentlich durch die Röntgendiagnostik bedingt [276, 277, 284, 285, 288, 306, 297, 313, 315, 338, 339, 340, 343, 345, 361, 368, 369], wobei sich die im Rahmen konventioneller Röntgenuntersuchungen applizierten Strahlendosen im Größenordnungsbereich der natürlichen Strahlenexposition befinden; zudem sind in der Bundesrepublik Deutschland Aufzeichnung und Archivierung der zu einer Rekonstruktion der Strahlendosis geeigneten Röntgenexpositionsparameter seit dem Inkrafttreten der Ersten Röntgenverordnung im Jahre 1973 [70] durch §28 RöV gesetzlich vorgeschrieben.

In den meisten Kliniken dürfte der in der Röntgenverordnung geforderten Aufzeichnungspflicht zumindest vor der ab Mitte der 1990er Jahre erfolgten klinischen Einführung der elektronischen Datenverarbeitung in Gestalt der Radiologischen bzw. Klinischen Informationssysteme allenfalls unter der Verwendung konventioneller manueller Archivierungssysteme genügt worden sein. Eine unter diesen Umständen manuell durchzuführende Dosisrekonstruktion mag in Einzelfällen zu verwirklichen sein, dürfte sich aber bei der Durchführung strahlenepidemiologischer Studien aufgrund des personellen wie zeitlichen Aufwandes bereits bei Stichprobenumfängen von wenigen Prozent allein des jährlichen Patientenaufkommens der radiologischen Abteilung einer mittelgroßen Klinik als ungeeignet erweisen. Eine aus strahlenepidemiologischer Sicht wünschenswerte zentrale Erfassung von Röntgenexpositionsdaten scheint nicht zuletzt aufgrund datenschutzrechtlicher Gegebenheiten im europäischen Raum gegenwärtig allein in der National Patient Dose Database (NPDD) des National Radiological Protection Board (NRPB) in Chilton [63, 382] und durch das National Centre for Radiation and Nuclear Safety (Säteilyturvakeskus STUK) in Helsinki [69] zu erfolgen. So stellt der Mangel an validen Datenbasen zur medizinisch bedingten Strahlenexposition ein offenbar weit verbreitetes Problem dar [58, 300]. Selbst den deutschen Aufsichtsbehörden liegen auf diese Weise in der Regel keine im Rahmen des röntgendiagnostischen Routinebetriebes aufgezeichneten Röntgenexpositionsdaten in repräsentativen Umfängen vor, sodaß

die Quantifizierung der röntgendiagnostisch bedingten Strahlenexposition der Bevölkerung vorwiegend auf Abschätzungen basiert [276, 277, 300, 339, 340], welche wiederum meist auf Evaluationen des Dosisbedarfs bestimmter Röntgenuntersuchungen im Rahmen nationaler Studien beruhen. Ein Vergleich der Zahl der in der Literatur auffindbaren qualitativen und quantitativen systematisch durchgeführten nationalen und internationalen Studien zur Strahlenexposition zeigen eine relative Unterrepräsentation der konventionellen pädiatrischen Radiologie [375 - 413] im Vergleich zur Erwachsenenradiologie [276 - 374], wobei darüberhinaus zu berücksichtigen ist, daß der Großteil der Studien zur Strahlenexposition in der Kinderradiologie durch die Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital der Universität München durchgeführt wurde [378, 379, 381, 385, 387, 393, 397 - 405, 408 - 413]. Neben diesen systematischen Studien existieren noch zahlreiche Publikationen, welche jedoch die Strahlenexposition in der Erwachsenenradiologie [414 - 463] und in der Kinderradiologie [464 - 553] bezüglich ausgewählter klinischer Fragestellungen behandeln und damit aufgrund ihres naturgemäß eingeschränkten Stichprobenumfangs und Beobachtungszeitraumes in der Regel kaum repräsentative Aussagen über die Strahlenexposition der Patienten zulassen.

Vor diesem Hintergrund dürfte der Gesamtdatenbestand der Röntgenuntersuchungsdatenbanken der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital der Ludwig-Maximilians-Universität München als einer der umfangreichsten seiner Art in Europa zu bezeichnen sein: Er umfaßt aus dem Zeitraum von 1976 bis 2003 nahezu lückenlos die Röntgenexpositionsparameter und klinischen Merkmale von über 220.000 in der Abteilung Radiologie bei mehr als 100.000 Patienten aller Altersstufen durchgeführten konventionellen Röntgenuntersuchungen.

Mit der vorliegenden Arbeit erfolgte eine Auswertung dieses Datenbestandes nach deskriptiven und dosimetrischen Gesichtspunkten [540 - 543] und damit die Schaffung eines Überblicks über die Entwicklung der Strahlenexposition in der konventionellen pädiatrischen Radiologie in den letzten 28 Jahren am Beispiel der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital der Universität München. Anhand einer Berechnung neuer Konversionsfaktoren für 28 Röntgenuntersuchungstechniken der konventionellen pädiatrischen Radiologie unter Berücksichtigung der abteilungsspezifischen Röntgenexpositionsbedingungen erfolgte die Rekonstruktion individueller Organ- und Effektivdosen für etwa 200.000 Röntgenuntersuchungsfälle aus dem Gesamtdatenbestand des Dr. von Haunerschen Kinderspitals von 1976 bis 2003, wodurch neben einer Datenbasis als Ausgangspunkt zur Erstellung neuer nationaler Referenzdosiswerte für die pädiatrische Radiologie die dosimetrische Grundlage zur Durchführung einer strahlenepidemiologischen Studie zum Risiko stochastischer Spätwirkungen nach röntgendiagnostisch bedingter Strahlenexposition im Kindesalter geschaffen wurde.

2. Röntgentechnik

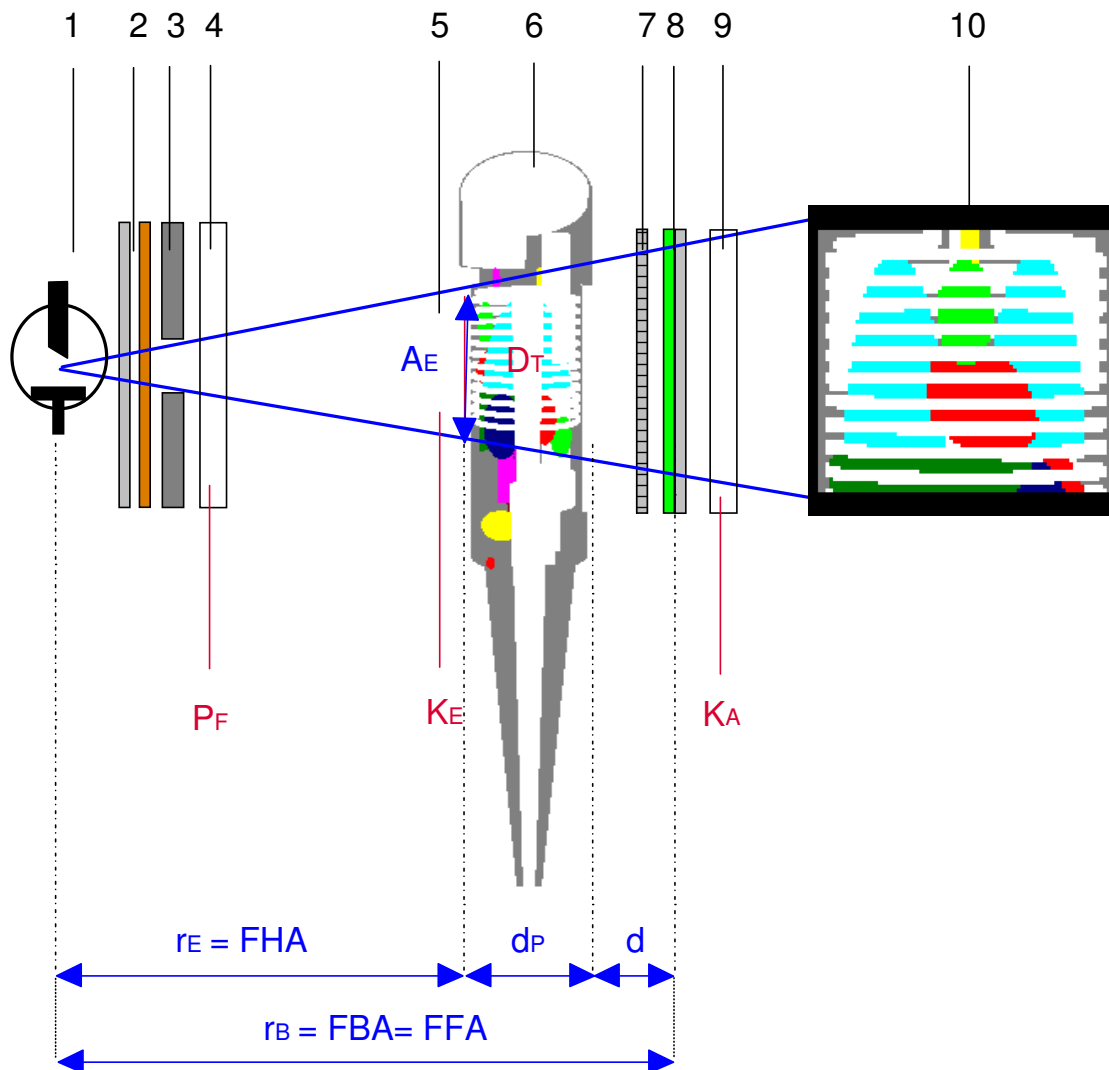


Abb. 1 Schema einer Röntgenexpositionsgeometrie am Beispiel der Projektionsradiographie.

Röntgentechnik (schwarze Beschriftung):

- 1 = Röntgenröhre
- 2 = Filterungsbleche
- 3 = Feldblenden
- 4 = Dosisflächenprodukt-Meßkammer
- 5 = Strahlungsfeld des Nutzstrahlenbündels

- 6 = Patient
- 7 = Streustrahlenraster
- 8 = Film-Folien-Kombination
- 9 = Ausfalldosis-Meßkammer
- 10 = Projektionsradiographie (virtuelles Strahlenbild)

Dosisgrößen (rote Beschriftung):

- D_T = Organdosis im Gewebe T
- K_E = Einfalldosis (Luft-Kerma)

- P_F = Dosisflächenprodukt
- K_A = Ausfalldosis (Luft-Kerma)

Strahlengeometrie (blaue Beschriftung):

- r_E = Focus-Haut-Abstand = FHA
- r_B = Focus-Bildempfänger-Abstand = FBA
(hier: Focus-Film-Abstand = FFA)

- A_E = Feldgröße in Strahleneintrittsebene
- d_P = Durchmesser der durchstrahlten Patientenregion
- d = Abstand zwischen Patient und Bildempfänger

Die Darstellungen des Patientenphantoms und der Projektionsradiographie wurden von der Benutzeroberfläche des PC-Programms von *Servomaa, Tapiovaara und Lakkisto* [248, 250] übernommen.

Zu den dargestellten Strahlengeometrie- und Dosisgrößen siehe Kapitel 3.

Die Rekonstruktion von Organdosen in der konventionellen radiologischen Diagnostik setzt eine genaue Definition der Röntgenexpositionsbedingungen voraus. Die bei den Patienten applizierten Organdosen werden im wesentlichen durch drei Faktoren beeinflusst: Durch die Strahlungsquelle, welche die Eigenschaften des Photonenstrahlungsfeldes definiert, durch die Expositionsgeometrie, welche die räumliche Lage des Patienten relativ zur Strahlungsquelle wiedergibt, und durch die Anthropomorphie des Patienten, welche die Strahlenenergiedeposition in den einzelnen Körpergewebereichen bestimmt. Abb. 1 illustriert die im folgenden näher erläuterten Begriffe aus der Röntgentechnik und der klinischen Dosimetrie anhand einer schematisierten projektionsradiographischen Röntgenuntersuchung.

2.1. Aufbau einer Röntgenanlage

Als *Röntgenanlage* wird die Gesamtheit aller zur Durchführung von Röntgenuntersuchungen erforderlichen technischen Komponenten bezeichnet. Tab. 1 gibt einen Überblick über den strukturellen Aufbau einer Röntgenanlage. Von der Vielzahl der technischen Komponenten einer Röntgenanlage sollen im folgenden nur jene näher erläutert werden, die für die vorliegende Arbeit von wesentlicher Bedeutung sind. Die in der pädiatrischen Radiologie eingesetzten Röntgenanlagen unterscheiden sich hinsichtlich ihrer konstruktiven Merkmale meist nicht von den Röntgenanlagen in der Erwachsenenradiologie.

Röntgenanlage				
Röntgenraum	Röntgeneinrichtung			
	Röntgenzubehör	Röntgenstrahlerzeuger		
		Röntngenerator	Röntgenstrahler	
			Röntgenröhre	Röntgenröhren-Schutzgehäuse

Tab. 1 Struktureller Aufbau einer Röntgenanlage [nach 8].

2.2. Röntgenstrahler

Die in der diagnostischen Radiologie als *Röntgenstrahler* bezeichnete Strahlungsquelle einer Röntgeneinrichtung besteht aus der Röntgenröhre und dem Röntgenröhren-Schutzgehäuse [4, 5].

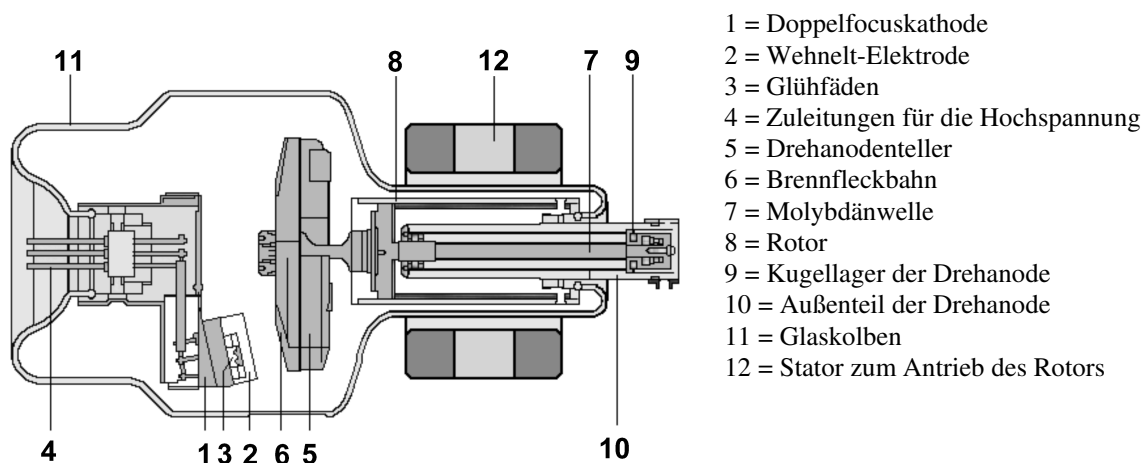


Abb. 2 Schnitt durch eine moderne Drehanodenröhre [nach 13].

2.2.1. Röntgenröhre

In der konventionellen radiologischen Diagnostik wird Röntgenstrahlung ausschließlich in Röntgenröhren erzeugt. Abb. 2 zeigt den Schnitt durch eine moderne Drehanodenröhre.

Die in den Glühfäden der *Kathode* ausgelösten und durch die vom *Röntgeneratore* erzeugte *Röntgenröhrenspannung* beschleunigten Elektronen werden im *Focus* oder *elektronischen Brennfleck* der *Anode* abgebremst, wobei *Röntgenbremsstrahlung* (kurz: *Röntgenstrahlung*) entsteht, deren Komponenten in Hinblick auf ihren korpuskularen Charakter auch als *Röntgenphotonen* bezeichnet werden. Die Gesamtheit aller Röntgenphotonen bildet das *Photonenstrahlungsfeld*.

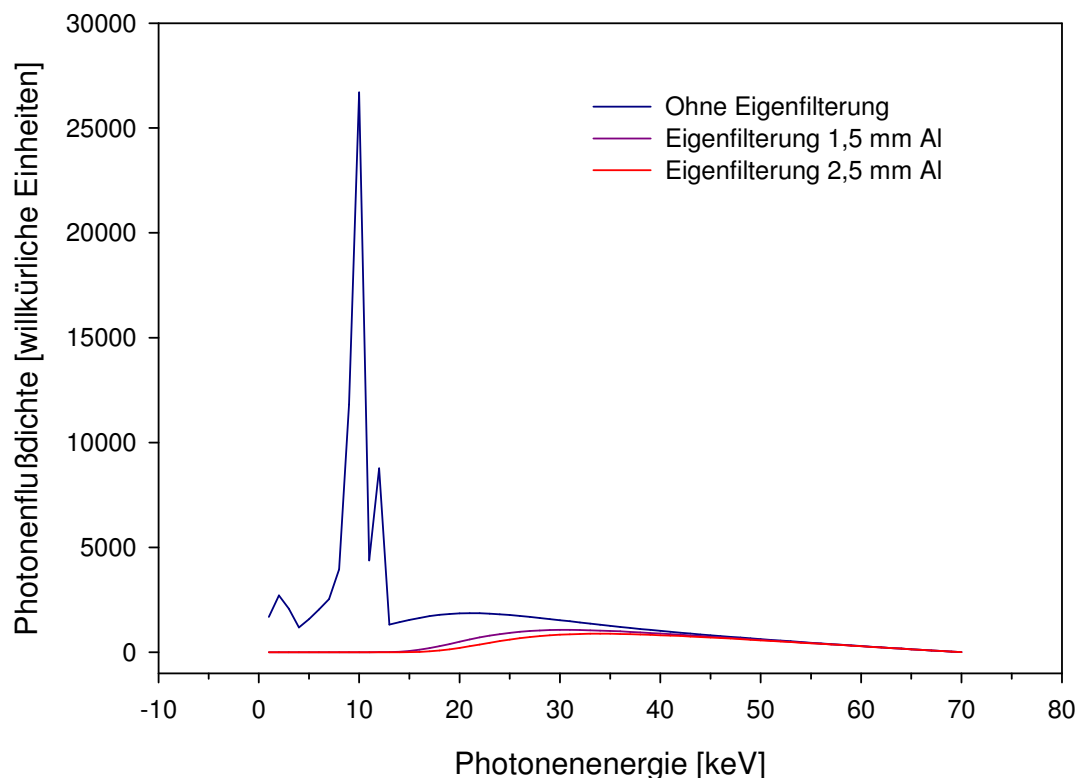


Abb. 3 Einfluß der Eigenfilterung auf das Photonenflußdichtespektrum einer Röntgenröhre.

Photonenflußdichtespektrum ohne Eigenfilterung (blaue Linie): Das kontinuierliche Röntgenbremspektrum mit der Anfangsenergie > 0 keV und der Grenzenergie 70 keV wird von charakteristischer Röntgenstrahlung als Ausdruck atomarer Anregungsprozesse im Anodenmaterial überlagert.

Photonenflußdichtespektrum mit Eigenfilterung (violette und rote Linie): Die energiearmen Anteile des Röntgenspektrums und der charakteristischen Röntgenstrahlung werden in der Wandung der Röntgenröhre mit den in der Legende angegebenen Aluminium-Gleichwerten absorbiert.

(Die in dieser und den folgenden Abbildungen dargestellten Photonenflußdichtespektren wurden mit Hilfe des vom Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety, Säteilyturvakeskus STUK, zur Verfügung gestellten PC-Programms PCXMC [248, 250], Version 1.5.1, nach der Theorie von *Birch* und *Marshall* [115, 136] errechnet.)

Die durch Bewegungen der inneren Organe des Patienten bzw. des Patienten selbst bedingte Bewegungsunschärfe im bilderzeugenden System läßt sich durch eine Verminderung der Schaltzeiten bei gleichzeitiger Erhöhung des Röntgenröhrenstromes und damit der Röntgenröhrenleistung reduzieren. Da über 95% der zur Beschleunigung der Elektronen aufge-

wandten elektrischen Energie in dem *thermischen Brennfleck* der Anode der Röntgenröhre in Wärme umgewandelt werden, bildet die thermische Belastbarkeit des Anodenmaterials neben der Schaltleistung des Röntgengenerators eine technische Grenze für die Höhe der Röntgenröhrenleistung. Bei der Drehanodenröhre vergrößert sich der thermische Brennfleck durch Drehung des Anodentellers zur *Brennfleckbahn*, wodurch die thermische Belastbarkeit der Anode im Vergleich zur Festanodenröhre um ein Vielfaches erhöht wird. In Röntgenanlagen zur radiologischen Diagnostik werden daher heute ausschließlich Drehanodenröhren eingesetzt.

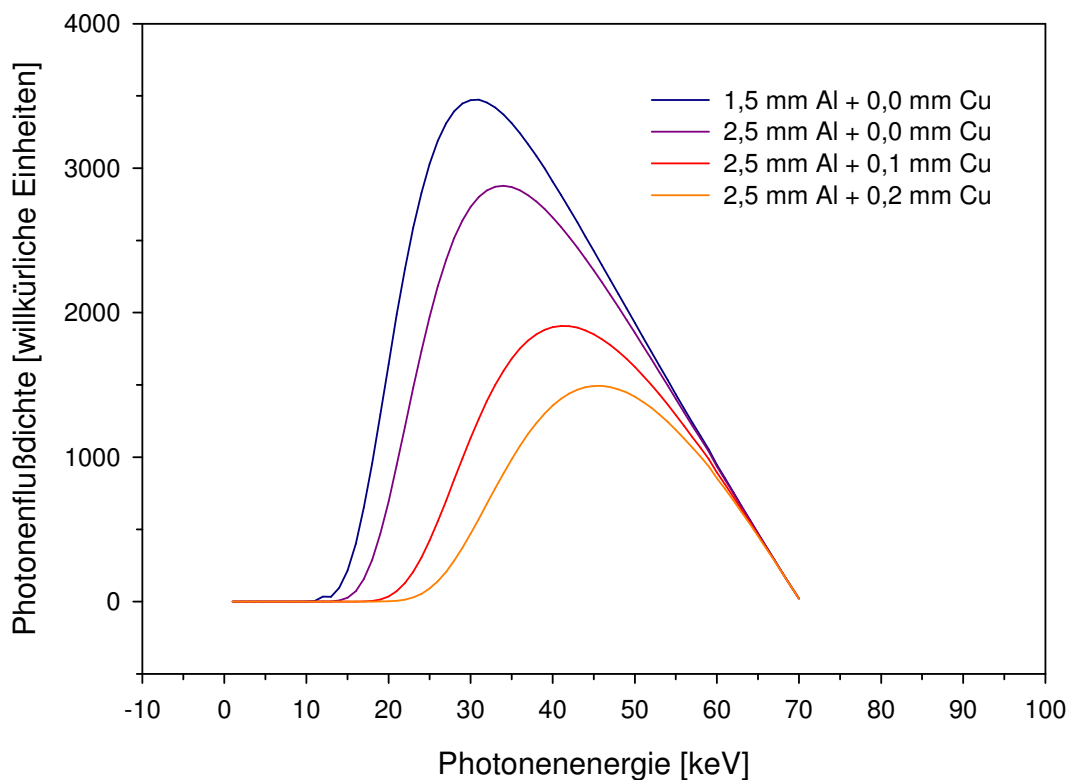


Abb. 4 Einfluß der Gesamtfilterung auf das Photonenflußdichtespektrum.

Die dargestellten Photonenflußdichtespektren wurden für eine Röntgenröhrenspannung von 70 kV und einen Anodenwinkel von 13° für die in der Legende genannten, in der pädiatrischen Radiologie gebräuchlichen Gesamtfilterungen errechnet. Eine stärkere Gesamtfilterung führt neben einer Intensitätsminderung zu einer Aufhärtung des Photonenstrahlungsfeldes.

Die geometrische Unschärfe und die Divergenz des Röntgenstrahlenbündels sowie die durch die letztere bedingte Ausleuchtung eines bestimmten Raumwinkels werden nach den Gesetzen der geometrischen Optik durch die Größe des *optischen Brennflecks* bedingt, der den Querschnitt des Nutzstrahlenbündels auf Anodenebene in Projektionsrichtung beschreibt und mit dem elektronischen Brennfleck den sogenannten *Anodenwinkel* einschließt. Der Anodenwinkel ist mithin ein Maß für die Abschrägung der Anodenoberfläche. Gemäß dem *Strichfocusprinzip* nach *Götze* kann die geometrische Unschärfe durch einen steilen Anodenwinkel reduziert werden, wodurch sich jedoch gleichzeitig nicht nur der durch die Röntgenröhre ausgeleuchtete Raumwinkelbereich, sondern aufgrund einer als *Heel-Effekt* bezeichneten raumwinkelabhängigen Schwächung der in der Anode erzeugten Röntgenstrahlungskompo-

nennten auch die Homogenität des Nutzstrahlenbündels verringert. Die optimale Größe des optischen Brennflecks wird durch die Röntgenuntersuchungstechnik bestimmt. Moderne Röntgenröhren verfügen meist über mehrere selektiv anwählbare optische Brennflecke verschiedener Größen.

2.2.2. Photonenflußdichtespektrum

Die Energieverteilung der Röntgenphotonen wird als *spektrale Photonenflußdichte* oder *Photonenflußdichtespektrum* bezeichnet. Ein typisches Photonenflußdichtespektrum, wie es in der Anode einer Röntgenröhre erzeugt wird, zeigt Abb. 3. Es besteht aus einem kontinuierlichen *Röntgenbremsspektrum*, welches mit der Anfangsenergie beginnt, im mittleren Energiebereich von charakteristischer Röntgenstrahlung überlagert wird und mit der Grenzenergie endet. Die *Anfangsenergie* des Röntgenbremsspektrums kommt durch die Absorption niederenergetischer Röntgenphotonen in der Wandung der Röntgenröhre und in der Luftschicht zwischen Focus und Meßort zustande, die *Grenzenergie* der Röntgenphotonen wird durch die Umsetzung der Maximalenergie eU der im elektrischen Feld der Spannung U beschleunigten Elektronen mit der Elementarladung e in Photonenenergie im Anodenmaterial bestimmt. Die *charakteristische Röntgenstrahlung* entsteht bei bestimmten Energiestufen durch Anregungsprozesse in den Elektronenschalen der Atome des Anodenmaterials.

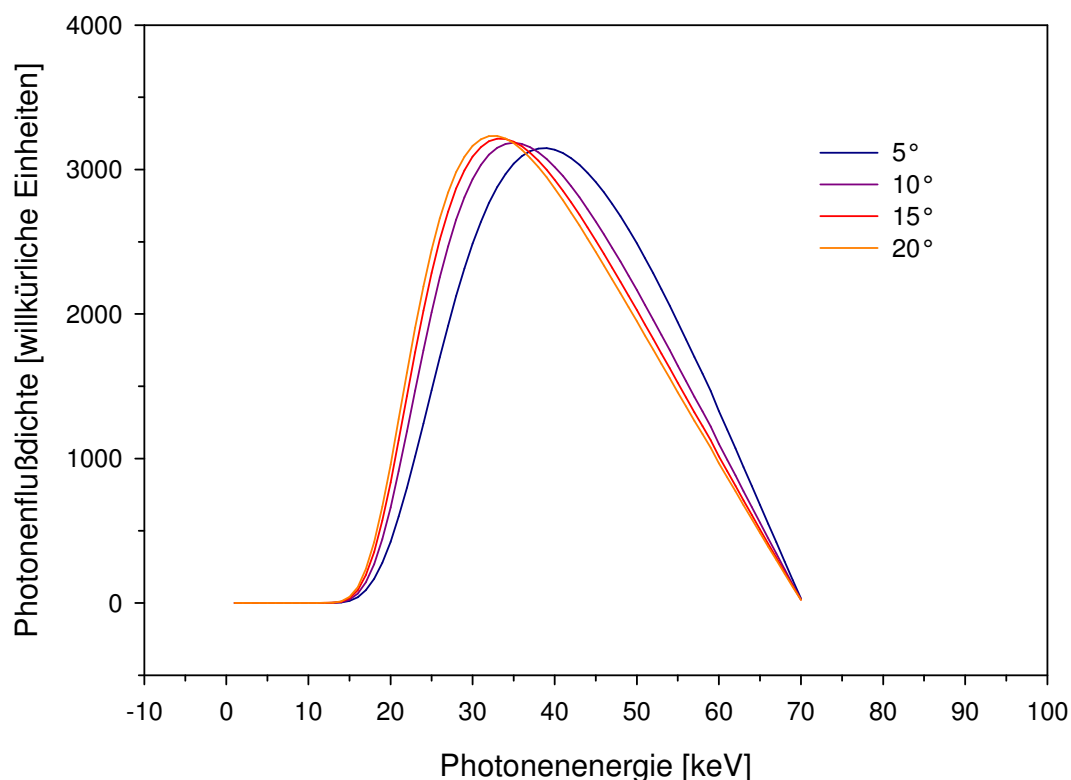


Abb. 5 Einfluß des Anodenwinkels Photonenflußdichtespektrum.

Die dargestellten Photonenflußdichtespektren wurden für eine Röntgenröhrenspannung von 70 kV und eine Gesamtfiltration von 2,5 mm Al für die in der Legende aufgeführten, in der radiologischen Diagnostik gebräuchlichen Anodenwinkel errechnet.

2.2.3. Gesamtfiltration

Das Photonenstrahlungsfeld verläßt die Röntgenröhre im *Primärstrahlenbündel* durch das *Strahlenaustrittsfenster*, wobei es eine erste, als *Eigenfiltration* bezeichnete Modifikation seiner spektralen Zusammensetzung erfährt: Niederenergetische Komponenten des Photonenflußdichtespektrums werden durch Absorptions- und Streuprozesse in der Wandung des Strahlenaustrittsfensters aus dem Primärstrahlenbündel der Röntgenröhre entfernt. Dieser Eigenfiltrationseffekt ist erwünscht, da andernfalls die niederenergetischen Strahlungsanteile in den oberflächlichen Hautschichten des Patienten absorbiert würden, ohne zur Bildgebung beizutragen. Aus diesem Grunde wird für die Eigenfiltration der in der radiologischen Diagnostik eingesetzten Röntgenröhren gegenwärtig ein Aluminium-Gleichwert von 2,5 mm gefordert [4, 5]; dieser gibt die Schichtdicke eines Aluminium-Filterbleches an, welche bei einer Röntgenröhrenspannung von 70 kV die nämliche Filterungswirkung wie das Strahlenaustrittsfenster der Röntgenröhre besitzen würde. Die Entfernung niederenergetischer, sogenannter *weicher* Anteile aus dem Photonenflußdichtespektrum bewirkt eine Verschiebung der mittleren Photonenenergie des Photonenstrahlungsfeldes nach höheren Werten hin und wird auch als *Aufhärtung* des Photonenstrahlungsfeldes bezeichnet.

Das Photonenflußdichtespektrum determiniert zusammen mit der Anthropometrie des Patienten die Strahlenexposition des Patienten sowie die Qualität der Bildgebung, deren gleichzeitige Optimierung somit vor allem in der pädiatrischen Radiologie von Bedeutung ist und mit einer weiteren Aufhärtung des Photonenstrahlungsfeldes durch die Nachschaltung von *Zusatzfiltern* erreicht wird [47, 51, 53]. Diese bestehen bei den meisten Röntgenuntersuchungen aus Aluminiumblechen, die je nach den Erfordernissen der Röntgenuntersuchungstechnik in Kombination mit Filterblechen aus Eisen- [47, 48] oder Kupferplatten [27, 30, 35, 38, 40, 47, 50, 52] verschiedener Schichtdicken im *Blendengehäuse* angebracht werden. Experimentell erprobte oder klinisch in Sonderfällen eingesetzte Filtermaterialien bestehen aus Yttrium [44, 47], aus Niob [42, 53], aus Molybdän [42], aus Seltenen Erden wie Lanthanum, Samarium, Gadolinium, Holmium, Erbium, Thulium und Ytterbium [30, 37, 39, 42, 43, 47, 54], aus Hafnium [7] oder aus Wolfram [36, 47, 54].

Die Kombination aus Eigenfiltration und Zusatzfiltration wird als *Gesamtfiltration* bezeichnet. Gesamtfiltration und Röntgenröhrenspannung definieren zusammen vorrangig die als *Strahlungsqualität* bezeichnete Gesamtheit der Eigenschaften des Photonenflußdichtespektrums (Abb. 4); der Anodenwinkel wirkt sich auf das Photonenflußdichtespektrum nur in geringem Maße aus (Abb. 5).

Die für eine Röntgenuntersuchung optimale Strahlungsqualität ergibt sich aus der Röntgenuntersuchungstechnik, der Anthropometrie und damit dem Lebensalter des Patienten [19, 568, 569, 570], den Eigenschaften des Bildempfängersystems und der anzustrebenden Detailauflösung des Strahlenbildes im Bildempfängersystem [30, 31] und bestimmt zusammen mit dem Röntgenröhrenstrom die Strahlenexposition des Patienten [7, 16, 18, 21, 22, 23, 25, 27, 30, 31, 35].

2.3. Feldgröße und Dosisflächenprodukt

2.3.1. Primärstrahlenblenden

Das Primärstrahlenbündel durchläuft nach seiner Filtration ein in mehreren Ebenen aufgebautes System manuell bzw. bei Existenz einer Formatautomatik auch automatisch verstellbarer Bleilamellenpaare, die als *Primärstrahlenblenden* bezeichnet werden und aus dem Primärstrahlenbündel das *Nutzstrahlenbündel* ausblenden (Abb. 6). Die Einblendung des Primärstrahlenbündels auf das Nutzstrahlenbündel dient vorrangig dem Strahlenschutz des Patienten, führt aber mit der Reduktion von Streustrahlungsanteilen auch zur Verbesserung der Bildqualität. Eine Anpassung des Nutzstrahlenbündelquerschnitts an den Zielorganbereich

mit Hilfe spezieller Einblendungstechniken kann wesentlich zur Reduktion der Strahlenexposition des Patienten beitragen [15].

2.3.2. Ionisationskammer zur Messung des Dosisflächenproduktes

Als Referenzdosisgröße zur Beschreibung der Strahlenexposition des Patienten dient in der Regel das vom Focus-Meßort-Abstand unabhängige Produkt aus Luftkerma und Feldgröße, das *Dosisflächenprodukt* [175]. Seine Messung erfolgt durch eine dem Blendensystem nachgeschaltete Ionisationskammer (Abb. 1). Die Ionisationskammer besteht aus lichtdurchlässigem Material, um die Verwendung des Lichtvisiers bei der Feldeinstellung zu ermöglichen. Die Filterungswirkung der Meßkammern mit einem Aluminium-Gleichwert von 0,1-0,2 mm bei 70 kV-Röntgenstrahlung ist gegenüber der Gesamtfilterung vernachlässigbar. Die Ionisationskammern werden großflächig ausgeführt, sodaß die Fläche der Meßkammer selbst bei maximaler Feldgröße niemals vollständig vom Querschnitt des Nutzstrahlenbündels ausgefüllt wird. Auf diese Weise ist trotz des Heel-Effektes eine valide Messung der über den gesamten Querschnitt des Nutzstrahlenbündels gemittelten Ionendosis in Luft gewährleistet [107, 182, 201]. Der das Meßsignal darstellende zeitintegrale Ionisationsstrom der Meßkammer ist dem Produkt aus der Stoßkerma in Luft sowie der Feldgröße des Nutzstrahlenbündels proportional und liefert so ein Maß für das Dosisflächenprodukt.

Die durch die Meßtechnik bedingten Abweichungen des gemessenen vom wahren Dosisflächenprodukt sind teilweise herstellerbedingt [183] und liegen im internationalen Vergleich in der Regel unter 10% [172, 180, 181].

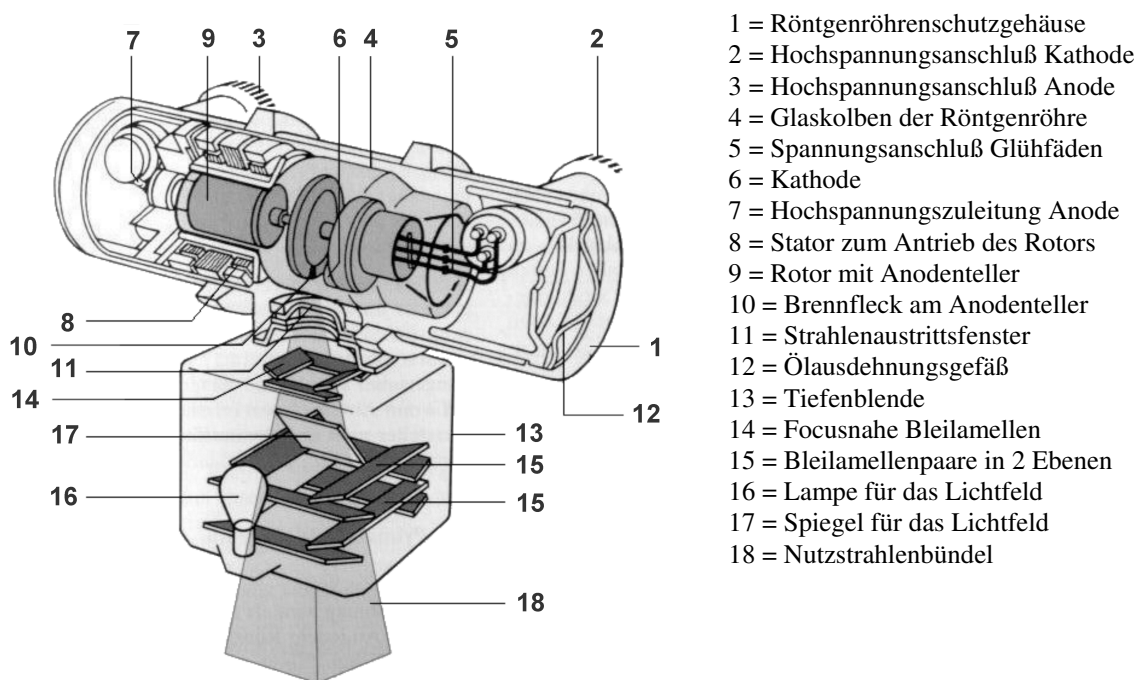


Abb. 6 Röntgenstrahler mit Blendengehäuse [aus 13].

2.4. Wechselwirkung des Photonenstrahlungsfeldes mit dem Patienten

Einfalldosis, Oberflächendosis.

Das Nutzstrahlenbündel tritt im *Focus-Haut-Abstand* r_E mit der *Feldgröße* A_E in Strahleneintrittsebene durch die Hautoberfläche in den Körper des Patienten ein. Dabei wird in der in der Strahleneintrittsebene liegenden Luftschicht durch das Nutzstrahlenbündel allein die *Ein-*

falldosis K_E und durch das Nutzstrahlenbündel und die aus dem Körper des Patienten stammenden Streustrahlungskomponenten zusammen die *Oberflächendosis* K_O erzeugt.

Organdosis.

Auf seinem Weg durch den Körper des Patienten wird das Nutzstrahlenbündel zahlreichen, i. w. durch Photo- und Comptoneffekte bestimmten Absorptions- und Streuprozessen unterworfen. Aus der Superposition der Nutz- und Streustrahlungskomponenten resultieren innerhalb des Patientenvolumens komplexe Verteilungen der spektralen Photonenflußdichte und der spektralen Sekundärelektronenflußdichte [272]. Ein Körpergewebe T in der Tiefenlage d_T unter der Hautoberfläche erhält durch die Absorption von Energie aus dem in seinem Volumen herrschenden Sekundärelektronenstrahlungsfeld die *Organdosis* D_T . Aufgrund der Anisotropie der spektralen Sekundärelektronenflußdichte im Patientenvolumen und der Inhomogenität der Materialzusammensetzung des menschlichen Körpers gestaltet sich die korrekte Bestimmung einer Organdosis a priori nicht trivial.

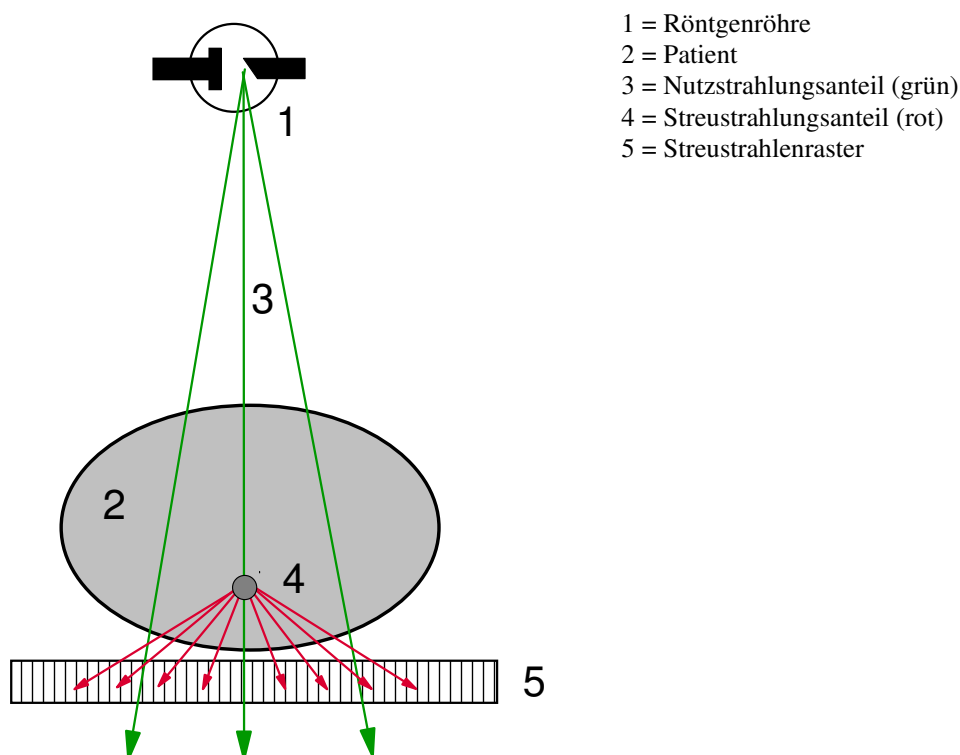


Abb. 7 Wirkungsprinzip des Streustrahlenrasters.

Durch die Ausrichtung des Bleilamellensystems im Streustrahlenraster gelangen nur Nutzstrahlungsanteile und in Richtung des Nutzstrahlenbündels abgestrahlte Streustrahlungsanteile (grün) zum Bildempfängersystem, wogegen in andere Richtungen abgestrahlte Streustrahlungsanteile (rot) durch die Bleilamellen absorbiert werden.

2.5. Bildempfängersystem

Das in seiner spektralen Photonenflußdichteverteilung modifizierte Photonenstrahlungsfeld verläßt den Körper des Patienten, um nach dem Durchdringen technischer Lagervorrichtungen wie Buckytisch oder Rasterwandstativ auf das *Bildempfängersystem* zu treffen, dessen Aufgabe in der Umwandlung des latenten *Strahlenbildes* in eine sichtbare Röntgenaufnahme besteht. Das Bildempfängersystem ist in der konventionellen nicht-digitalen Röntgendiagnostik bei projektionsradiographischer Untersuchungstechnik aus einem Film-Folien-System aufgebaut, dem ein Streustrahlenraster vorgeschaltet werden kann, und besteht bei Durch-

leuchtungsarbeitsplätzen aus einem Röntgenbildverstärker mit Fernsehkette bzw. angeschlossenem Datenaufzeichnungssystem.

2.5.1. Streustrahlenraster

Zur Reduktion der aus dem Körper des Patienten stammenden, den Bildkontrast mindernden Streustrahlungsanteile wird in der Projektionsradiographie meist ein *Streustrahlenraster* eingesetzt (Abb. 7). Ein Streustrahlenraster besteht aus einem gitterförmigen System von Bleilamellen, deren geometrische Anordnung von der Röntgenuntersuchungstechnik bestimmt wird und eine Absorption nicht in Richtung der Nutzstrahlung orientierter Streustrahlungsanteile bewirkt.

Die Verwendung eines Streustrahlenrasters bewirkt je nach dem Durchmesser des Patienten eine erhebliche Verbesserung der Bildqualität, führt aber in Abhängigkeit von geometrischem Aufbau und Materialzusammensetzung des Streustrahlenrasters zu einer Modifikation der spektralen Photonenflußdichteverteilung [271] und zu einer Erhöhung des Dosisbedarfs für eine Röntgenaufnahme. Aus diesem Grunde wird der Einsatz des Streustrahlenrasters in der pädiatrischen Radiologie vor allem bei Patienten niedrigerer Altersstufen in Abhängigkeit von der Röntgenuntersuchungstechnik kontrovers diskutiert [25, 30, 31, 20, 48, 28].

2.5.2. Film-Folien-Kombination

In der konventionellen Projektionsradiographie dient der Bildaufzeichnung der *Röntgenfilm*. Da selbst Röntgenfilmemulsionen eine äußerst begrenzte Empfindlichkeit gegenüber Röntgenstrahlung aufweisen, wird der im Wellenlängenbereich des sichtbaren Lichtes liegende Empfindlichkeitsbereich der Filmemulsion durch Kontaktierung des Röntgenfilmes mit Röntgenfluoreszenzfolien ausgenutzt. Die Abstimmung des Fluoreszenzemissionspektrums der Folie auf das Absorptionsspektrum der Röntgenfilmemulsion definiert das *Film-Folien-System*. Die Sensitivität des Film-Folien-Systems gegenüber Röntgenstrahlung wird durch seine *Empfindlichkeit* bzw. durch seine *Empfindlichkeitsklasse* angegeben. Die Höhe der Reduktion der für die Bildgebung notwendigen Strahlungsdosis durch die Verwendung eines Film-Folien-Systems ist von der chemischen Zusammensetzung der Röntgenfluoreszenzfolien und der Röntgenfilmemulsion abhängig [10, 27].

2.5.3. Dosismesskammern für die Belichtungsautomatik

Projektionsradiographien können durch freie Einstellung der Belichtungsparameter sowie mit Hilfe einer Belichtungsautomatik angefertigt werden. Die Belichtungsautomatik besteht in der Abschaltung des Röntgengenerators nach Erreichen einer für die entsprechende Röntgenuntersuchung definierten Referenzdosis im Bildempfängersystem. Die Messung dieser *Bildempfängerdosis* erfolgt analog zu der des Dosisflächenproduktes durch Ionisationskammern, die an den Projektionsorten der Hauptuntersuchungsregionen des Patienten, den *Domenen*, angebracht sind. Unter der Voraussetzung einer guten Kalibrierung kann die Verwendung einer Belichtungsautomatik zur Dosisreduktion führen [29].

2.5.4. Röntgenbildverstärker

Bei Durchleuchtungsarbeitsplätzen dient der *Röntgenbildverstärker* der Signalerfassung und ein nachgeschaltetes elektronisches Bildverarbeitungssystem der Darstellung des Röntgenbildes am Bildschirm sowie der Aufzeichnung und der Archivierung. Die Bildschirmhelligkeit ist der Bildempfängerdosisleistung proportional und wird bei modernen Bildverstärker-Fernseh-Anlagen zur automatischen Dosisleistungsregelung (ADR) verwendet.

3. Dosisgrößen und Dosisrekonstruktionsverfahren

Im folgenden sollen die zur Quantifizierung der Strahlenexposition des Patienten in der Röntgendiagnostik verfügbaren Dosis- und Einflußgrößen gemäß ihrer Definition in den DIN¹-Normen [75, 86] sowie die zu ihrer Rekonstruktion aus den Röntgenexpositionsparametern verfügbaren Dosisrekonstruktionsverfahren vorgestellt werden.

3.1. Dosisgrößen [75, 76, 78, 86]

Kerma K_M .

Als *Kerma*² K_M wird die auf das Massenelement $d m$ bezogene Summe der kinetischen Anfangsenergien E_{tr} der von indirekt ionisierender Strahlung in diesem Massenelement des Bezugsmaterials M freigesetzten geladenen Teilchen bezeichnet:

$$K_M := \frac{dE_{tr}}{dm}.$$

Einheit: 1 Gy = 1 J/kg.

Die Kerma setzt sich aus der Stoßkerma K_M^{col} und der Strahlungskerma K_M^{rad} zusammen:

$$K_M = K_M^{col} + K_M^{rad}.$$

Die *Stoßkerma* gibt den durch Anregungs- und Ionisationsprozesse lokal auf das Bezugsmaterial übertragenen Energieanteil der Sekundärelektronenstrahlung wieder, die *Strahlungskerma* jenen Energieanteil der Sekundärelektronenstrahlung, welcher durch Bremsstrahlung, Fluoreszenzstrahlung oder Vernichtungsstrahlung in Photonenenergie zurückverwandelt wird.

Exposure X_a .

Der Stoßkerma in Luft äquivalent ist der früher verwendete Begriff der *Exposure* X_a als die auf das Massenelement $d m_a$ in Luft bezogene elektrische Ladung dQ der durch Sekundärelektronen einer Photonenstrahlung in diesem Massenelement der Luft gebildeten Ionen:

$$X_a := \frac{dQ}{dm_a}.$$

Einheit: 1 R = $2,58 \cdot 10^{-4}$ C/kg.

In Luft gilt in guter Näherung die Entsprechung 1 cGy \approx 1,15 R.

Dosisflächenprodukt P_F .

Das *Dosisflächenprodukt*³ P_F ist definiert als das Flächenintegral der Luftkerma K_a über eine Schnittebene E durch das Strahlungsfeld:

$$P_F := \int_E K_a \cdot dA.$$

Einheit: 1 Gy m².

Praktisch verwendete Einheiten: 1 μ Gy m² = 1 cGy cm².

Vor der Einführung der Kerma wurde das Dosisflächenprodukt mit Hilfe der Exposure definiert; in guter Näherung gilt die Umrechnung:

$$P_F \approx 0,869 \frac{cGy}{R} \cdot \int_E X_a \cdot dA.$$

¹ DIN = Deutsches Institut für Normung e.V.

² KERMA = **K**inetic **e**nergy released in **m**atter.

³ Das Dosis-Flächen-Produkt wäre seiner Definition entsprechend eigentlich als *Kerma-Flächen-Produkt* zu bezeichnen. Vor der Umstellung des metrischen Systems von der meßtechnisch orientierten *Exposure* zur metrisch definierten *Kerma* wurde diesem Umstand in der englischsprachigen Literatur durch den Begriff des *Exposure-Area Product* Rechnung getragen.

Energiedosis D_M .

Die *Energiedosis* D_M (früher: Absorbierte Dosis) ist die durch direkt ionisierende Strahlung auf ein Massenelement $d m$ eines beliebigen Materials M übertragene Energiemenge $d E$:

$$D_M := \frac{dE}{dm}.$$

Einheit: 1 Gy := 1 J/kg.

Bei Bestehen eines *Sekundärelektronengleichgewichtes* sind Energiedosis und Kerma gleich.

Absorbierte Energie bzw. Integraldosis W_D .

Als *Absorbierte Energie* bzw. als *Integraldosis* W_D wird die gesamte auf die Masse m des exponierten Materialvolumens durch Absorptionsprozesse übertragene Strahlenenergie bezeichnet. Sie ergibt sich aus der Energiedosis D_M gemäß:

$$W_D = \int_m D_M \cdot dm.$$

Einheit: 1 J.

Einfalldosis K_E .

Die *Einfalldosis*⁴ K_E ist die Luftkerma auf der Achse des Nutzstrahlenbündels am Ort des Strahleneintritts in den Patienten ohne Rückstreubeiträge aus dem Patienten.

Oberflächendosis K_O .

Die *Oberflächendosis* K_O ist die Luftkerma auf der Achse des Nutzstrahlenbündels am Ort des Strahleneintritts in den Patienten einschließlich der Rückstreubeiträge aus dem Patienten. Sie errechnet sich aus der Einfalldosis durch Multiplikation mit dem *Rückstreufaktor* B :

$$K_O = K_E \cdot B.$$

Der Rückstreufaktor ist von der Strahlungsqualität, von der Feldgröße und vom Patientendurchmesser abhängig und liegt in der Röntgendiagnostik in der Größenordnung von 1,5 [188, 261, 262, 263, 265, 269, 273].

Bildempfängerdosis K_B .

Die *Bildempfängerdosis* bezeichnet die Luftkerma für eine Aufnahme auf der Achse des Nutzstrahlenbündels am Ort der bildwandelnden Schicht.

Organ-Energiedosis D_T .

Die *Organ-Energiedosis* ist definiert als die bei einer Exposition in einem Organ entsprechend der physikalischen Dosisverteilung erzeugte integrale Energiedosis, gemittelt über die Masse M des Organs:

$$D_T = \frac{1}{M} \cdot \int_M D(m) \cdot dm.$$

Einheit: 1 Gy = 1 J/kg.

Organdosis H_T .

Die *Organdosis* (früher: Teilkörperdosis) ist das Produkt aus der Organ-Energiedosis D_T und dem Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R für die Strahlungsqualität R [97]:

$$H_T = w_R \cdot D_T.$$

Einheit: 1 Sv = 1 J/kg.

Für Photonen beliebiger Energie gilt $w_R = 1 \text{ Sv/Gy}$.⁵

⁴ In Analogie zum Dosisflächenprodukt wäre die Einfalldosis strenggenommen als *Einfallkerma* zu bezeichnen.

⁵ Die Gültigkeit dieses Strahlungs-Wichtungsfaktors für Photonen mit im Bereich der Röntgendiagnostik auftretenden Energien wird derzeit kontrovers diskutiert. Die möglicherweise höher als bisher einzuschätzende Wirksamkeit niederenergetischer Röntgenstrahlungen könnte für diese in naher Zukunft zu einem Strahlungs-Wichtungsfaktor $w_R = 2$ führen.

Effektive Dosis bzw. Effektivdosis E.

Die *Effektivdosis* oder *Effektive Dosis* ist definiert als die Summe der mit den zugehörigen Gewebe-Wichtungsfaktoren w_T multiplizierten Organdosen H_T in relevanten Organen und Geweben:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_T w_T \cdot w_R \cdot D_T.$$

Einheit: 1 Sv = 1 J/kg.

Organ	Gewebe-Wichtungsfaktor w_T		
	Kinder und Jugendliche [80]		Erwachsene [96]
	0 - 9 Jahre	10 - 19 Jahre	> 20 Jahre
Gonaden	0,16	0,24	0,20
Rotes Knochenmark	0,13	0,12	0,12
Colon	0,12	0,11	0,12
Lunge	0,07	0,07	0,12
Magen	0,09	0,08	0,12
Harnblase	0,03	0,02	0,05
Brustdrüse	0,06	0,06	0,05
Leber	0,11	0,10	0,05
Oesophagus	0,05	0,04	0,05
Schilddrüse	0,05	0,04	0,05
Knochenoberfläche	0,05	0,04	0,01
Haut	0,02	0,02	0,01
Übrige Organe (Nebennieren, Gehirn, Nieren, Muskelgewebe, Pancreas, Dünndarm, Milz, Thymus, Uterus)	0,05	0,05	0,05

Tab. 2 Zahlenwerte der Gewebe-Wichtungsfaktoren w_T .

Die Gewebe-Wichtungsfaktoren berücksichtigen die relative individuelle Strahlensensibilität der einzelnen Gewebe und Organe bei der Definition der Effektivdosis als Summe der Organdosen.

Gewebe-Wichtungsfaktoren w_T .

Die *Gewebe-Wichtungsfaktoren* (Tab. 2) dienen zur Ermittlung der Effektivdosis entsprechend den relativen Beiträgen der einzelnen Gewebe und Organe zu den stochastischen Strahlenwirkungen. Gemäß der ursprünglichen Definition der Effektivdosis wurden die Gewebe-Wichtungsfaktoren aus Risikokoeffizienten für die erwachsene Gesamtbevölkerung abgeleitet [82, 94, 96]. Die für Kinder und Jugendliche abgeschätzten Gewebe-Wichtungsfaktoren [80] führen in praxi zu keiner wesentlichen Modifikation der Effektivdosis [ebd.].

Kumulativdosis.

Die *kumulative Dosis* oder *Kumulativdosis* ist die Summe aller Strahlendosen, die eine bestimmte Person in einem bestimmten Zeitraum erhalten hat.

Kollektivdosis S.

Die *Kollektivdosis* S gibt die insgesamt auf eine Bevölkerungsgruppe verteilte Effektivdosis an. Sie ergibt sich aus der Anzahl N_i der mit der kumulativen Effektivdosis $E_{i,kum}$ exponierten Personen in einer Bevölkerungsgruppe zu:

$$S = \sum_i E_{i,kum} \cdot N_i.$$

Einheit: 1 Personen-Sv.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden in Analogie zur Kollektivdosis kollektive Organdosen bestimmt. Aus diesem Grunde wurde der Begriff der Kollektivdosis in dieser Arbeit in erweitertem Sinne als Überbegriff für die Begriffe der kollektiven Organdosis und der kollektiven Effektivdosis verwendet.

3.2. Einflußgrößen

Strahlungsqualität [75].

Die *Strahlungsqualität* ist ein Parameter zur Klassifizierung der relativen spektralen Teilchenflußdichte einer Strahlungsart für einen betrachteten Ort. In der Röntgendiagnostik wird die Strahlungsqualität durch die Röntgenröhrenspannung und die Gesamtfilterung sowie durch das Anodenmaterial und den Anodenwinkel hinreichend definiert. Demgegenüber sind die *effektive Energie* und die *Halbwertschichtdicke* als Kenngrößen eines Photonenstrahlungsfeldes [275] in der radiologischen Diagnostik mit Zurückhaltung einzusetzen [84].

Strahlengeometrie [75].

Unter *Strahlengeometrie* wird die Gesamtheit der die geometrische Optik des abbildenden Systems charakterisierenden Kenngrößen verstanden. Diese umfassen den Abstand zwischen Focus und Strahleneintrittsseite des Patienten r_E (auch: Focus-Haut-Abstand FHA) bzw. zwischen Focus und Bildempfänger r_B (auch: Focus-Bildempfänger-Abstand FBA bzw. Focus-Film-Abstand FFA), die Feldgröße an der Strahleneintrittsseite des Patienten A_E bzw. am Bildempfänger A_B und den Patientendurchmesser d_P .

Expositionsgeometrie.

Im Rahmen dieser Arbeit wird die Gesamtheit der geometrischen Parameter zur Beschreibung der relativen Lage des Patienten zur Strahlungsquelle als *Expositionsgeometrie* bezeichnet. Die Expositionsgeometrie umfaßt neben den Kenngrößen der Strahlengeometrie als weitere Kenngrößen den Strahlengang des Nutzstrahlenbündels relativ zum Patientenkörper sowie die Lagekoordinaten des Strahlungsfeldes an der Körperoberfläche des Patienten. Da eine Normierung der Projektionsrichtungen im Raumwinkelmaß noch nicht existiert, wird im Rahmen dieser Arbeit auf die klinische Terminologie zurückgegriffen; so wird eine Projektion mit antero-posteriorem Strahlengang kurz als *ap-Projektion*, eine Projektion mit postero-anteriorem Strahlengang als *pa-Projektion* und eine Projektion mit rechts- oder links-lateralem Strahlengang als *lat-Projektion* bezeichnet. Komplexe Projektionsformen spielen klinisch eine verhältnismäßig untergeordnete Rolle und werden im Rahmen der vorliegenden Arbeit vernachlässigt.

Röntgenexpositionsbedingungen, Röntgenexpositionsparameter und -daten.

Gleichfalls im Rahmen dieser Arbeit definieren Strahlungsqualität, Expositionsgeometrie sowie Anthropomorphie und Anthropometrie des Patienten zusammen die *Röntgenexpositionsbedingungen*, deren Kenngrößen als *Röntgenexpositionsparameter* bezeichnet werden sollen. Datenverarbeitungstechnisch erfaßte Teilmengen der Gesamtheit aller Röntgenexpositionsparameter werden im folgenden *Röntgenexpositionsdaten* genannt.

3.3. Referenzdosiswerte in der diagnostischen Radiologie

Als Richtwerte für die Minimierung der Strahlenexposition des Patienten gewinnen Referenzdosiswerte [554 - 583] für die Qualitätssicherungsmaßnahmen in der radiologischen Diagnostik [567] zunehmend an Bedeutung. Nach einem Vorschlag des National Radiological Protection Board (NRPB) [79, 175, 382] werden in der Regel die Dosiswerte der dritten Quartilen bzw. der 75%-Perzentilen der im Rahmen dosimetrischer Studien erhaltenen Häufigkeitsverteilungen von Einfalldosen [581] zur Definition von Referenzdosiswerten für die diagnostische Radiologie angewandt. Für die Bundesrepublik Deutschland wurden Referenzwerte durch das Bundesamt für Strahlenschutz bekanntgemacht [554, 575, 576, 579].

Aufgrund der Relation zwischen Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten und Einfalldosis [558, 577] bzw. der im Patienten absorbierten Dosis [569, 570, 571, 580] ist bei der Erstellung der für virtuelle Referenzpatienten verschiedener Altersstufen definierten Referenzdo-

siswerte aus den durch Dosismessungen an realen Patienten erhaltenen realen Dosiswerten deren Normierung auf den virtuellen Referenzpatienten [127] mit Hilfe der anthropometrischen Kenngrößen sinnvoll [35, 563, 564, 565]. In der Regel werden als anthropometrische Kenngrößen Körpergröße und Körpergewicht verwendet, aus denen der äquivalente zylindrische Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten berechnet werden kann [19], sodaß indirekt eine Relation zwischen Körpergröße, Körpergewicht bzw. Body-Mass-Index und der Einfalldosis [568, 572] und in weiterem Sinne auch zwischen dem Lebensalter des Patienten und der Einfalldosis [571] besteht. (Eine Parametrisierung nach Körpergröße und Körpergewicht des Patienten setzt die systematische Erfassung dieser Kenngrößen in der klinischen Routinediagnostik voraus. Mit geringerem klinischen Aufwand und realitätsnäheren Ergebnissen könnte eine routinemäßige Vermessung der Durchstrahlungsdurchmesser der Zielorganbereiche erfolgen. Eine Parametrisierung nicht nur der Referenzdosiswerte, sondern auch der Röntgenexpositionparameter [19] nach Durchstrahlungsdurchmessern dürfte der strahlenphysikalischen Realität besser entsprechen.)

3.4. Dosisrekonstruktionsverfahren

Zur Rekonstruktion von Organ- und Effektivdosen aus den Röntgenexpositionparametern existieren mehrere Verfahren [73]. Die allen Verfahren gemeine Methodik besteht in der Ermittlung einer physikalisch exakt definierten Ausgangsdosisgröße (Dosisflächenprodukt, Einfalldosis) aus den Röntgenexpositionparametern, auf welche in einem zweiten Schritt ein physikalisches oder mathematisches Modell für die Strahlenenergiedeposition in den einzelnen Körpergewebereichen des Patienten angewandt wird.

3.4.1. Bestimmung der Einfalldosis

3.4.1.1. Bestimmung der Einfalldosis aus dem gemessenen Dosisflächenprodukt

Die Einfalldosis K_E auf der Hautoberfläche des Patienten ergibt sich aus dem gemessenen Dosisflächenprodukt nach

$$K_E(r_E) = \frac{d}{dA} P_F(A_E) \approx \frac{1}{A_E} \cdot P_F.$$

K_E = Einfalldosis

P_F = Dosis-Flächen-Produkt

A_E = Feldgröße des Nutzstrahlenbündels an der Strahleneintrittsseite des Patienten

r_E = Focus-Haut-Abstand

Der Übergang vom Differentialquotienten zum Quotienten entspricht der Annahme einer über die Querschnittsfläche A_E konstanten Dosis K_E . Diese Annahme ist aus technischen Gründen strenggenommen nicht erfüllbar [107], kann aber in der Praxis in guter Näherung getroffen werden [107, 182, 201]. Bei Durchleuchtungsuntersuchungen kann die Einfalldosis aufgrund der meist während des Untersuchungsganges variierenden Feldgröße durch Aufteilung der gesamten Durchleuchtungsuntersuchung in Einzelszenarien mit jeweils konstanter Feldgröße und konstantem Dosisflächenprodukt näherungsweise ermittelt werden [107]; in der vorliegenden Arbeit wurden zu diesem Zweck für jede Projektionsrichtung mittlere effektive Feldgrößen definiert.

3.4.1.2. Bestimmung der Einfalldosis nach dem Quellen-Konzept [75]

Nach dem Quellen-Konzept kann für eine definierte Strahlungsqualität die Einfalldosis aus der Dosisausbeute Y_{100} des Röntgenstrahlers im Bezugsfocusabstand r_Y und dem Röntgenröhrenstrom-Zeit-Produkt $I_R t$ abgeschätzt werden gemäß

$$K_E(r_E) = Y_{100} \cdot I_R \cdot t \cdot \left(\frac{r_Y}{r_E}\right)^2.$$

K_E = Einfalldosis

r_E = Focus-Haut-Abstand

r_Y = Bezugsfocusabstand

Y_{100} = Dosisausbeute des Röntgenstrahlers in 100 cm Bezugsfocusabstand

$I_R t$ = Röntgenröhrenstrom-Zeit-Produkt

Die *Dosisausbeute* des Röntgenstrahlers ist dabei der Quotient aus der Luftkerma $K_{a,100}$ im Bezugsfocusabstand auf dem Zentralstrahl des Nutzstrahlenbündels und dem Röntgenröhrenstrom-Zeit-Produkt der Röntgenröhre:

$$Y_{100} = \frac{K_{a,100}}{I_R \cdot t}$$

Y_{100} = Dosisausbeute

$K_{a,100}$ = Luftkerma im Bezugsfocusabstand $r_Y = 100$ cm

$I_R t$ = Röntgenröhrenstrom-Zeit-Produkt

Die Dosisausbeute des Röntgenstrahlers ist naturgemäß von den technischen Eigenschaften des Röntgengenerators und der Röntgenröhre abhängig. Da die Dosisausbeuten aller seit 1976 in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital eingesetzten Röntgenstrahler nicht zu ermitteln waren, wurde vom Quellen-Konzept im Rahmen dieser Arbeit kein Gebrauch gemacht.

(Ein dem Quellen-Konzept ähnliches empirisches Verfahren läßt eine näherungsweise Bestimmung der Dosisausbeute anhand der Röntgenröhrenspannung U und der Dicke d der Aluminium-Gesamtfilterung zu [121, 150]:

$$Y_{100} = \left(8,36 \cdot 10^{-2} \cdot \frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}} \right) \cdot \left(\frac{U}{\text{kV}} \right)^{1,74} \cdot \left(\frac{\text{mm}}{d} + 0,114 \right)^2.$$

Y_{100} = Dosisausbeute

U = Röntgenröhrenspannung

d = Dicke der Aluminium-Gesamtfilterung

Die empirische Formel wurde für Aluminium-Gesamtfilterungen abgeleitet [121], womit ihre Anwendung auf die Erwachsenenradiologie beschränkt bleiben dürfte.)

3.4.1.3. Bestimmung der Einfalldosis nach dem Bildempfänger-Konzept [75]

Nach dem Bildempfänger-Konzept kann für eine definierte Strahlungsqualität die Einfalldosis aus der Bildempfängerdosis K_B ermittelt werden, sofern die Expositionsgeometrie, die *Schwächungsfaktoren* des Patienten m_{Patient} , des Rasters m_{Raster} und der Gerätebauteile $m_{\text{Gerät}}$ sowie der Streustrahlungsanteil α bekannt sind:

$$K_E(r_E) = K_B \cdot m_{\text{Patient}} \cdot m_{\text{Raster}} \cdot m_{\text{Gerät}} \cdot [1 - \alpha] \cdot \left[1 + \frac{d_P}{r_E} \right]^2.$$

K_E = Einfalldosis

K_B = Bildempfängerdosis

r_E = Focus-Haut-Abstand

d_P = Durchmesser der durchstrahlten Körperregion

m_{Patient} = Schwächungsfaktor des Patienten

m_{Raster} = Schwächungsfaktor des Rasters

$m_{\text{Gerät}}$ = Schwächungsfaktor der Gerätebauteile

α = Streustrahlungsanteil

Der Schwächungsfaktor des Rasters kann analytisch [117] oder durch Monte-Carlo-Simulationen [133, 144, 145] ermittelt werden.

Der Schwächungsfaktor des Patienten ergibt sich näherungsweise durch

$$m_{\text{Patient}} = e^{+\mu_T(U,F) \cdot d_P}.$$

μ_T = Linearer Schwächungskoeffizient für die durchstrahlte Körperregion T

U = Röntgenröhrenspannung

F = Filterung

d_P = Durchmesser der durchstrahlten Körperregion

Die Schwächung des Nutzstrahlenbündels durch den Patienten ist nicht nur von der Strahlungsqualität, sondern auch von der stofflichen Zusammensetzung des durchstrahlten Patientenvolumens abhängig. Aus diesem Grunde müssen an die Stelle linearer Schwächungskoeffizienten für monoenergetische Photonenstrahlungen und definierte chemische Verbindungen [267, 268] *effektive* lineare Schwächungskoeffizienten für die in der radiologischen Praxis üblichen Strahlungsqualitäten und die Gewebezusammensetzungen der durchstrahlten Patientenvolumina treten. Für die pädiatrische Radiologie wurden durch Monte-Carlo-Simulation effektive lineare Schwächungskoeffizienten unter Berücksichtigung der Schwächungseigenschaften des Patienten und des Rasters errechnet [564], mit welchen gilt:

$$m_{\text{Patient}} \cdot m_{\text{Raster}} \cdot m_{\text{Gerät}} \cdot [1 - a] = e^{+\mu_{T,\text{eff}}(U,F) \cdot d_P}$$

$\mu_{T,\text{eff}}$ = Effektiver linearer Schwächungskoeffizient für die durchstrahlte Körperregion T

U = Röntgenröhrenspannung

F = Filterung

d_P = Durchmesser der durchstrahlten Körperregion

Bestimmung der Bildempfängerdosis aus der Systemdosis.

Die Bildempfängerdosis kann aus der im Rahmen der Abnahmeprüfung der Röntgeneinrichtung dokumentierten Systemdosis abgeschätzt werden. Von dieser Möglichkeit wurde in der vorliegenden Arbeit kein Gebrauch gemacht, da die Systemdosen nicht aller seit 1976 in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital in Betrieb befindlicher Röntgenanlagen zu ermitteln waren.

Bestimmung der Bildempfängerdosis aus der Nenndosis bei der Direktradiographie.

Die Bildempfängerdosis wird in Abhängigkeit von der Strahlungsqualität durch die Signalverarbeitung des bildverarbeitenden Systems bestimmt. Bei der Projektionsradiographie besteht unter den Prüfbedingungen des Herstellers der Film-Folien-Kombination zwischen der *Empfindlichkeitsklasse* S des Film-Folien-Systems [6] und der zur Erzielung einer optischen Nettodichte des Röntgenfilmes von $D_N = 1,0$ erforderlichen *Schwärzungsdosis* K_S der Zusammenhang [13, 75]:

$$K_S = \frac{1000 \mu\text{Gy}}{s}$$

K_S = Schwärzungsdosis

S = Empfindlichkeitsklasse des Film-Folien-Systems

Unter den Prüfbedingungen im Rahmen der Abnahmeprüfung der Röntgeneinrichtung ist für die zur Erzielung einer optischen Nettodichte des Röntgenfilmes von $D_N = 1,0$ notwendige Bildempfängerdosis folgende Bedingung einzuhalten [75]:

$$K_B \leq 1,6 \cdot K_S$$

K_B = Bildempfängerdosis

K_S = Schwärzungsdosis

Aufgrund der Unsicherheiten bei der Bestimmung der Bildempfängerdosis wird das Bildempfänger-Konzept im Rahmen der vorliegenden Arbeit lediglich zur hilfsweisen Abschätzung der Einfalldosis bei nicht dokumentiertem Dosisflächenprodukt herangezogen.

3.4.2. Berechnung der Organdosis [74, 77, 78, 107]

3.4.2.1. Abschätzung der Organdosis aus der Einfalldosis nach dem Quellen-Konzept

Nach dem Quellen-Konzept läßt sich die Organdosis aus der Einfalldosis mit Hilfe tabellierter Gewebe-Luft-Verhältnisse oder mit Hilfe tabellierter relativer Tiefendosen abschätzen. Die Tabellenwerte beziehen sich dabei auf standardisierte Röntgenexpositionsbedingungen unter weitgehender Vernachlässigung altersspezifischer Anthropomorphien.

Abschätzung der Organdosis aus der Einfalldosis mit Hilfe von Gewebe-Luft-Verhältnissen [74, 75].

Die Organdosis errechnet sich aus der Einfalldosis mit Hilfe tabellierter Gewebe-Luft-Verhältnisse [75, 200, 266, 274] gemäß

$$H_T = w_R \cdot K_E \cdot \left(\frac{r_E}{r_E + d_T} \right)^2 \cdot T_a \cdot t_{w/a}^{en}.$$

H_T = Organdosis

w_R = Strahlungs-Wichtungsfaktor

K_E = Einfalldosis

r_E = Focus-Haut-Abstand

d_T = Tiefenlage des Referenzorgans T unter der Hautoberfläche

T_a = Gewebe-Luft-Verhältnis am Ort des Organs

U = Strahlungsqualität des Photonenstrahlungsfeldes

$t_{w/a}^{en}$ = Quotient aus den Massen-Energieabsorptionskoeffizienten von Luft und Gewebe

Abschätzung der Organdosis aus der Einfalldosis mit Hilfe relativer Tiefendosen [75].

Die Organdosis läßt sich aus der Einfalldosis näherungsweise aus relativen Tiefendosen wie folgt ermitteln [171, 264, 270]:

$$H_T = w_R \cdot K_E \cdot B \cdot t_{w/a}^{en} \cdot D_{rel}.$$

H_T = Organdosis

w_R = Strahlungs-Wichtungsfaktor

K_E = Einfalldosis

B = Rückstrefaktor

$t_{w/a}^{en}$ = Quotient aus den Massen-Energieabsorptionskoeffizienten von Luft und Gewebe

D_{rel} = Relative Tiefendosis

Bemerkung.

Nach dem Quellen-Konzept wird die Beziehung zwischen Einfalldosis und Organdosis über Gewebe-Luft-Verhältnisse und relative Tiefendosen hergestellt. Die genannten Größen resultieren aus physikalischen Messungen an vereinfachten gewebeäquivalenten Phantomen unter standardisierten Expositionsbedingungen und stellen somit Näherungswerte für die unter realen Bedingungen zu erwartenden Werte dar. Dies gilt aufgrund der stark altersabhängigen Anthropomorphie bei Kindern in besonderem Maße für die Expositionsverhältnisse in der pädiatrischen Radiologie. Aus diesen Gründen sowie aufgrund der in den letzten Jahren zunehmenden Leistungsfähigkeit des realitätsnäheren mathematischen Konversionsfaktoren-Konzeptes dürfte die Anwendung des Quellen-Konzeptes in der pädiatrischen Radiologie als obsolet zu bezeichnen sein und wird in der vorliegenden Arbeit nicht weiter verfolgt.

3.4.2.2. Berechnung der Organdosis aus der Einfalldosis nach dem Konversionsfaktoren-Konzept [107]

Das in der vorliegenden Arbeit zur Rekonstruktion der Organ- und Effektivdosen aus der Einfalldosis ausschließlich verwendete Konversionsfaktoren-Konzept beruht auf der Ermittlung der Organdosis aus einer Ausgangsdosisgröße (Dosisflächenprodukt oder Einfalldosis) durch Multiplikation der Ausgangsdosisgröße mit dem entsprechenden *Konversionsfaktor*:

$$H_T = \phi_{T,P_F} \cdot P_F = \phi_{T,K_E} \cdot K_E.$$

H_T = Organdosis

$\phi_{T,A}$ = Konversionsfaktor zur Berechnung der Organdosis H_T aus der Ausgangsdosisgröße A

P_F = Dosisflächenprodukt

K_E = Einfalldosis

Der Konversionsfaktor gibt mithin den im Organgewebe deponierten Anteil der Ausgangsdosis an. Er ist abhängig von den Röntgenexpositionsparametern (Strahlungsqualität, Projektionsrichtung bzw. Strahlengang, Feldgröße, Focus-Haut-Abstand), von der Anthropomorphie des Patienten sowie vom Ziel- und Referenzorganbereich:

$$\phi_{T,A} = \phi_{T,A}(U, F, P, A_E, r_E, t_P, T_Z, T_R).$$

$\Phi_{T,A}$ = Konversionsfaktor zur Berechnung der Organdosis H_T aus der Ausgangsdosis A

U = Röntgenröhrenspannung

F = Gesamtfilterung

P = Projektionsrichtung bzw. Strahlengang

A_E = Feldgröße an der Strahleneintrittsseite des Patienten

r_E = Focus-Haut-Abstand

t_P = Alter des Patienten als Kenngröße für die Anthropomorphie

T_Z = Zielorganbereich

T_R = Referenzorganbereich

Setzt sich eine Röntgenuntersuchung aus mehreren Feldern unter verschiedenen Projektionen zusammen, so gilt:

$$H_T = \sum_{i=1}^N \phi_{T,P_F,i} \cdot P_{F,i} = \sum_{i=1}^N \phi_{T,K_{E,i}} \cdot K_{E,i}.$$

H_T = Organdosis

$\Phi_{T,A,i}$ = Konversionsfaktor zur Berechnung der Organdosis H_T aus der Ausgangsdosis A für das Feld unter der Projektion i

$P_{F,i}$ = Dosisflächenprodukt für das Feld unter der Projektion i

$K_{E,i}$ = Einfalldosis für das Feld unter der Projektion i

N = Anzahl der Projektionen der Röntgenuntersuchung

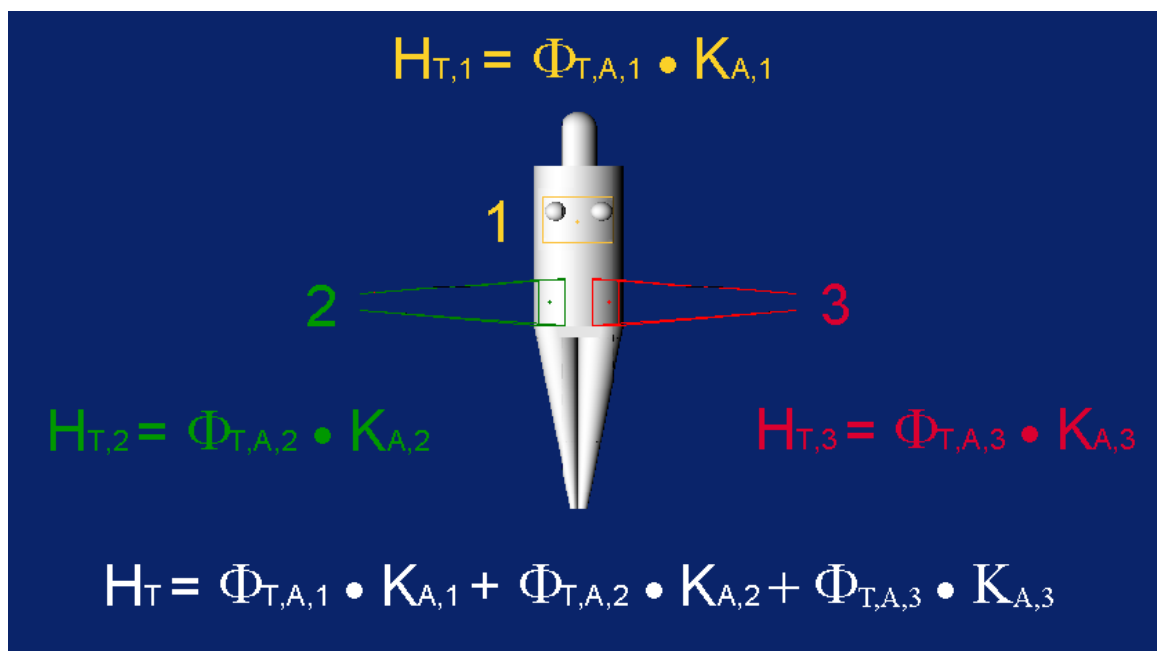


Abb. 8 Konversionsfaktoren-Konzept bei Mehrfelder-Röntgenuntersuchungen.

In der dargestellten fingierten Dreifelder-Röntgenuntersuchung ergibt sich die Organdosis H_T als Summe der nach dem Konversionsfaktoren-Konzept ermittelten Einzeldosen für jedes Feld.

3.4.2.3. Ermittlung von Konversionsfaktoren durch Monte-Carlo-Simulation

Das Konversionsfaktoren-Konzept unterscheidet sich vom Quellen-Konzept durch die realitätsnahe Nachvollziehung der Expositionsgeometrie und durch die Berücksichtigung der durch die Anthropomorphie bedingten Heterogenität in der stofflichen Zusammensetzung der Körpergewebe.

Die früher in Anlehnung an das Quellen-Konzept durch physikalische Dosismessungen an bezüglich der jeweiligen Fragestellung realitätsnah gestalteten realen physikalischen Phantomen [153, 154, 173, 178, 179, 197, 202, 204, 206, 208, 209, 219, 220, 228, 235, 236, 251] oder durch semianalytische mathematische Verfahren [74, 124, 147, 151, 171, 210, 211, 247, 249] erfolgende Ermittlung von Konversionsfaktoren zur Berechnung von Organ-, Effektiv- und Integraldosen aus physikalisch meßbaren Ausgangsdosisgrößen konnte in den letzten Jahren aufgrund der Verfügbarkeit steigender Rechnerleistungen und der Entwicklung geeigneter Algorithmen durch das mathematische Modellierungsverfahren der Monte-Carlo-Simulation an virtuellen mathematischen Phantomen ersetzt werden [114, 118, 119, 135, 146, 156, 158, 160, 164, 215, 238, 239, 240, 248]. Das Monte-Carlo-Verfahren beruht auf der probabilistischen Simulation der Wechselwirkung von Strahlungsfeldern mit Materie bekannter chemischer Zusammensetzung und besteht für Anwendungen in der Röntgendiagnostik in der Verfolgung virtueller Einzelphotonenschicksale vom Auftreffen des Photons auf die Phantomoberfläche über Streu- und Absorptionsprozesse bis zur Energiedeposition im Phantommaterial. Die den Monte-Carlo-Simulationen zugrundeliegenden Photonenflußdichtespektren können Spektrenkatalogen [259, 275] entnommen oder aus kernphysikalischen Basisdaten errechnet werden [115, 131, 136, 138].

Das Konzept virtueller mathematischer Phantome wurde erstmals von *Fisher* und *Snyder* zur Ermittlung der internen Strahlenexposition durch inkorporierte Radionuklide durch die MIRD⁶-Kommission entwickelt und seither entsprechend den wachsenden Anforderungen an die Realitätsnähe der Monte-Carlo-Simulationen modifiziert [116, 125, 126, 135, 142, 152, 159, 221 - 224, 230, 232, 240]. Virtuelle mathematische Phantome mit geometrisch gestalteten anatomischen Strukturen werden seither kurz als *MIRD-Phantome* bezeichnet. Zur Errechnung von Konversionsfaktoren für Organdosisberechnungen in der pädiatrischen Radiologie stehen derzeit sechs den Altersstufen 0, 1, 5, 10, 15 und 30 Jahre entsprechende MIRD-Phantome gemäß der ICRP-Spezifikation [127, siehe dazu auch 128, 129, 130] zur Verfügung, wie sie auch für die Monte-Carlo-Simulationen im Rahmen der vorliegenden Arbeit eingesetzt wurden [148, 149, 221 - 224, 248, 250].

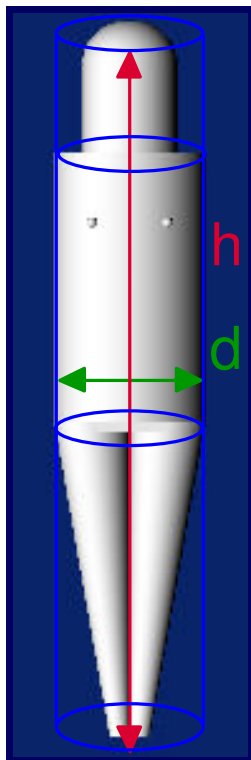
Die Validität der Simulationsergebnisse ist von der Realitätsnähe der Simulationsbedingungen und insbesondere von der Beschaffenheit der verwendeten mathematischen Phantome sowie von den Algorithmen der Monte-Carlo-Simulation abhängig [118, 155, 157, 162, 163] und wird damit letztlich auch durch den Stand der Datenverarbeitungstechnik determiniert.

Seit einigen Jahren sind anthropomorphe *Voxel-Phantome* verfügbar, die anhand computertomographischer oder magnetresonanztomographischer Schnittbilder realer Patienten konstruiert wurden und somit im Gegensatz zu den mathematischen Phantomen eine realitätsidentische Anthropomorphie aufweisen [122, 132, 134, 140, 143, 161, 165 - 170, 212, 216, 257, 258]. Erste Monte-Carlo-Simulationen der Strahlenenergiedeposition in Voxel-Phantomen zeigten z. T. erhebliche Abweichungen von den in den MIRD-Phantomen errechneten Organdosen vor allem im Bereich der niederenergetischen Strahlungsqualitäten [132, 140, 143, 161, 165, 216]. Eine Vervollständigung der einzelnen Voxel-Phantome zu einer Voxel-Phantom-Familie dürfte in den nächsten Jahren eine Revision der Konversionsfaktoren für die pädiatrische Radiologie ermöglichen.

⁶ MIRD = Medical Internal Radiation Dose Committee.

3.5. Äquivalenter kreiszylindrischer Durchmesser des Patienten

Nach dem Bildempfänger-Konzept wird die Einfalldosis bei gegebener Bildempfängerdosis im wesentlichen durch den Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten bestimmt. Zur Charakterisierung der in der pädiatrischen Radiologie klinisch gemessenen Einfalldosen wurde von *Lindskoug et al.* ein mathematisches Verfahren zur Abschätzung des in der klinischen Routine in aller Regel nicht bestimmbareren Durchstrahlungsdurchmessers aus den anthropometrischen Kenngrößen - Körpergröße und Körpergewicht bzw. Körpermasse - des Patienten angegeben [19, 568, 569, 570].



Das Verfahren beruht auf der für Kinder bis zum sechsten Lebensjahr gültigen Approximation des menschlichen Körpers durch einen massiven Kreiszyylinder⁷, dessen Gewicht dem Körpergewicht, dessen Dichte der mittleren Körperdichte und dessen Höhe der Körpergröße des Patienten gleichgesetzt wird. Der dem Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten entsprechende *äquivalente kreiszylindrische Durchmesser* ergibt sich aus diesen Größen wie folgt:

$$d = \frac{2}{\sqrt{\pi \cdot \rho}} \cdot \sqrt{\frac{m}{h}}$$

d = äquivalenter kreiszylindrischer Durchmesser des Patienten

π = Kreiszahl

ρ = mittlere Dichte bzw. Wichte des Patientenkörpers

m = Körpermasse bzw. Körpergewicht des Patienten

h = Körpergröße des Patienten

Abb. 9 Äquivalenter kreiszylindrischer Durchmesser nach *Lindskoug*.

Nach *Lindskoug* [568, 569, 570] läßt sich der menschliche Körper (graues MIRD-Phantom) durch einen massiven Kreiszyylinder (hellblaue Konturen) mit dem Durchmesser d (grün) und der Höhe h (rot) approximieren.

In der vorliegenden Arbeit wird der äquivalente zylindrische Durchmesser nach *Lindskoug* in Ermangelung systematisch erfaßter anthropometrischer Merkmale nicht zur Charakterisierung der Einfalldosen herangezogen. Er dient jedoch als wichtige Grundlage für die Abschätzung des durch die Verwendung der MIRD-Phantome bei der Definition der Standard-Feldgrößen zur Berechnung der Einfalldosis aus dem gemessenen Dosisflächenprodukt entstehenden stochastischen Fehlers.

⁷ Die mathematische Formulierung eines für alle Altersstufen gültigen Ellipsenzylindermodells würde neben der Einführung des Sagittal- und des Lateraldurchmessers des Körperrumpfes die Kenntnis des Verhältnisses dieser Durchmesser zueinander erfordern. Dieses Verhältnis ist vom Lebensalter des Patienten abhängig und entspricht, wie eigene Untersuchungen zeigten, am Ende der normalen somatischen Entwicklung zu Beginn der Adoleszenz dem Goldenen Schnitt.

4. Datenbestand und Methodik

4.1. Datenbestand und Datenverarbeitungsalgorithmus PÄDOS

Sämtliche im Rahmen der vorliegenden Arbeit analysierten Röntgenuntersuchungen wurden zwischen 1976 und 2003 in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital der Universität München im Rahmen der konventionellen Röntgendiagnostik bei Kindern und Erwachsenen durchgeführt. Die Röntgenexpositionsdaten dieser Untersuchungen wurden von 1976 bis 1992 in den von *Fendel* und *Schöfer* im Jahre 1976 in der Abteilung Radiologie eingeführten elektronischen Datenbanksystemen MINDIUS⁸ I und MINDIUS II [68] sowie ab 1998 in dem durch *Endres* und *König* an den Münchener Universitätskliniken eingerichteten Radiologischen Informationssystem (RIS⁹) erfaßt. Zur Schließung einer von 1992 bis 1998 währenden Lücke im elektronischen Datenbestand wurde im Rahmen dieser Arbeit das Datenbanksystem MINDIUS III entwickelt. Der Gesamtdatenbestand der Datenbanken setzt sich somit aus vier verschiedenen Datenbeständen mit unterschiedlichen Datenformaten und Merkmalsumfängen zusammen. Von den im Zeitraum von 1976 bis 2003 in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital dokumentierten über 270.000 Röntgenuntersuchungen wurden bisher die Daten von mehr als 220.000 Röntgenuntersuchungsfällen bzw. von über 100.000 Patienten in den Datenbanken erfaßt.

Zeitraum	Untersuchungsdatenbanken	Hilfsdatenbanken	
1976 - 1987	MINDIUS I	MINDIUS-Untersuchungsschlüssel	Röntengerätedaten Dosimeterdaten
1987 - 1992	MINDIUS II		
1992 - 1998	MINDIUS III		
1998 - 2003	RIS-Aufträge RIS-Befundlisten aus den RIS-Arztbriefen	RIS-Untersuchungsschlüssel	Belichtungstabellen

Tab. 3 Datenbanksysteme in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital.

Das 1976 in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital durch *Fendel* und *Schöfer* eingeführte MINDIUS-Datenbanksystem wurde im Jahre 1998 durch das von *Endres* und *König* gestaltete Radiologische Informationssystem der Münchner Universitätskliniken abgelöst.

Die Röntgenuntersuchungsdatenbanken enthielten Patientenstammdaten, klinische Angaben und Röntgenexpositionsdaten [68]. Durch Artefakte im Datenträgersystem verursachte, den Zeitraum zwischen 1976 und 1992 betreffende Datenverluste konnten in einem manuellen Abgleich der MINDIUS-Röntgenuntersuchungsdatenbestände mit einer in Form ausgedruckter Listen vorliegenden, die Röntgenexpositionsdaten von ca. 70.000 Röntgenuntersuchungen der Jahre 1976 bis 1986 umfassenden Kopie des elektronischen Datenbestandes durch die selektive Hinzufügung von etwa 2.000 Röntgenuntersuchungsdatensätzen bis auf einen bleibenden Verlust von insgesamt etwa 6 Untersuchungsmonaten ausgeglichen werden. Zur partiellen Überbrückung der Datenlücke von 1992 bis 1998 für einige bedeutsame Röntgenuntersuchungstechniken wurden im Rahmen dieser Arbeit nach einer Sichtung der insgesamt etwa 58.000 in Formularform vorliegenden Röntgenuntersuchungsdatensätze ca. 3.300 Datensätze von Patienten mit Bronchopulmonaler Dysplasie, Cystischer Fibrose und Hydrozephalus manuell in die zu diesem Zweck erstellte Datenbank MINDIUS III eingetragen; darüberhinaus erfolgte im Rahmen des Forschungsprojektes die Eingabe von weiteren ca. 11.500 Datensätzen von Patienten mit Erkrankungen des Respirations-, Gastrointestinal- und Urogenitaltraktes. Die Überführung des Gesamtdatenbestandes aus seiner teilverschlüsselten Form in Klartext erfolgte durch die Hinzufügung von Hilfsdatenbanken, die Systemkonstanten wie

⁸ MINDIUS = Medizinisches Informationssystem zur Diagnoseunterstützung.

⁹ RIS = Radiologisches Informationssystem.

Datenschlüssel sowie technische Angaben zu Röntengeräten und Dosimetern enthielten. Zu diesem Zweck mußten 4.000 größtenteils in Listenform verfügbare Datenschlüssel manuell in eine Hilfsdatenbank übertragen werden. Darüberhinaus wurden die Belichtungstabellen der Abteilung [9] in Datenbankformat überführt. Einen Überblick über den Zusammenhang der Datenbanksysteme bietet Tab. 3. Die Zusammenführung der einzelnen Datenbanksysteme, die Analyse des hieraus resultierenden Gesamtdatenbestandes und die Dosisrekonstruktion wurden mit Hilfe eines im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Satzes von Algorithmen durchgeführt, die in dem PC-Programm PÄDOS zusammengefaßt wurden. Den Programmablaufplan des Programms PÄDOS zeigt Abb. 10; die in der Abbildung aufgeführten Unterprogramme werden in den folgenden Abschnitten näher erläutert.

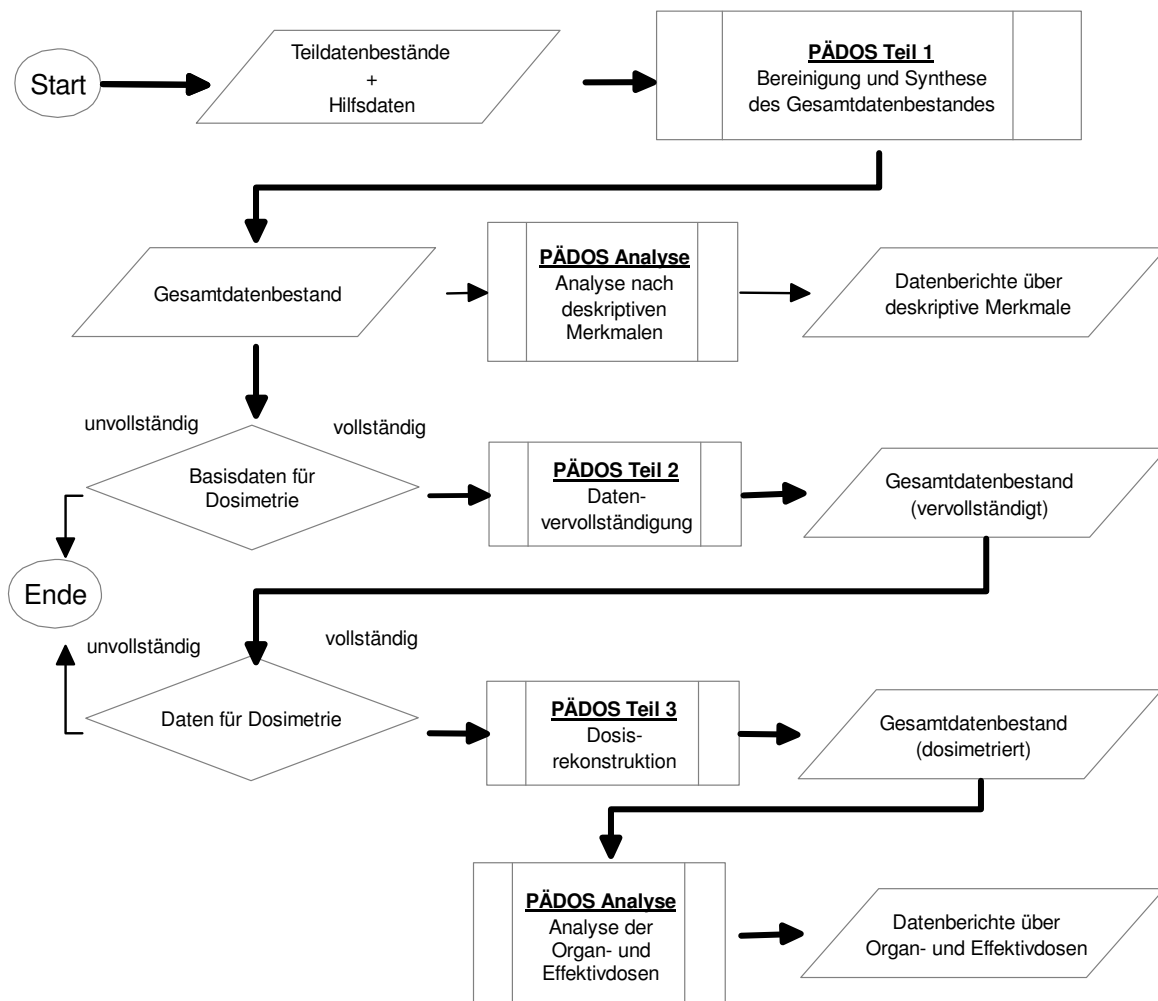


Abb. 10 Programmablaufdiagramm des PÄDOS-Gesamtalgorithmus.

Die verstärkt eingezeichneten Pfeile kennzeichnen den Ablauf der erfolgreichen Dosisrekonstruktion. Die Programmablaufdiagramme der Unterprogramme werden in den nächsten Abbildungen dargestellt.

4.2. PÄDOS-Algorithmus zur Datenbereinigung und Datensynthese (PÄDOS Teil 1)

Das Prinzip des Algorithmus zur Synthese des entschlüsselten Gesamtdatenbestandes aus den teilverschlüsselten Einzeldatenbeständen zeigt die Abb. 11. Der Gesamtdatenbestand resultierte aus der Zusammenführung der Röntgenuntersuchungsdatenbanken MINDIUS I, MINDIUS II und MINDIUS III der Abteilung Radiologie mit den seit 1998 im Radiologischen Informationssystem (RIS) der Universitätskliniken München enthaltenen Datenbeständen un-

ter Einbeziehung der jeweiligen Untersuchungsschlüssel sowie der Dosimetriehistorie. Die MINDIUS- und die RIS-Untersuchungsschlüssel enthielten Informationen über die Art der Röntgenuntersuchung, den Zielorganbereich, die Projektion sowie die Untersuchungslage des Patienten, die zur Vereinfachung der Datensatzanalysen im Gesamtdatenbestand explizit notiert wurden. Angesichts der durch Gesetzgeber und Meßgerätehersteller bedingten zeitlichen Variabilität des metrischen Systems bei der Erfassung des Dosisflächenproduktes [194, 196, 205] in Verbindung mit der Tatsache, daß die Meßwerte des Dosisflächenproduktes in den Datenbanksystemen ohne Angabe von Maßeinheiten notiert wurden, erwies sich die Implementierung einer Dosimetriehistorie (Tab. 38 auf Seite 226) als Resultat eingehender Recherchen über die Durchführung der Dosisflächenproduktmessungen in den 28 Jahren der Datenerfassung als notwendig.

Da seit Einführung des RIS-Systems 1998 klinische Indikationen sowie Röntgenbefunde nicht mehr in explizit in spezifische Datenfelder des Datenbanksystems aufgenommen wurden, sondern nur mehr implizit in Form elektronisch gespeicherter Arztbriefe vorlagen, mußten die wichtigsten klinischen Standard-Indikationen mit Hilfe eines Textanalysealgorithmus aus den Arztbriefen extrahiert und in Gestalt von RIS-Befundlisten dem RIS-Datenbestand hinzugefügt werden.

Die Bereinigung des Datenbestandes umfaßte die Elimination wohl aufgrund von Datenträgerartefakten aufgetretener fehlerhafter Mehrfachregistrierungen jeweils ein und desselben Datensatzes im Dateisystem sowie die Vereinheitlichung der Zeichensätze. Eingabe- und Rechtschreibfehler bei Patientenidentifikation und klinischen Indikationen wurden im Rahmen dieser Arbeit nicht korrigiert, können jedoch entweder mit Hilfe von Spezialprogrammen [71] oder manuell berichtigt werden. Für die vorliegende Arbeit waren aufgrund der hohen Fallzahlen sowie wegen der bei der Dosisrekonstruktion auftretenden stochastischen Fehler die durch Eingabe- und Rechtschreibfehler bedingten Konsequenzen zu vernachlässigen.

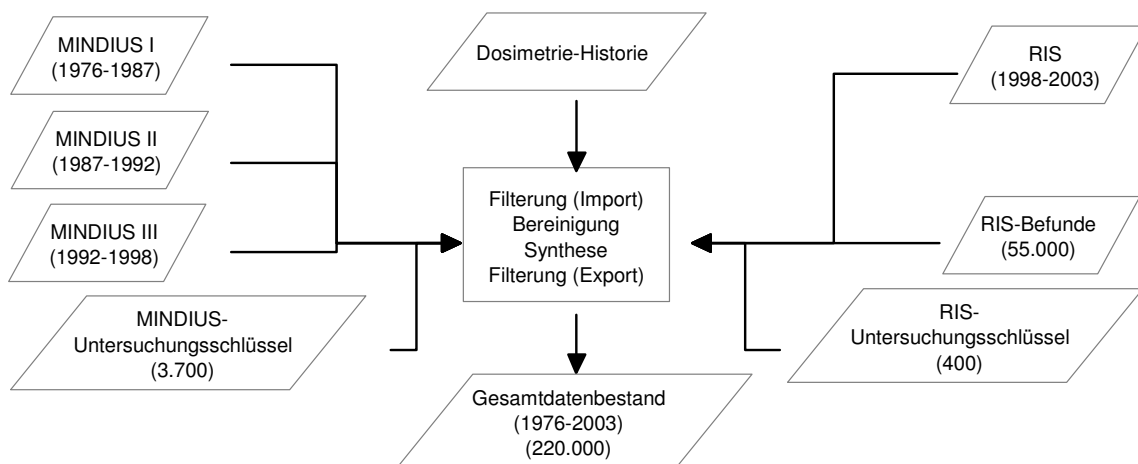


Abb. 11 Flußdiagramm des Datensynthesealgorithmus (PÄDOS Teil 1).

Der Gesamtdatenbestand setzt sich aus den Teildatenbeständen der Datenbanken MINDIUS I-III und der RIS-Datenbank zusammen. Informationen über die durchgeführten Röntgenuntersuchungen wie Röntgenuntersuchungstechnik, Zielorganbereich, Untersuchungslage und Projektion wurden in beiden Datenbanksystemen in Form von Untersuchungsschlüsseln niedergelegt. Da im RIS-System klinische Indikationen nicht explizit notiert wurden, mußte aus den in Textverarbeitungsformat vorliegenden Arztbriefen eine RIS-Befund-Datenbank erstellt und dem RIS-Datenbestand hinzugefügt werden. In Klammern angegeben sind der Erfassungszeitraum jeder Datenbank bzw. die Anzahl der Datensätze in jeder Datenbank.

Zur Vereinfachung der Analyse des Gesamtdatenbestandes sowie zur Ermöglichung der Rekonstruktion von Kumulativdosen wurde eine Sortierung der Untersuchungsdatensätze nach der Patientenidentifikation sowie dem Untersuchungsdatum durchgeführt.

Der in Tab. 32 auf Seite 219 aufgeführte Merkmalsumfang des Gesamtdatenbestandes gestattete neben deskriptiven Analysen die Rekonstruktion der Untersuchungsdosen nach einem im folgenden zu beschreibenden Dosisrekonstruktionsverfahren. Einige der in Tab. 32 auf Seite 0 genannten Merkmale wie etwa die Versicherungsdaten des Patienten sind für die Durchführung strahlenepidemiologischer Untersuchungen von Bedeutung. Tab. 33 auf Seite 220 und Tab. 34 auf Seite 222 geben die Merkmalsausprägungen der Datenfelder für Röntgenuntersuchungsart und klinische Indikation wieder.

Die mit Einführung des RIS-Systems nicht mehr fortgeführte Aufzeichnung von Körpergröße und Körpergewicht des Patienten besaß Konsequenzen für die phantombasierte Dosisrekonstruktion: Während die Einfall-, Organ- und Effektivdosen in der Röntgendiagnostik außer von der Expositionsgeometrie und von der Anthropomorphie wesentlich vom Durchstrahlungsdurchmesser [260] und damit von der Anthropometrie des Patienten bestimmt werden [558, 569, 570, 571, 577, 580], mußte der Bezug zwischen Patient und mathematischem Phantom über das Lebensalter des Patienten hergestellt werden. In Analogie hierzu mußte die Zuordnung der in den Belichtungstabellen der Abteilung niedergelegten Röntgenexpositionsparameter zum Patienten über dessen Lebensjahr erfolgen; hierzu wurden die anthropometrischen Kenngrößen in den Belichtungstabellen anhand von Standard-Somatogrammen durch Altersstufen ersetzt. In Abhängigkeit von dem Maß der Abweichung der individuellen somatischen Entwicklung eines Patienten von dem medianen Entwicklungsstand seiner Altersstufe führte dieses Verfahren bei der Rekonstruktion der Einfall-, Organ- und Effektivdosis bei einem Patienten zwangsläufig zu einer Vergrößerung des stochastischen Fehlers.

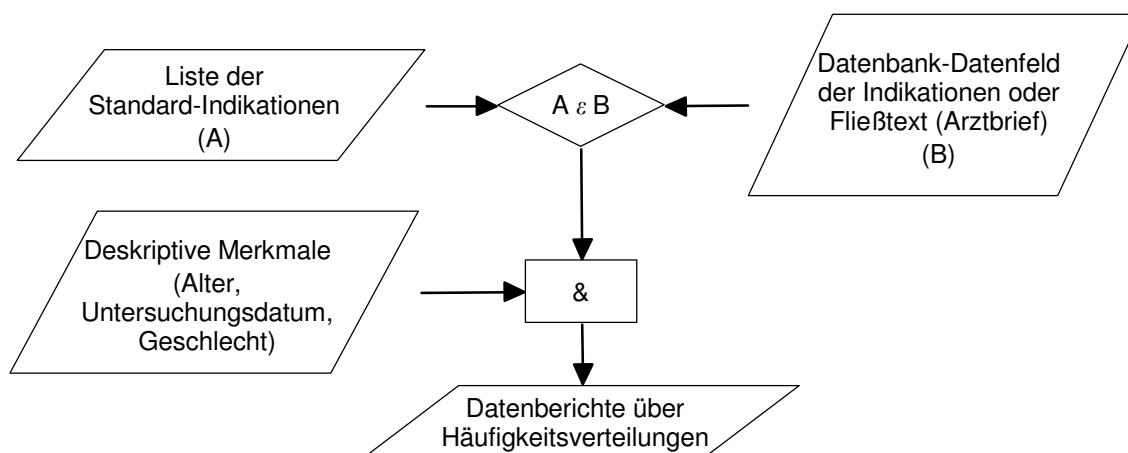


Abb. 12 Flußdiagramm des Analysealgorithmus für deskriptive Merkmale (PÄDOS Analyse).

Zur Klassifizierung von Röntgenuntersuchungsfrequenzen nach klinischen Indikationen erfolgt durch einen Textanalysealgorithmus ein Abgleich zwischen Klartext-Datenbankeinträgen bzw. Fließtexten (B) und der Liste der Standard-Indikationen (A). Die Ergebnisse des Abgleichs können je nach Fragestellung mit anderen Merkmalen wie Patientenalter, Untersuchungsdatum und Geschlecht des Patienten verknüpft werden.

4.3. PÄDOS-Algorithmus zur qualitativen Analyse des Gesamtdatenbestandes

Eine qualitative Untersuchung des Gesamtdatenbestandes sollte Aussagen über die klinischen Indikationen zur pädiatrischen Röntgendiagnostik, über die zeitliche Entwicklung der Frequenz der Röntgenuntersuchungen, über die Altersstruktur des Patientenkollektivs, über die

Häufigkeitsverteilung der Zielorganbereiche und Röntgenuntersuchungstechniken und über die anthropometrischen Eigenschaften des Patientenkollektivs liefern. Diese Aussagen waren nicht nur für die Planung des Dosisrekonstruktionsverfahrens von Bedeutung, sondern sollten auch die Bildung von Ein- und Ausschlußkriterien für strahlenepidemiologische Studien ermöglichen.

Das Prinzip eines Algorithmus zur Auswertung des Gesamtdatenbestandes nach qualitativen Merkmalen unter besonderer Berücksichtigung klinischer Standard-Indikationen zeigt Abb. 12; der Algorithmus bestand in der Abfrage der Datenfelder der Gesamtdatenbank und deren logischer Verknüpfung entsprechend der jeweiligen Fragestellung, weswegen seine detaillierte Gestaltung variabel war und im Rahmen dieser Arbeit nicht explizit ausgeführt werden soll.

4.4. PÄDOS-Textanalysealgorithmus

Die Analyse der im MINDIUS-Datenbanksystem explizit in Klartext und im RIS-System implizit in Form von Arztbriefen archivierten klinischen Indikationen und radiologischen Befunde erforderte die Entwicklung eines Textanalysealgorithmus zur Erkennung, Kategorisierung und Zuordnung der klinischen Indikationen zu den Röntgenuntersuchungsdatensätzen.

Der Textanalysealgorithmus bestand aus einem Suchraster, welches durch einen Vergleich zwischen den in Datenbankfeldern bzw. Arztbriefen enthaltenen Klartexteingaben bzw. Fließtexten mit rund 300 der häufigsten klinischen Standard-Indikationen aus den Bereichen Traumatologie, Endokrinologie, Gastroenterologie, Pulmologie, Kardiologie, Urologie und Onkologie (Tab. 33 auf Seite 220) mit je maximal 10 Synonymen bzw. Schreibweisen eine Zuordnung der Standard-Indikationen zu den Röntgenuntersuchungsdatensätzen traf. Eine automatische Umschaltung des Suchrasters von dem höhersensitiven Textvergleichsmodus in den höherspezifischen Zeichenvergleichsmodus verhinderte weitestgehend falsch-positive Zuordnungen, wie sie vor allem bei gebräuchlichen Abkürzungen der klinischen Terminologie zu erwarten waren. Die Zuordnung der klinischen Standard-Indikationen zu den Röntgenuntersuchungsdatensätzen erfolgte anhand der Patientenidentifikation und des Abfassungsdatums des Arztbriefes. Auf diese Weise wurde für über 50% der Röntgenuntersuchungsdatensätze eine klinische Indikation aufgefunden¹⁰. Eine Textanalyse wurde bei über 58.000 digital gespeicherten Arztbriefen nach deren Konvertierung aus dem Textverarbeitungsformat in ASCII¹¹-Format durchgeführt.

Kenngrößen		
Strahlungsqualität	Expositionsgeometrie	Anthropometrie
Röntgenröhrenspannung	Feldlänge + Feldbreite	<i>Geburtsdatum</i>
Gesamtfilterung	Focus-Bildempfänger-Abstand	<i>Untersuchungsdatum</i>
(Anodenwinkel)	Projektion	<i>(Geschlecht)</i>
	<i>Zielorganbereich</i>	
	<i>Röntgenuntersuchungstechnik</i>	

Tab. 4 Zur Dosisrekonstruktion erforderliche Röntgenexpositionsparameter.

Zur Dosisrekonstruktion nach dem Konversionsfaktoren-Konzept war die Kenntnis der aufgeführten Röntgenexpositionsparameter Voraussetzung. Ein großer Teil dieser Kenngrößen konnte nach dem in Abb. 13 und Abb. 14 dargestellten Algorithmus zur Vervollständigung der Röntgenexpositionsdaten anhand der kursiv hervorgehobenen Basisgrößen aus Belichtungs- und Standardtabellen übernommen werden. Die Angabe der in Klammern gesetzten Kenngrößen war nicht obligatorisch.

¹⁰Der Algorithmus besitzt bei hoher Sensitivität eine naturgenäÙ niedrige Spezifität. Die relative Anzahl der falsch-positiv zugeordneten Indikationen wurde quantitativ nicht bestimmt, ist aber aufgrund des abteilungsin-
 ternen Gebrauchs der klinischen Terminologie sowie aufgrund des in der pädiatrischen Radiologie sehr engen
 Bezuges zwischen klinischer Indikation und radiologischem Befund als gering einzuschätzen.

¹¹ASCII = American Standard Code for Information Interchange.

4.5. PÄDOS-Algorithmus zur Vervollständigung der Röntgenexpositionsdaten (PÄDOS Teil 2)

Die zur Berechnung der Organ- und Effektivdosen erforderliche Zuordnung der Röntgenuntersuchungsdatensätze zu den korrespondierenden Konversionsfaktoren erfolgte im Dosisrekonstruktionsalgorithmus anhand der in Tab. 4 aufgeführten Kenngrößen der Strahlungsqualität, der Expositionsgeometrie und der Anthropometrie.

Da nicht alle Kenngrößen explizit und regulär in allen Röntgenexpositionsdatensätzen notiert worden waren, wurde ein Verfahren zur Ergänzung fehlender Kenngrößen im Röntgenuntersuchungsdatensatz aus den Belichtungstabellen der Abteilung [9] sowie aus Standardtabellen entwickelt, dem die in Abb. 13 in einem Flußdiagramm skizzierte parallele Logik zugrundelag.

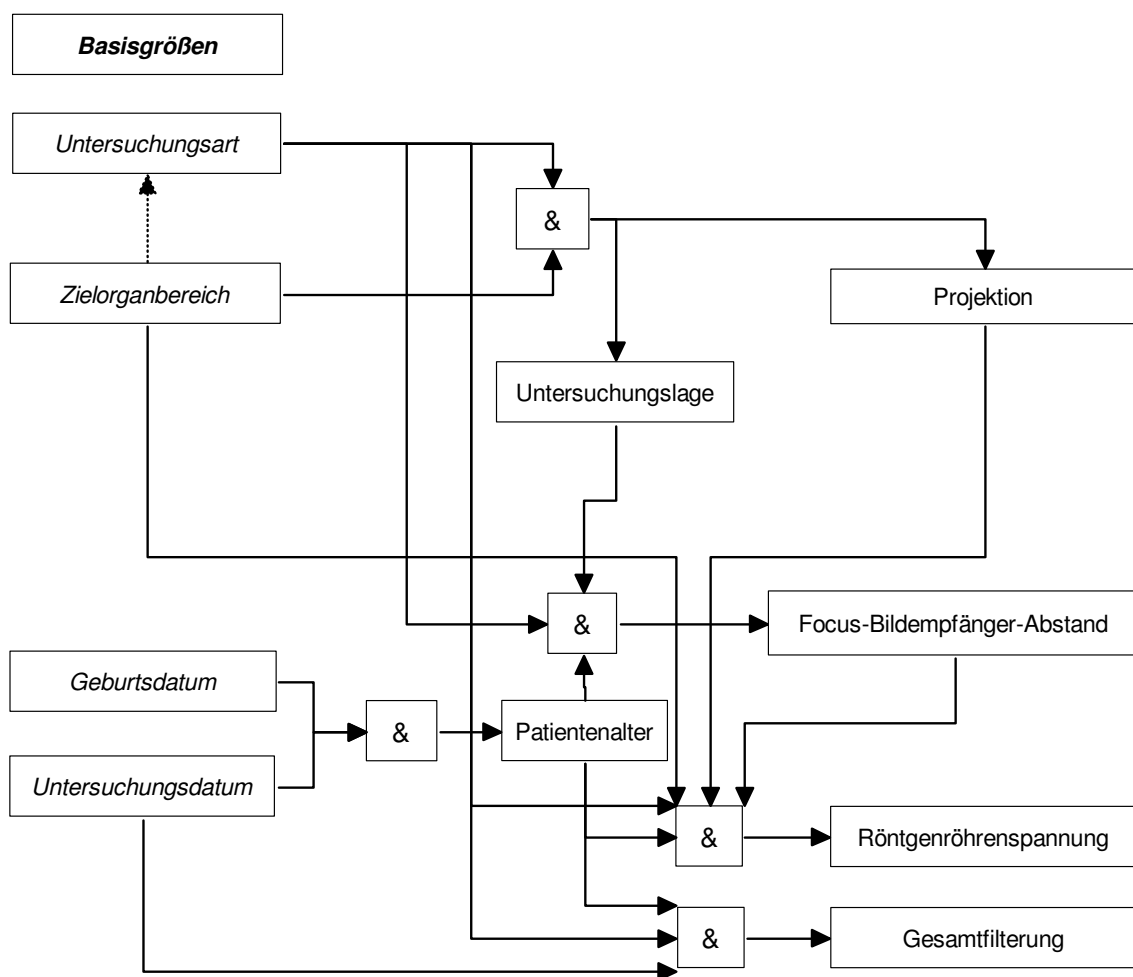


Abb. 13 Logik-Diagramm zur Vervollständigung der Röntgenexpositionsdaten.

Die Ergänzung nativ unbekannter Röntgenexpositionsparameter aus Belichtungs- und Standardtabellen sowie der Gesamtfilterungs-Historie kann ausgehend von den Basisgrößen (*Untersuchungsart, Zielorgan, Geburtsdatum des Patienten, Untersuchungsdatum*) nach der skizzierten Logik erfolgen. Das Zeichen "&" kennzeichnet den UND-Operator. Die hier abgebildete parallele Logik kann auf eine serielle Logik reduziert werden.

Die Implikation vom Zielorganbereich auf die Röntgenuntersuchungstechnik (gestrichelter Pfeil) wurde aus Präzisionsgründen unterlassen.

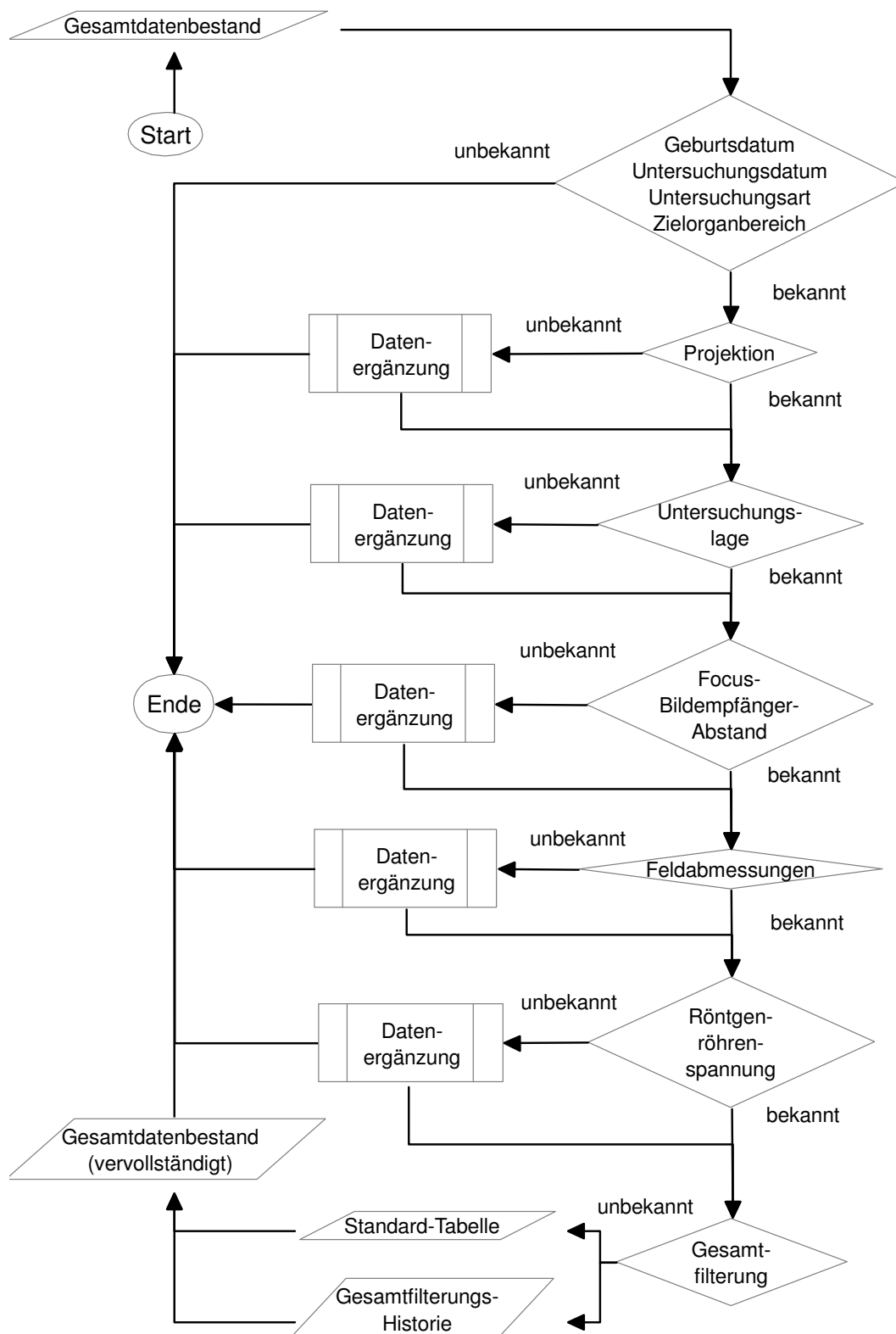


Abb. 14 Programmablaufdiagramm des Algorithmus zur Vervollständigung der Röntgenexpositionsdaten (PÄDOS Teil 2).

Im dargestellten Algorithmus werden die Röntgenuntersuchungsdatensätze ausgehend von den Basisdaten unter Einbeziehung von Belichtungs- und Standardtabellen nach der in Abb. 13 skizzierten Logik vervollständigt. Die Datenergänzungsroutine ist in Abb. 15 dargestellt.

Die Umformung dieser parallelen in eine serielle Logik resultierte in dem durch das Programmablaufdiagramm in Abb. 14 dargestellten Algorithmus, der eine sukzessive Ergänzung der in Tab. 4 aufgeführten Röntgenexpositionsparameter aus den ebenfalls dort aufgeführten obligatorischen Basisgrößen (Geburtsdatum, Untersuchungsdatum, Röntgenuntersuchungstechnik, Zielorganbereich) anhand der Belichtungstabellen der Abteilung sowie anhand von Standardtabellen gestattete. Die Standardtabellen enthielten in Ergänzung zu den Belichtungstabellen der Abteilung zusätzliche Informationen über typische Standard-Untersuchungskonstellationen bei bestimmten Röntgenuntersuchungstechniken. Da die zeitliche Variabilität der Gesamtfilterungen der Röntgengeräte den Belichtungstabellen der Abteilung nicht entnommen werden konnte, wurde die in Tab. 36 auf Seite 225 dargestellte Gesamtfilterungs-Historie zur Vervollständigung der Röntgenexpositionsdaten herangezogen.

Die aufgrund der Datenlage erforderliche Charakterisierung der Anthropometrien der Patienten durch das Lebensalter erforderte die Umwandlung der in den Belichtungstabellen großenteils verwendeten Körpergewichte auf Altersklassen anhand von Standard-Somatogrammen [260, 642]. Dieses Näherungsverfahren konnte durch die weitgehende Übereinstimmung der Perzentilen der bis 1998 bestimmbar somatographischen Kenngrößen des vorliegenden Patientenbestandes mit den Perzentilenwerten der Literatur gerechtfertigt werden.

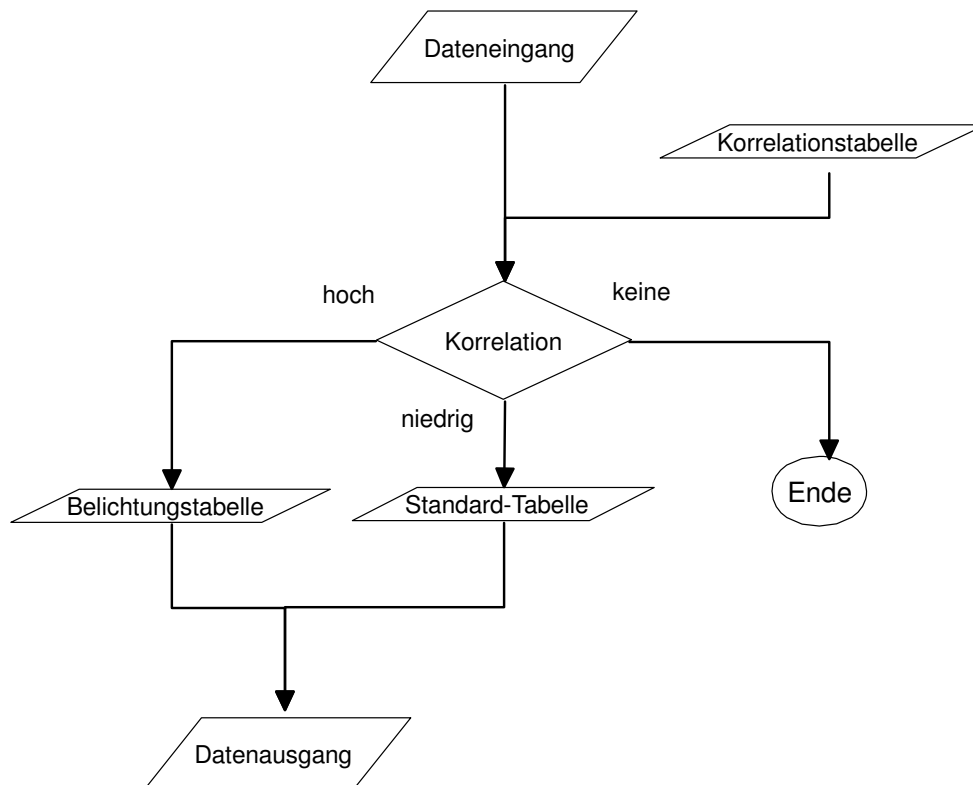


Abb. 15 Programmablaufdiagramm der Datenergänzungsroutine.

Die Ergänzung der Röntgenexpositionsparameter erfolgte innerhalb des in Abb. 14 gezeigten Algorithmus zur Datenvervollständigung durch einen kaskadierten Einsatz der hier dargestellten Datenergänzungsroutine. Die Korrelationstabellen definierten die zulässigen Abweichungen zwischen den Röntgenexpositionsparametern im Dateneingang und den Parametern der Belichtungs- und Standardtabellen in Abhängigkeit von dem zu ergänzenden Röntgenexpositionsparameter. Je nach dem Grad der Abweichung von den Tabellenwerken unterblieb die Datenvervollständigung der im Dateneingang der Routine befindlichen Röntgenexpositionsdaten oder wurde durch Belichtungstabellen oder durch Standardtabellen vorgenommen.

4.6. PCXMC-Algorithmus zur Berechnung von Konversionsfaktoren

4.6.1. Monte-Carlo-Simulation

Die in den Tabellenwerken der Literatur auffindbaren Konversionsfaktoren [208 - 247, 249, 254 - 258] wurden fast ausschließlich für Erwachsene und stets für eine begrenzte Auswahl von Referenzorganen und Zielorganen bzw. Röntgenuntersuchungstechniken der jeweiligen Institutionen ermittelt [206]. Vor diesem Hintergrund und angesichts des im europäischen Vergleich sehr hohen radiologischen Qualitätsstandards der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital [381, 385, 393, 408 - 411, 413, 484] wurde die Berücksichtigung der abteilungsspezifischen Röntgenexpositionsbedingungen bei der Dosisrekonstruktion in Hinblick auf die strahlenepidemiologische Anwendbarkeit der ermittelten Organ- und Effektivdosen als notwendig erachtet. Aus diesem Grunde sollten auch Röntgenuntersuchungen der Extremitäten, die beim Kind nicht nur einen Großteil der Röntgenuntersuchungen ausmachen, sondern auch wesentlich zur Strahlenbelastung des Roten Knochenmarkes beitragen [640, 641, 643, 644], einer Dosisrekonstruktion zugänglich gemacht werden, zumal in der Literatur Konversionsfaktoren für Röntgenuntersuchungen der Extremitäten bei Kindern bisher lediglich zur Ermittlung der Effektivdosis abgeleitet wurden [227].

Aus diesen Gründen wurde eine Neuberechnung von Konversionsfaktoren für 28 Untersuchungstechniken der konventionellen pädiatrischen Radiologie unter den jeweils gebräuchlichen Focus-Bildempfänger-Abständen und den Standard-Projektionen antero-posterior (ap), postero-anterior (pa) und lateral (lat) für die in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital üblichen Röntgenexpositionsbedingungen durch Monte-Carlo-Simulation an mathematischen hermaphroditischen MIRD-Phantomen für 6 Altersstufen (Abb. 18, Abb. 19) mit Hilfe des vom Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety (Säteilyturvakeskus, STUK) in Form eines dreiteiligen Algorithmus (Abb. 16) entwickelten PC-Programmes PCXMC, Version 1.5.1 [248, 250], vorgenommen.

Im ersten Teil des PCXMC-Algorithmus waren die Kenngrößen der Expositionsgeometrie (Focus-Bildempfänger-Abstand, Lokalisation und Abmessungen des Strahlungsfeldes auf der Strahleintrittsseite des Patienten bzw. in Bildempfängerebene, Projektionsrichtung bzw. Strahlengang, Röntgenröhrenkippwinkel) für jedes der sechs nach ICRP-Standard [127] spezifizierten Phantome der Altersstufen 0, 1, 5, 10, 15 und 30 Jahre für jede Röntgenuntersuchungstechnik festzulegen. Die Kontrolle der Expositionsgeometrie erfolgte auf der Benutzeroberfläche des Algorithmus durch eine graphische Darstellung des Nutzstrahlenbündels und der Feldgrenzen an der Phantomoberfläche sowie durch die Visualisierung der aus den eingeblendeten Feldern resultierenden virtuellen Strahlenbilder.

Die im zweiten Teil des PCXMC-Algorithmus durchzuführenden, äußerst rechenleistungsinintensiven Monte-Carlo-Simulationen der Strahlenenergiedepositionen in den einzelnen Gewebebereichen der MIRD-Phantome wurden von den Programmautoren durch einen rechenökonomischen Kunstgriff optimiert. Hierzu wurden die durch monoenergetische Photonen der diskreten Energiestufen 0, 10, ... 130, 140 und 150 keV jeweils bewirkten Strahlenenergiedepositionen in den Gewebebereichen der MIRD-Phantome durch Mittelwertbildung aus jeweils 10 Monte-Carlo-Simulationen bestimmt [248, 250], um im dritten Teil des PCXMC-Algorithmus durch lineare Interpolation in eine Verteilungsfunktion der Strahlenenergiedeposition in Abhängigkeit von der Photonenenergie überführt zu werden. Eine Faltung dieser Verteilungsfunktion mit einem im gleichen Programmteil nach der Theorie von *Birch* und *Marshall* [115, 136] aus den Kenngrößen der Strahlungsqualität (Röntgenröhrenspannung, Gesamtfilterung und Anodenwinkel) zu errechnenden spektralen Röntgenphotonenflußdichteverteilung (siehe Abb. 17) lieferte für jede Strahlungsqualität die im MIRD-Phantom bewirkten Strahlenenergiedepositionen bzw. auf die Organmassen bezogen die Organdosen.

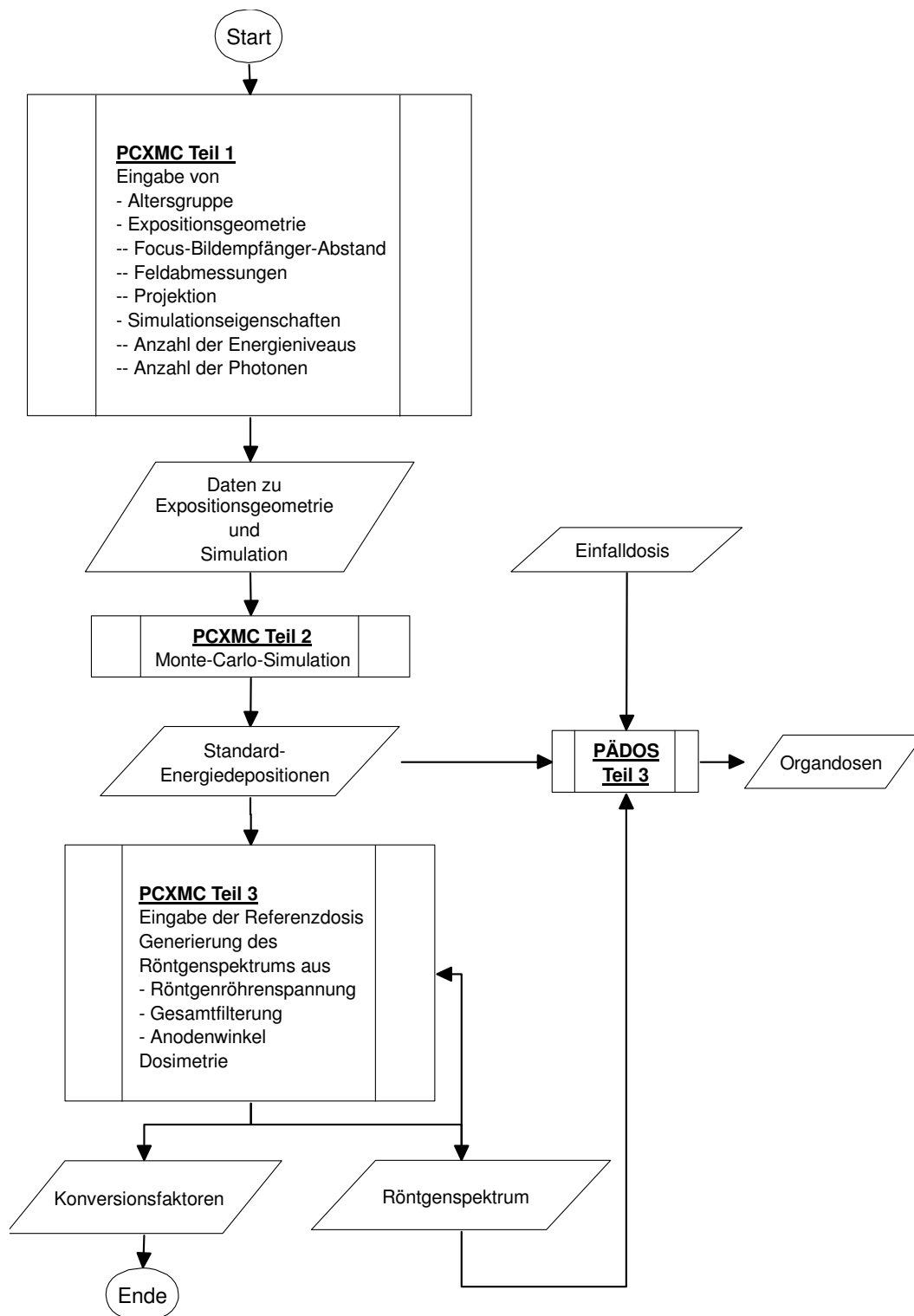


Abb. 16 Programmablaufdiagramm des PCXMC-Algorithmus.

Der dreiteilige PCXMC-Algorithmus erlaubt neben der Monte-Carlo-Simulation der Energiedepositionen in den MIRD-Phantomen die Generierung von Röntgenspektren beliebiger Strahlungsqualität. Beide Datensätze zusammen gestatten in PCXMC die Berechnung von Konversionsfaktoren für beliebige Referenzdosisgrößen und bilden gleichzeitig die Schnittstellen zur Datenübernahme in den PADOS-Algorithmus.

Die Ergebnisse der mit dem PCXMC-Algorithmus durchgeführten Dosisberechnungen stehen bei identischen Röntgenexpositionsbedingungen in guter Übereinstimmung mit denen des National Radiological Protection Board (NRPB), Chilton [221 - 224, 250]. Zur Herstellung einer Vergleichbarkeit der im Rahmen dieser Arbeit mit der STUK-Software durchgeführten Berechnungen mit den Ergebnissen des NRPB [221 - 224] wurde jede der 10 Monte-Carlo-Simulationen zur Ermittlung des Mittelwertes der Energiedepositionen in den MIRD-Phantomen in einem Photonenenergiebereich von 0 keV bis 150 keV mit jeweils 400.000 Photonen durchgeführt, wobei die durch den PCXMC-Algorithmus angegebenen Standardabweichungen in aller Regel unter 5% lagen.

Da die sich im dritten Teil des PCXMC-Algorithmus für die Abdeckung aller Expositionsmöglichkeiten (28 Röntgenuntersuchungstechniken · 6 Altersstufen · 40 Referenzorgane · 3 Projektionen · 12 Röntgenröhrenspannungen · 3 Gesamtfilerungsarten) - ungeachtet sinnloser Parameterkombinationen - rein rechnerisch ergebende Anzahl von rund 800.000 Organkonversionsfaktoren die Durchführbarkeit der Berechnungen mit dem originären Programm aufgrund des manuell zu bedienenden dritten Teils des PCXMC-Algorithmus nicht praktikabel scheinen ließ, wurde in den PÄDOS-Algorithmus eine zu den aus dem PCXMC-Algorithmus resultierenden Strahlenenergiedepositions- und Photonenflußdichteverteilungs-Datensätzen kompatible Dosisrekonstruktionsroutine implementiert, wobei die Errechnung der Organ- und Effektivdosen aus den Strahlenenergiedepositions- und Photonenflußdichteverteilungen gemäß der Beziehung

$$\phi_{T,K_E} = \frac{D_T}{K_E} = \left[A_E \cdot \sum_{i=1}^{150 \text{ keV}} E_i \cdot \psi_i \right] \cdot \left[m_T \cdot \sum_{i=1}^{150 \text{ keV}} \kappa_i \cdot \psi_i \right]^{-1}$$

Φ_{T,K_E} = Konversionsfaktor zur Ermittlung der Organdosis im Gewebe T aus der Einfalldosis

D_T = Organdosis im Gewebe T

K_E = Einfalldosis

A_E = Feldgröße an der Strahleneintrittsseite des Patienten

E_i = im Phantommateriale pro Photon der Photonenenergie i deponierte Strahlenenergie

Ψ_i = Anzahl der Photonen der Photonenenergie i

m_T = Masse des Organbereiches bzw. Gewebes T im MIRD-Phantom

κ_i = Kermafaktor für die Photonen der Photonenergie i erfolgte.

4.6.2. Simulation der Röntgenuntersuchungen an den MIRD-Phantomen

Die für den Gesamtdatenbestand der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital geplante Dosisrekonstruktion erforderte eine Ermittlung von Konversionsfaktoren für die am häufigsten angewandten Röntgenuntersuchungstechniken der konventionellen pädiatrischen Radiologie für alle Altersstufen vom Neugeborenen bis zum Erwachsenen. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden 28 Röntgenuntersuchungstechniken berücksichtigt, deren expositionsgeometrische Kenngrößen in Tab. 5 aufgeführt sind; ihr Umfang ermöglichte eine Dosisrekonstruktion bei etwa 96% aller Patienten. In Tab. 6 sind jene Referenzorganbereiche aufgeführt, für die eine Rekonstruktion der Organdosis mit Hilfe der mathematischen MIRD-Phantome durchgeführt werden konnte. Die Gesamtheiten der Ziel- und Referenzorganbereiche waren nicht zwangsläufig identisch, da die Zielorganbereiche den Röntgenuntersuchungstechniken, die Referenzorganbereiche hingegen den durch die anatomische Konstruktion der mathematischen MIRD-Phantome definierten Orten der Dosisermittlung entsprachen.

Da in den Röntgenuntersuchungsdatenbanken der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital die bei jedem Patienten individuell durch Einblendung und Positionierung des Strahlungsfeldes an der Körperoberfläche vorgenommene Strahlungsfeldeinstellung bei

den einzelnen Röntgenuntersuchungen nicht dokumentiert wurde, wurden für alle in Tab. 6 genannten Röntgenuntersuchungstechniken Standard-Strahlungsfeldeinstellungen an den mathematischen MIRD-Phantomen definiert. Dieses für die statischen Felder bei der Projektionsradiographie realitätsnahe Vorgehen wurde näherungsweise auch auf dynamische Felder bei Durchleuchtungsuntersuchungen angewandt, da eine Simulation von Durchleuchtungs-szenarien [107] aus rechenökonomischen Gründen nicht durchführbar gewesen wäre.

In der Praxis wurde für die in Tab. 5 aufgeführten 28 konventionellen Röntgenuntersuchungstechniken die Einstellung der Strahlungsfelder an den MIRD-Phantomen der Altersstufen 0, 1, 5, 10, 15 und 30 Jahren nach den Maßgaben der Leitenden Radiologisch-Technischen Assistentin und des Leitenden Kinderradiologen der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital vorgenommen, wodurch eine zur Rekonstruktion valider Organdosen zu fordernde Präzision bei der Festlegung der Simulationsbedingungen erreicht wurde. Die Variationsbreite der klinischen Strahlungsfeldeinstellungen [379, 381, 413, 575] wurde durch die Definition optimaler und suboptimaler Standard-Feldeinstellungen an den MIRD-Phantomen berücksichtigt. Im Rahmen des Dosisrekonstruktionsverfahrens wurden für Patienten beliebiger Altersstufen die altersentsprechenden optimalen bzw. suboptimalen Feldabmessungen aus den optimalen bzw. suboptimalen Standard-Feldabmessungen an den MIRD-Phantomen durch lineare Interpolation ermittelt. Die Abweichung der suboptimalen von den optimalen Feldabmessungen betrug im Mittel etwa 60%.

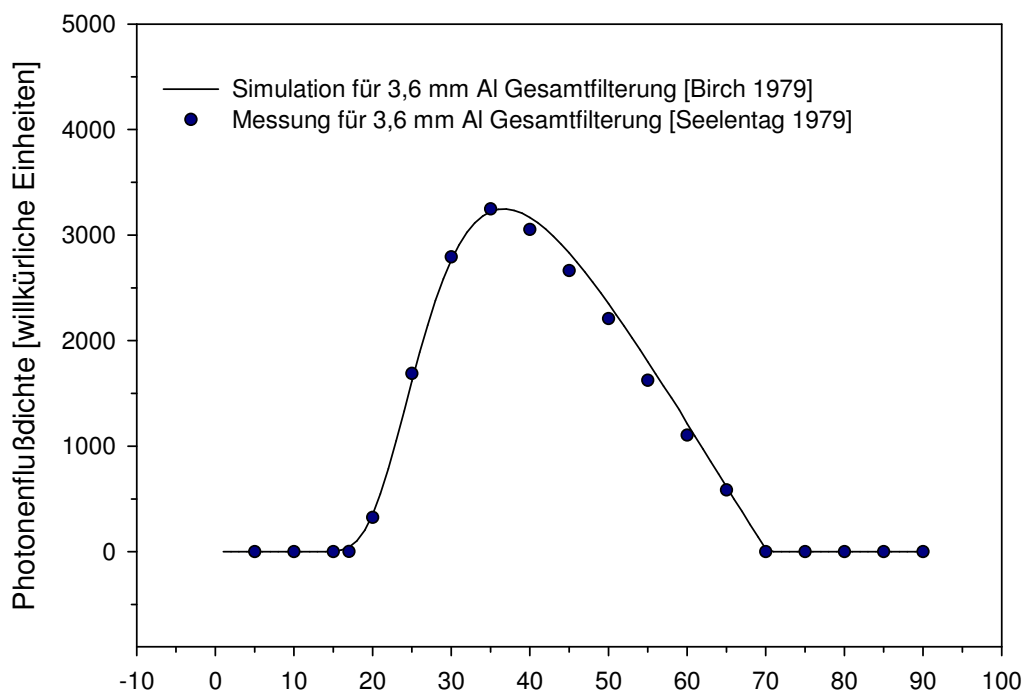


Abb. 17 PCXMC-Simulation eines Photonenspektrums.

Die Ergebnisse der PCXMC-Simulation der Photonенflußdichteverteilung nach *Birch* und *Marshall* [115] am Beispiel der PTB-Strahlungsqualität KH2 stehen in sehr guter Übereinstimmung mit den Meßwerten von *Seelentag et al.* 1979 [275].

In Anlehnung an die in der Literatur gängige Praxis wurden zur Vereinfachung allein die in der Überzahl der Fälle zur Anwendung gelangenden Projektionen mit antero-posteriorem (ap), postero-anteriorem (pa) und lateralem (lat) Strahlengang berücksichtigt. In Ermange-

lung weiterführender Angaben in den Datenbanken wurde die Lateralprojektion stets der rechtslateralen Projektion gleichgesetzt.

Röntgenuntersuchungstechnik bzw. Zielorganbereich	Projektionen			Focus-Bildempfänger-Abstand [cm]								
	ap	pa	lat ¹²	65	70	75	80	85	90	100	115	150
Projektionsradiographien												
Schädel												
Nasennebenhöhlen												
Halswirbelsäule												
Brustwirbelsäule												
Lendenwirbelsäule												
Sacrum												
Becken												
Hüftgelenk ¹³												
Oberschenkel ¹⁴												
Kniegelenk												
Unterschenkel												
Sprunggelenk, Fuß, Ferse, Zehe												
Schulter												
Oberarm												
Ellenbogen												
Unterarm												
Handgelenk, Hand, Finger												
Thorax, Rippen, Lunge, Herz												
Trachea/Bronchographie ¹⁵												
Abdomen, Ureter												
Babygramm												
Durchleuchtungsuntersuchungen												
Oesophagus												
Magen, Duodenum												
Dünndarm												
Colon												
Magen-Darm-Passage ¹⁶												
Nieren, Intravenöse Pyelographie ¹⁷												
Mictionscysturethrographie ¹⁸												
Zeichenerklärung:												
	In der Praxis häufig vorkommende Parameterkombination (Konversionsfaktoren wurden berechnet)											
	In der Praxis selten vorkommende Parameterkombination (Konversionsfaktoren wurden vernachlässigt)											

Tab. 5 Röntgenexpositionsparameter für 28 der häufigsten konventionellen Röntgenuntersuchungstechniken in der pädiatrischen Radiologie.

Die Tabelle enthält die im Rahmen der vorliegenden Arbeit berücksichtigten Parameterkombinationen aus Zielorganbereich, Projektion und Focus-Bildempfänger-Abstand für 28 Röntgenuntersuchungstechniken der konventionellen pädiatrischen Radiologie. Für die in der Praxis am häufigsten vorkommenden Parameterkombinationen wurden Konversionsfaktoren errechnet.

¹²In Ermangelung weiterführender Informationen in den Röntgenuntersuchungsschlüsseln wurde die Lateralprojektion mit der meist zur Anwendung gelangenden Rechtslateralprojektion identifiziert.

¹³Die Lateralprojektion des Hüftgelenks entspricht der Aufnahme des Hüftgelenks in Lauenstein-Technik.

¹⁴Die Lateralprojektion des Oberschenkels entspricht der sagittalen Projektion.

¹⁵Zu Trachea/Bronchographie wurden Durchleuchtungsuntersuchung und Zielaufnahme der Trachea gezählt.

¹⁶Die Magen-Darm-Passage (MDP) umfaßt die Untersuchung des Oesophagus, des Magens und des Colons.

¹⁷Intravenöse Pyelographie (IVP), auch: Infusionspyelographie, auch: Kidney Urinary Bladder (KUB).

¹⁸Die Mictionscysturethrographie (MCU) besteht in der Untersuchung der Harnblasenregion und umfaßt bei Auftreten eines pathologischen Befundes die zusätzliche Untersuchung der Nieren und der Ureteren.

Skelett	Gastrointestinaltrakt	Cardiopulmonaltrakt
Schädel	Oesophagus	Herz
Halswirbelsäule	Magen	Lunge
Brustwirbelsäule	Dünndarm	Sonstige Organe
Lendenwirbelsäule	Colon	Gehirn
Becken	Sigma/Rectum	Schilddrüse
Claviculae	Pancreas	Thymus
Scapulae	Leber	Mamma
Rippen	Gallenblase	Nebennieren
Oberarm	Urogenitaltrakt	Milz
Ellenbogen	Nieren	Ganzkörper
Unterarm	Harnblase	Rotes Knochenmark
Oberschenkel	Uterus	Muskelgewebe
Kniegelenk	Ovarien	Haut
Unterschenkel	Testes	

Tab. 6 Referenzorganbereiche der mathematischen MIRD-Phantome im PCXMC-Algorithmus.

Die Tabelle gibt die Referenzorganbereiche der in Abb. 19 dargestellten mathematischen MIRD-Phantome bei der Anwendung des PCXMC-Algorithmus wieder.

Dieses Vorgehen entsprach für die Röntgenuntersuchungen des Thorax und des Abdomens der radiologischen Praxis [13] und besaß keine Auswirkungen auf die Dosisrekonstruktion bei paarig angelegten Referenzorganen mit symmetrischem Organsitus, führte aber bei den hauptsächlich im Abdomen unpaarig und asymmetrisch lokalisierten Referenzorganen zu systematischen, wenn auch geringen Fehleinschätzungen der Organdosis.

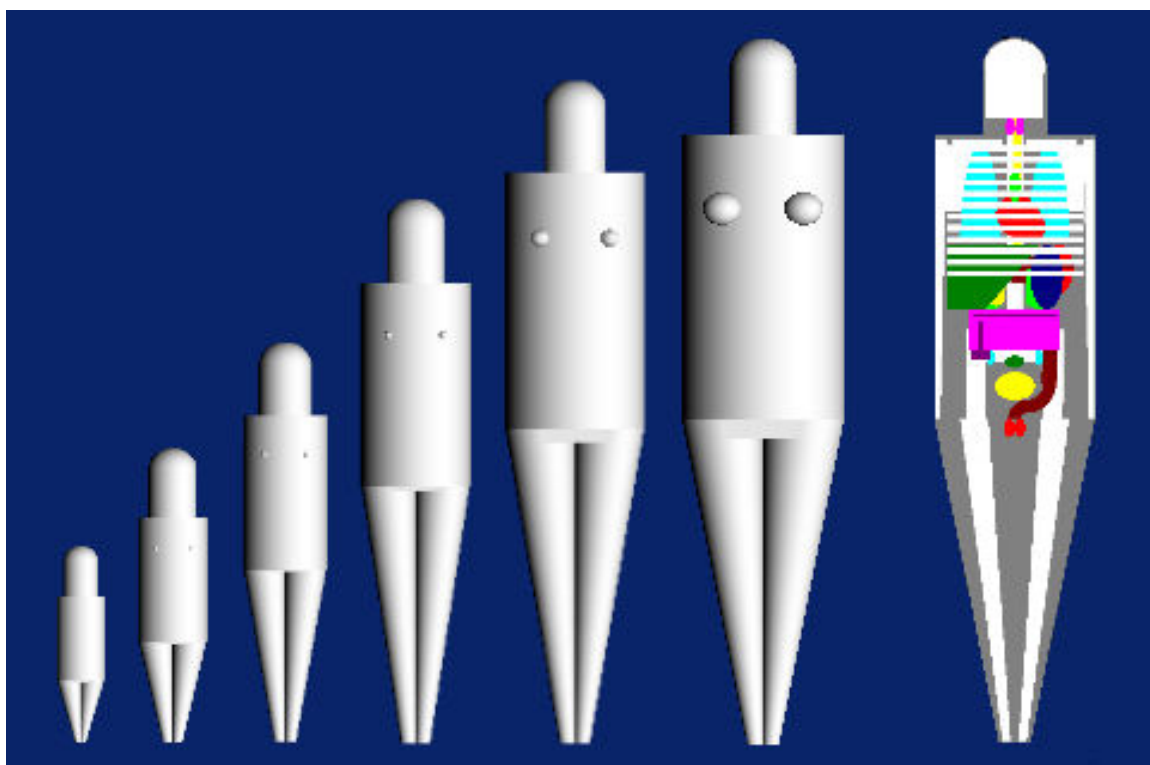


Abb. 18 Familie der MIRD-Phantome in der STUK-Software PCXMC.

Die Abbildung zeigt die im PCXMC-Algorithmus verwendeten hermaphroditischen mathematischen MIRD-Phantome der Altersstufen 0, 1, 5, 10, 15 und 30 Jahre [148] sowie den Schnitt durch das Erwachsenenphantom.

Röntgenuntersuchungen des Körperstammes mit erhobenen oder extendierten Armen wurden an den mathematischen Phantomen durch Elimination der oberen Extremitäten simuliert. Zur Simulation von Röntgenuntersuchungen des Bewegungsapparates wurde mangels weiterführender Angaben im Datenbanksystem stets die rechte Körperhälfte herangezogen. Systematische Fehler bei der Dosismessung waren bei diesem Vorgehen nur für Organe mit asymmetrischem Situs zu erwarten und entstanden damit hauptsächlich bei der Simulation der abdomennahen Röntgenuntersuchungen des Hüftgelenks und des Oberschenkels. Die Simulation der Röntgenuntersuchung des Oberarmes erfolgte gemäß einer früher häufig geübten radiologischen Praxis in rumpftangentialem bzw. transthoracoabdominalem Strahlengang, eine solche der Röntgenuntersuchungen der oberen und unteren distalen Extremitäten zur Vermeidung einer Rumpfbeteiligung in einer durch die Rotationsymmetrie der Extremitäten zu rechtfertigenden Approximation der Lateralprojektion durch die Sagittalprojektion. Die in den hermaphroditischen Phantomen für beide Geschlechter bestimmten Gonadendosen wurden durch Vernachlässigung der Uterus- und Ovariendosis bei männlichen Patienten bzw. der Hodendosis bei weiblichen Patienten dem realen Geschlecht der Patienten angepaßt. Die Simulation eines Gonadenschutzes mußte mangels einer entsprechenden Option im PCXMC-Algorithmus unterbleiben, weswegen die im Rahmen der vorliegenden Arbeit errechneten Gonadendosen a priori als falsch-hoch zu werten sind. Andererseits relativiert die anatomisch hochvariable Lokalisation der Ovarien bei weiblichen Neugeborenen, Mädchen und jungen Frauen [14, 332, 478] den Sinn einer Simulation des Gonadenschutzes bei weiblichen pädiatrischen Patienten [478].

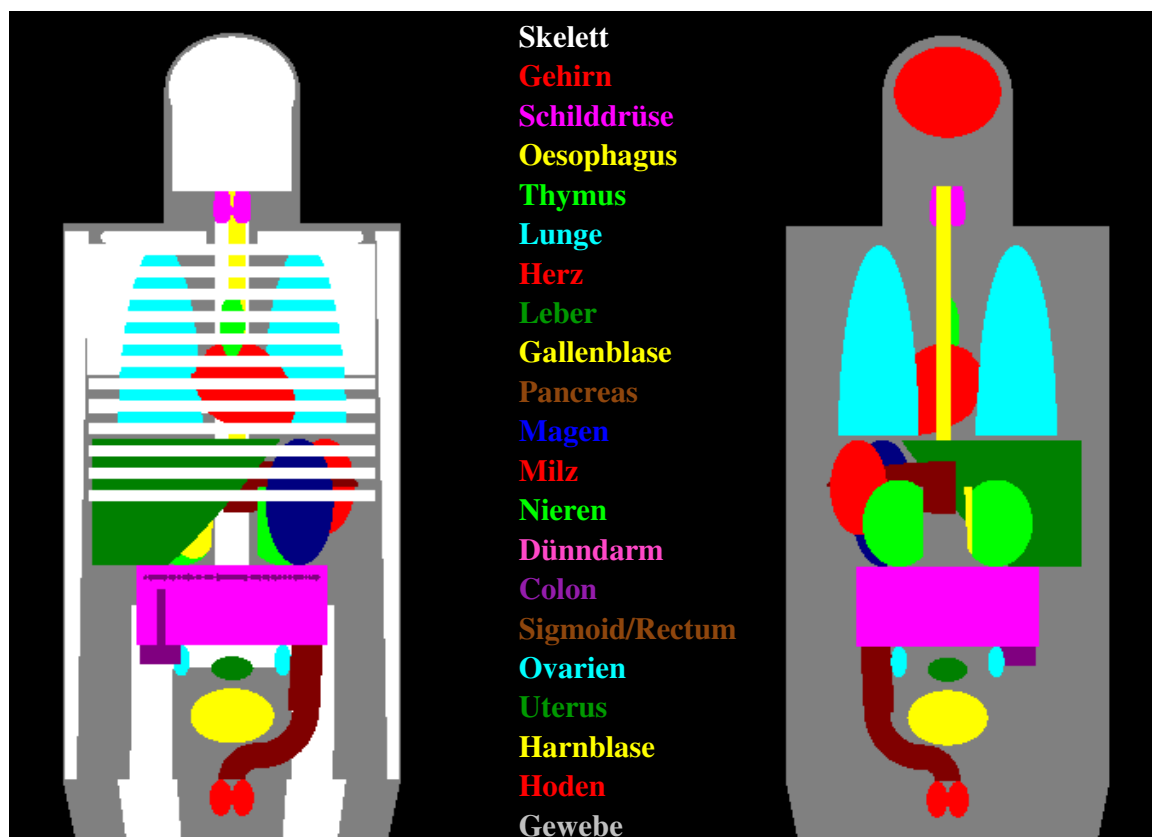


Abb. 19 Referenzorganbereiche im MIRD-Phantom in ap- und pa-Projektion.

Die in der ap-Projektion (links) eingezeichneten Skelettstrukturen wurden in der pa-Projektion (rechts) zur besseren Visualisierung des Organsitus weggelassen. In den Schnittbildern nicht explizit dargestellte Referenzorganbereiche sind Brustdrüsen, Haut, Muskelgewebe und Rotes Knochenmark.

4.6.3. Darstellung der Röntgenuntersuchungen an den MIRD-Phantomen

Die den Monte-Carlo-Simulationen der in Tab. 5 aufgeführten 28 Röntgenuntersuchungstechniken an den in Abb. 18 dargestellten MIRD-Phantomen der Altersstufen 0, 1, 5, 10, 15 und 30 Jahre zugrundeliegenden Röntgenexpositionsbedingungen werden in den folgenden Abbildungen exemplarisch am MIRD-Phantom des fünfjährigen Kindes dargestellt, für welches Abb. 19 den Organsitus in Sagittalprojektion zeigt.

Die Abbildungen enthalten für jeden Strahlengang einer Röntgenuntersuchungstechnik neben der Darstellung der entsprechenden Strahlungsfeldeinstellung in Strahleneinfallsebene auf der Hautoberfläche des MIRD-Phantoms die zugehörigen virtuellen Röntgenaufnahmen im Strahlenbild, in welchem die anatomischen Strukturen der MIRD-Phantome entsprechend Abb. 19 koloriert hervorgehoben wurden. Die auf der Phantomoberfläche grün bzw. rot eingezeichneten Strahlungsfeldgrenzen markieren die jeweils optimale bzw. suboptimale Strahlungsfeldeinstellung und finden ihre Entsprechung in der farblichen Markierung der Strahlenbildbegrenzungen in den virtuellen Röntgenaufnahmen.

Die explizite Darstellung der im Rahmen der vorliegenden Arbeit an den MIRD-Phantomen aller sechs Altersstufen für alle 28 Röntgenuntersuchungstechniken vorgenommenen Strahlungsfeldeinstellungen hätte den Rahmen dieser Arbeit überschritten und erfolgte daher lediglich exemplarisch für die Altersstufe des fünfjährigen Kindes. Die Strahlungsfeldeinstellungen an den Phantomen der anderen Altersstufen erfolgten auf analoge Weise unter dem Vorbehalt geringfügiger altersspezifischer Modifikationen vor allem beim Neugeborenen und beim Erwachsenen; die Altersspezifität einzelner Strahlungsfeldeinstellungen findet ihren Niederschlag vor allem bei der Berechnung der Organdosen und der Effektiven Konversionsfaktoren im Speziellen Ergebnisteil der vorliegenden Arbeit.

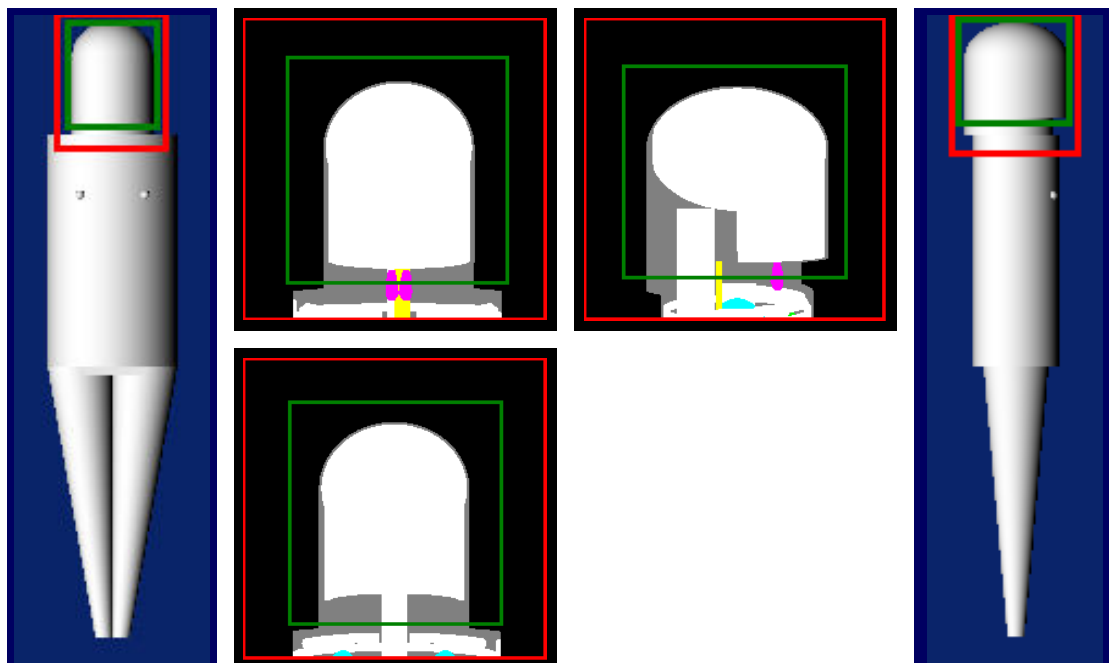


Abb. 20 Schädel ap + pa + lat.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung am Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographien in ap- und pa-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.



Abb. 21 Nasennebenhöhlen pa.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung am Phantom in pa-Projektion bei Kindern unter 8 Jahren. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in pa-Projektion bei Kindern ab 8 Jahren.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

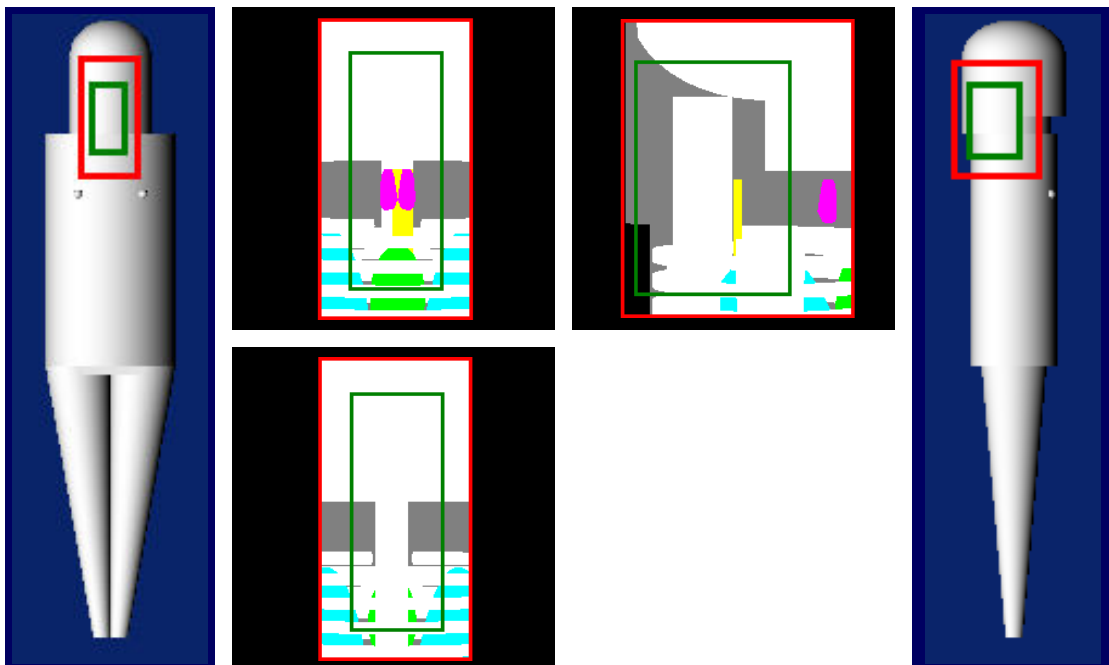


Abb. 22 Halswirbelsäule ap + pa + lat.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung am Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographien in ap- und pa-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

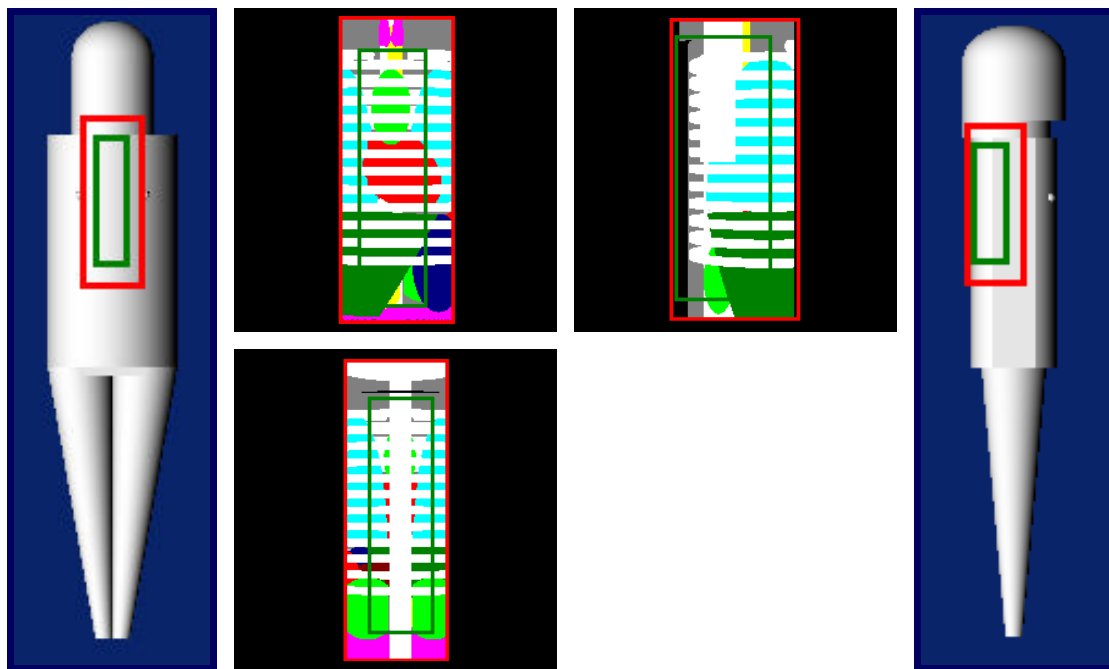


Abb. 23 Brustwirbelsäule ap + pa + lat.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung am Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographien in ap- und pa-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

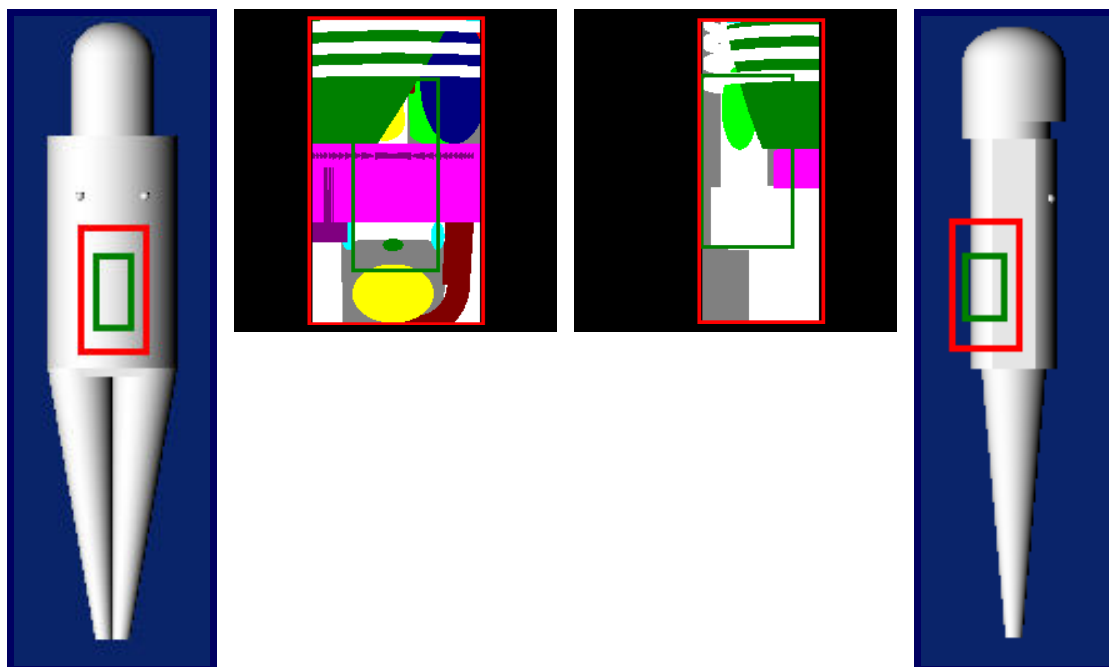


Abb. 24 Lendenwirbelsäule ap + lat.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung am Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographie in ap-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

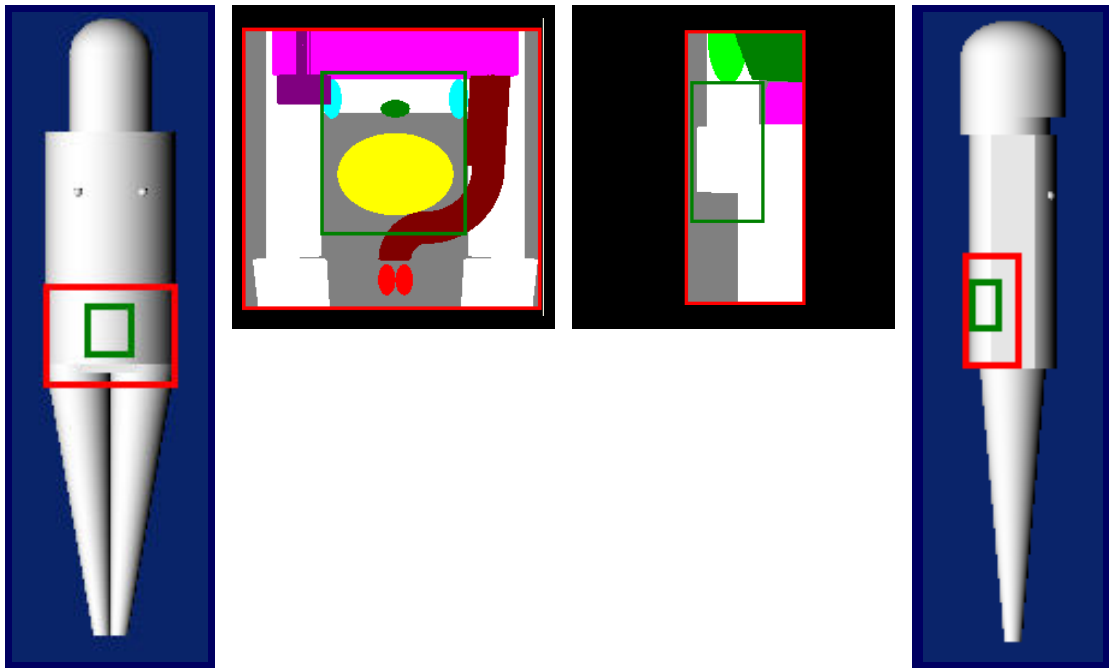


Abb. 25 Sacrum ap + lat.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung am Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographie in ap-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

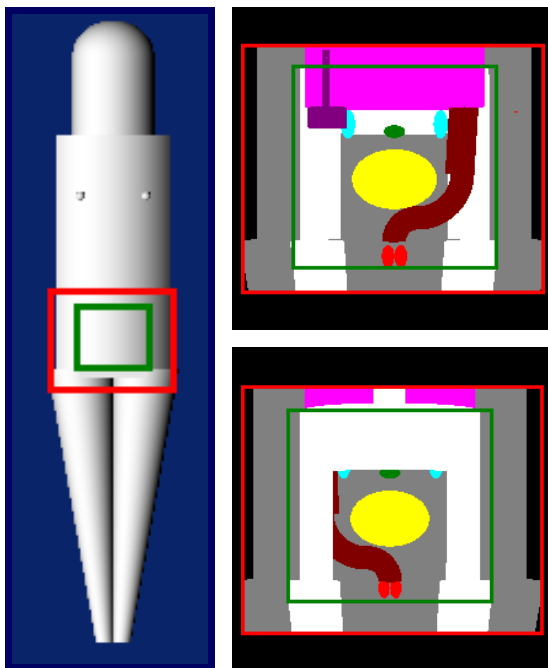


Abb. 26 Becken ap + pa.

Feldeinstellung am Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographien in ap- und pa-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

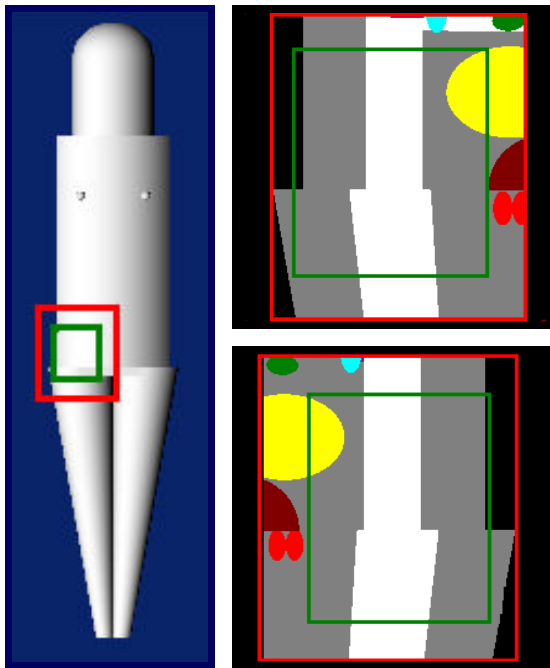


Abb. 27 Hüftgelenk ap + pa + lat (Lauenstein-Technik).

Feldeinstellung am Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographien in ap- und pa-Projektion. Die in Lauenstein-Technik ausgeführte Aufnahme wurde am Phantom als ap-Projektion approximiert.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

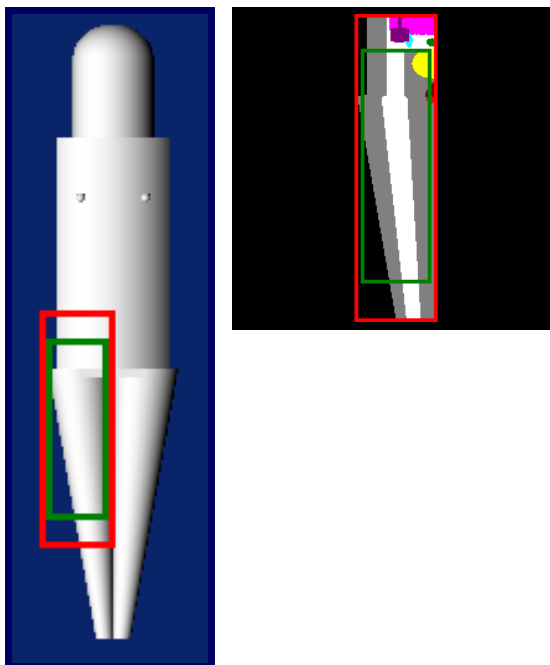


Abb. 28 Oberschenkel ap + lat.

Feldeinstellung am Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographie in ap-Projektion. Die Aufnahme des Oberschenkels in lat-Projektion (eigentlich unter axialem Strahlengang) wurde am Phantom als ap-Projektion approximiert.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

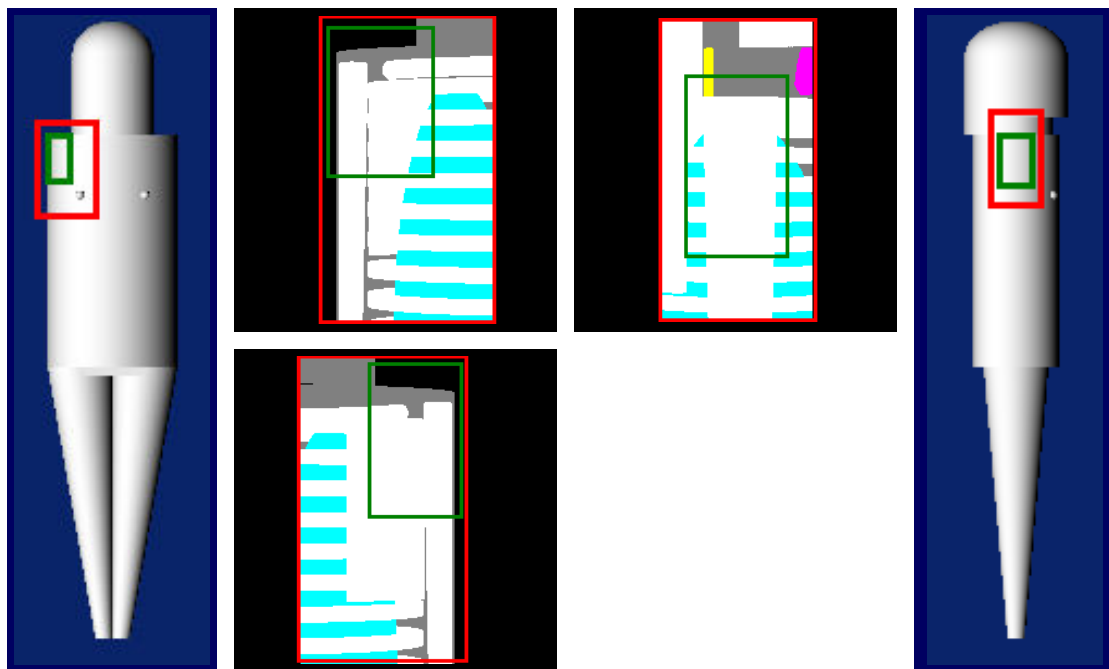


Abb. 29 Schulter ap + pa + lat.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung am Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographien in ap- und pa-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

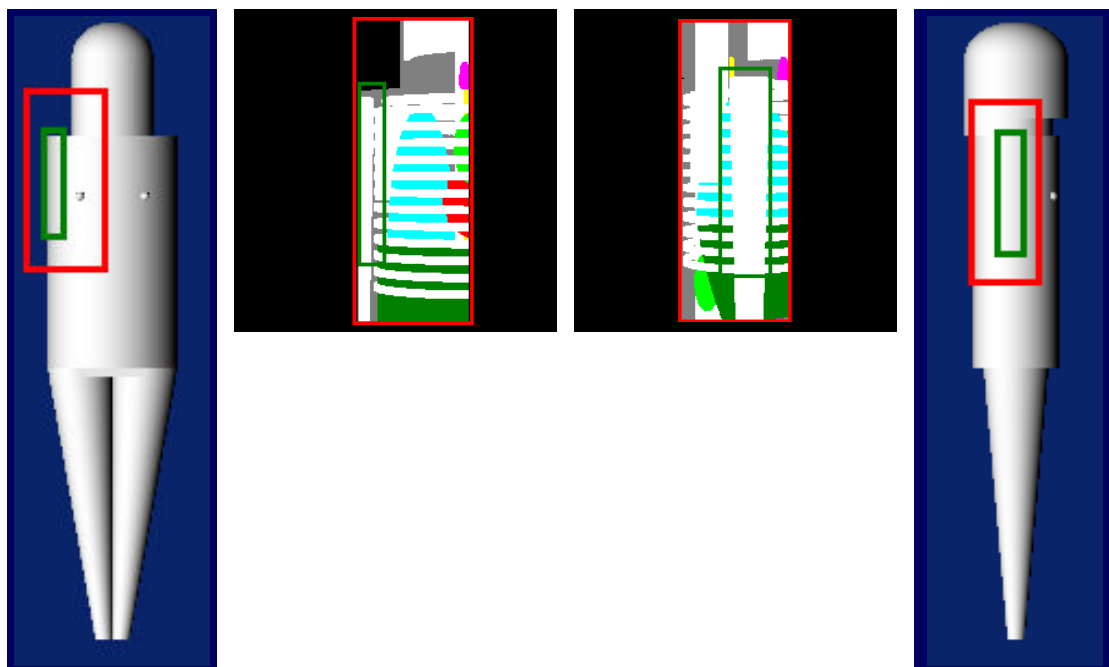


Abb. 30 Oberarm ap + lat.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung am Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographie in ap-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion. Die laterale Oberarmaufnahme erfolgte früher häufig in transthoracalem Strahlengang.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

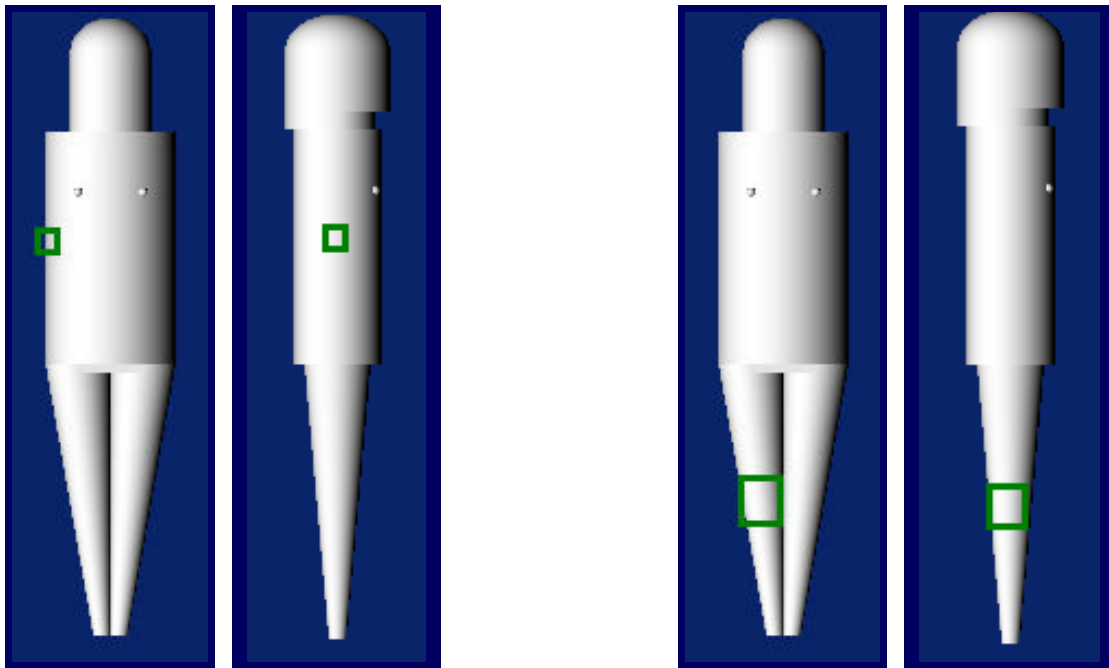


Abb. 31 Ellenbogen ap + pa + lat und Kniegelenk ap + pa + lat.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung für die Projektionsradiographie des Ellenbogens am Phantom in ap- und lat-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung für die Projektionsradiographie des Kniegelenks am Phantom in ap- und lat-Projektion. **Grüne Feldmarkierung:** Optimale und suboptimale Einblendung sind hier identisch. Die lat-Projektionen werden durch die ap-Projektionen approximiert.

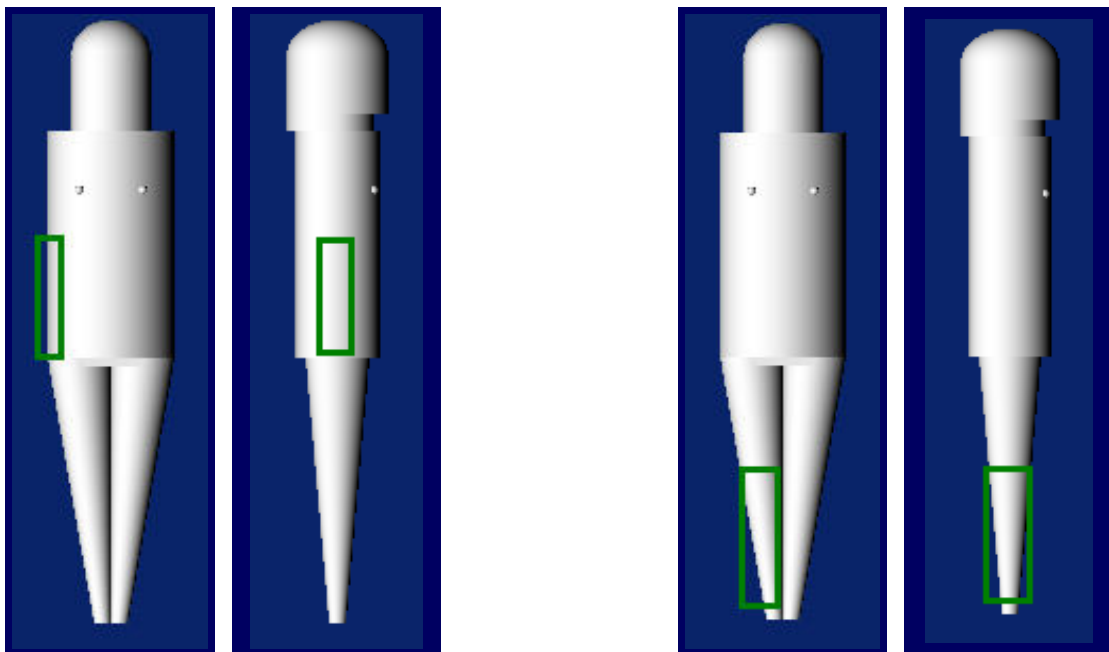


Abb. 32 Unterarm ap + pa + lat und Unterschenkel ap + pa + lat.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung für die Projektionsradiographie des Unterarms am Phantom in ap- und lat-Projektion. Der Strahlengang ist in der Praxis nicht transthoracal. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung für die Projektionsradiographie des Unterschenkels am Phantom in ap- und lat-Projektion. **Grüne Feldmarkierung:** Optimale und suboptimale Einblendung sind hier identisch. Die lat-Projektionen werden durch die ap-Projektionen approximiert.

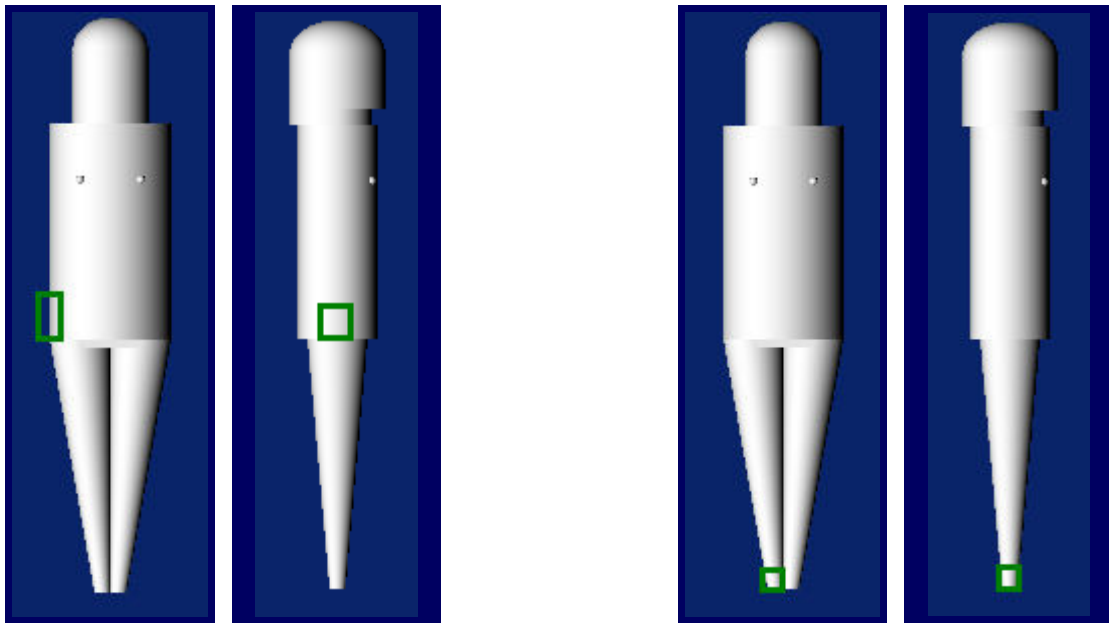


Abb. 33 Handgelenk/Hand/Finger ap + pa + lat und Sprunggelenk/Fuß/Zeh ap + pa + lat.
Linke Bildhälfte: Feldeinstellung für die Projektionsradiographie des Handgelenks am Phantom in ap- und lat-Projektion. Der Strahlengang ist in der Praxis nicht transthoracal. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung für die Projektionsradiographie des Sprunggelenks am Phantom in ap- und lat-Projektion.
Grüne Feldmarkierung: Optimale und suboptimale Einblendung sind hier identisch. Die lat-Projektionen werden durch die ap-Projektionen approximiert.

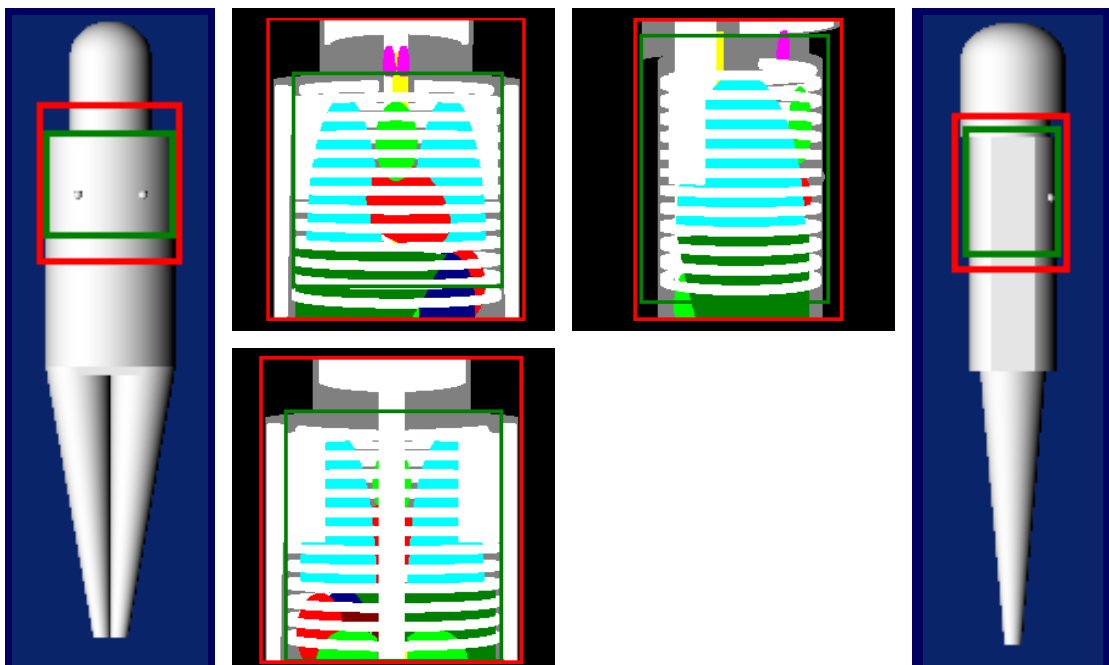


Abb. 34 Thorax / Rippen / Lunge / Herz ap + pa + lat.
Linke Bildhälfte: Feldeinstellung am Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographien in ap- und pa-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion. **Grüne Feldmarkierung:** Optimale Einblendung, Arme extended bzw. erhoben. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung, Arme anliegend bzw. herabhängend.

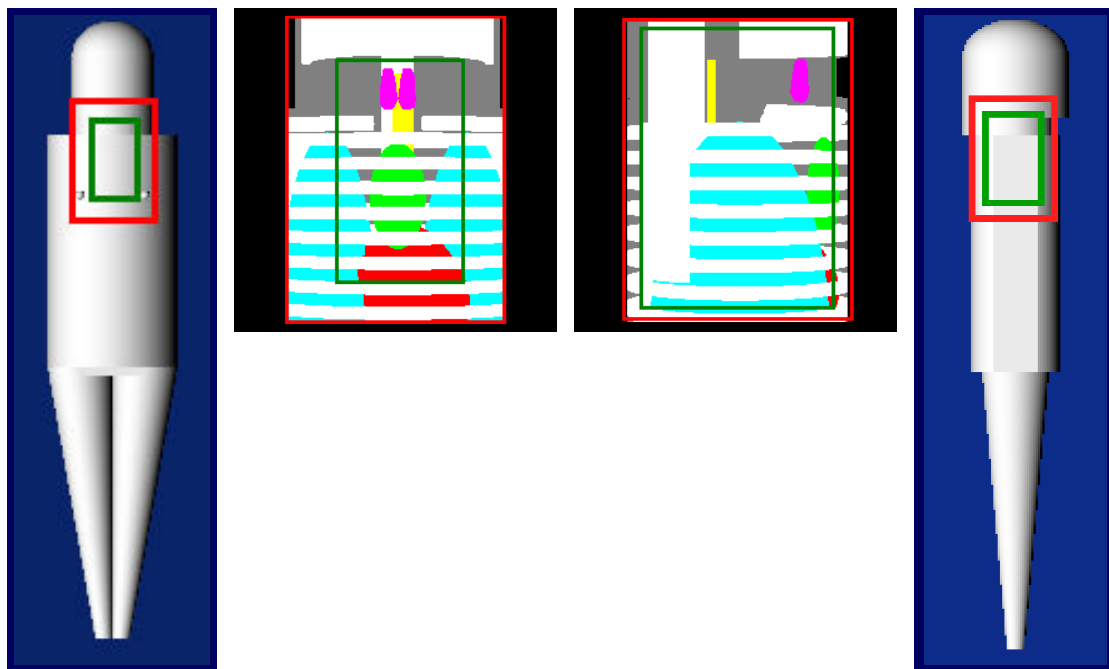


Abb. 35 Trachea ap + lat.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung am Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographie in ap-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

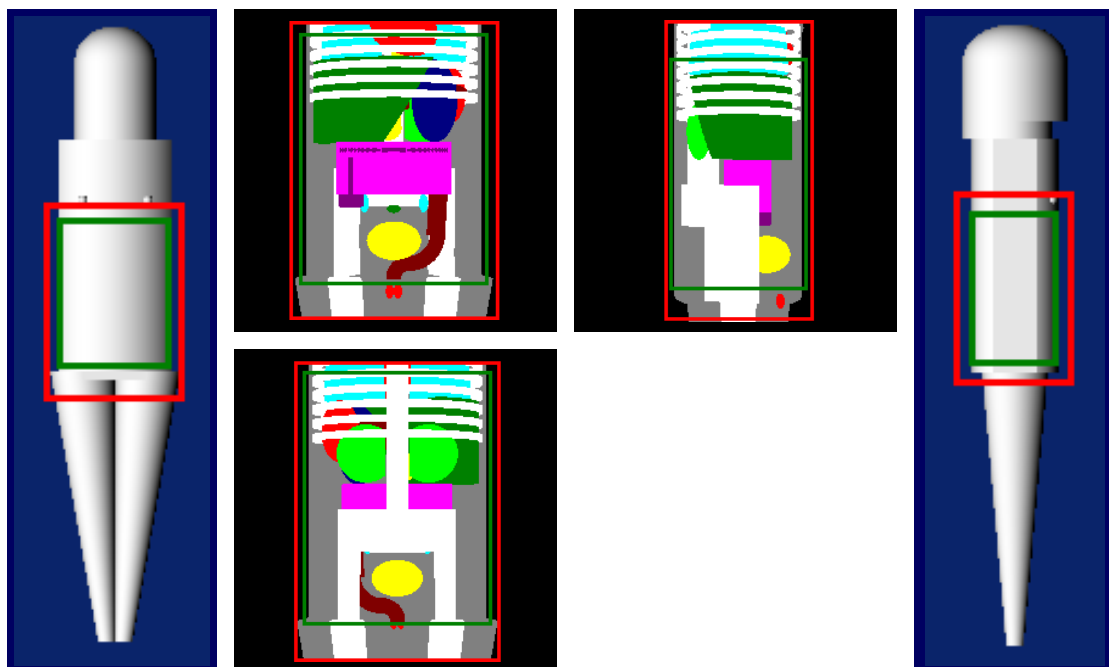


Abb. 36 Abdomen / Ureter ap + pa + lat.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellungen am Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographien in ap- und pa-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

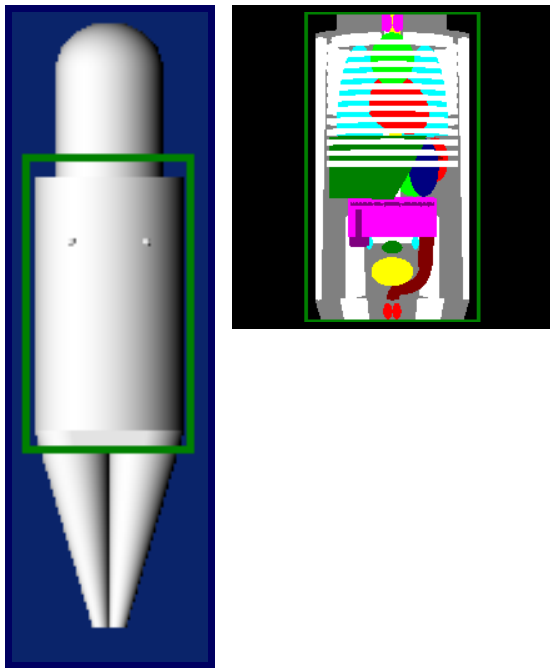


Abb. 37 Babygramm beim Neugeborenen.

Feldeinstellung am Neugeborenen-Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographie in ap-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. Die suboptimale Einblendung ist beim Babygramm nicht von Relevanz.

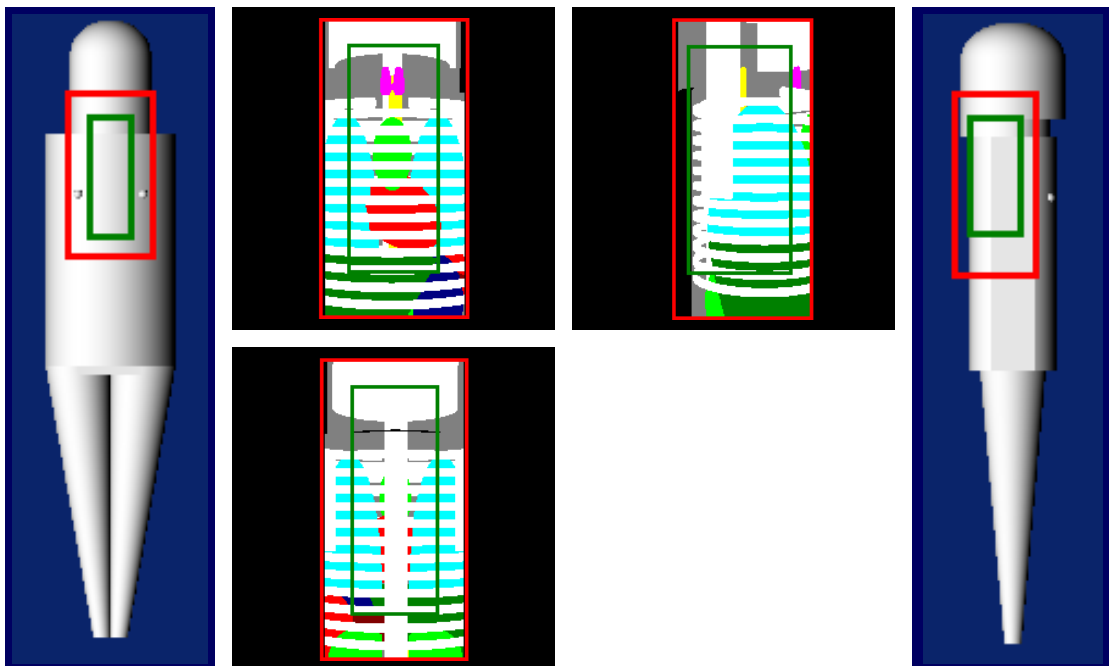


Abb. 38 Oesophagus ap + pa + lat.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung am Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographien in ap- und pa-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

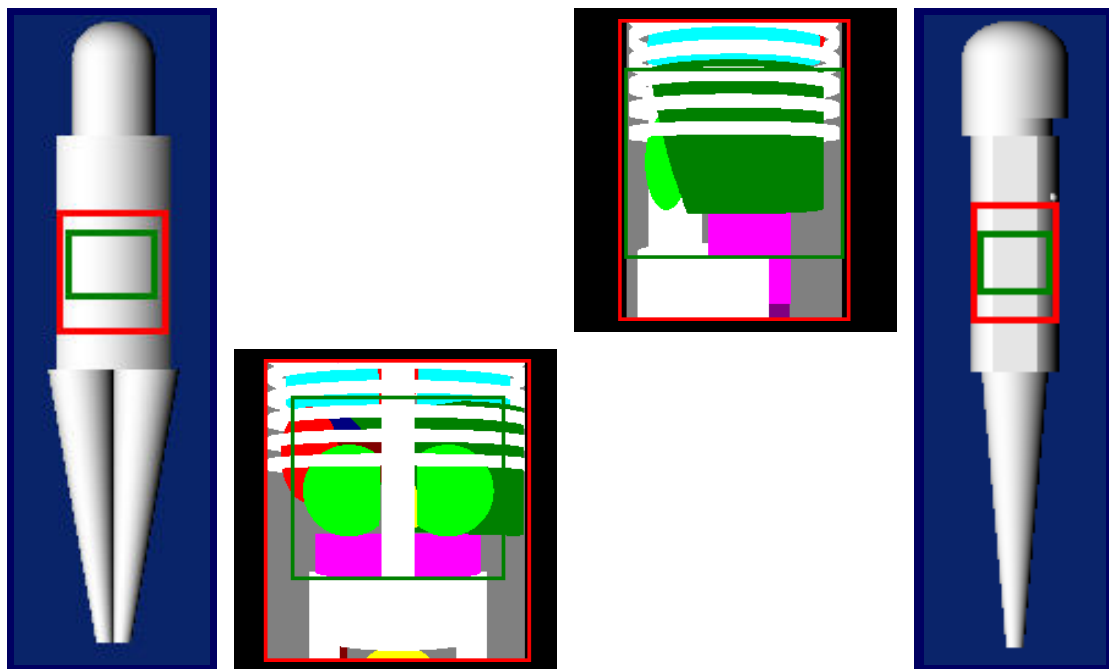


Abb. 39 Magen / Duodenum pa + lat.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung am Phantom in pa-Projektion, Projektionsradiographie in pa-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

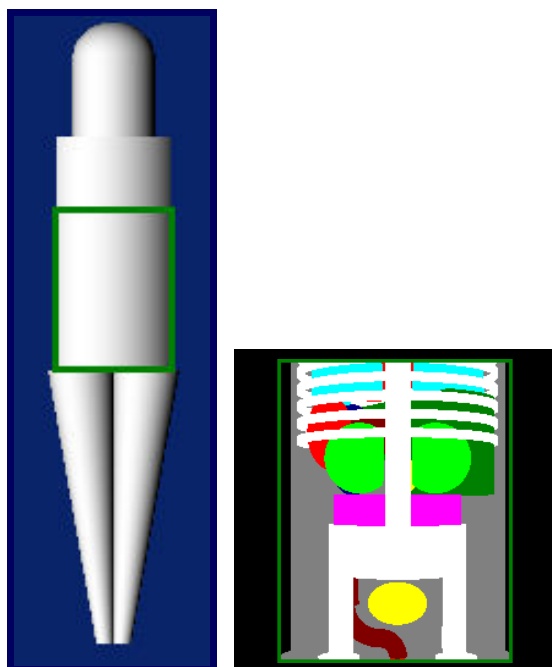


Abb. 40 Dünndarm pa.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung für die Röntgenuntersuchung des Dünndarms am Phantom in pa-Projektion, Projektionsradiographie in pa-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale und suboptimale Einblendung fallen hier zusammen.

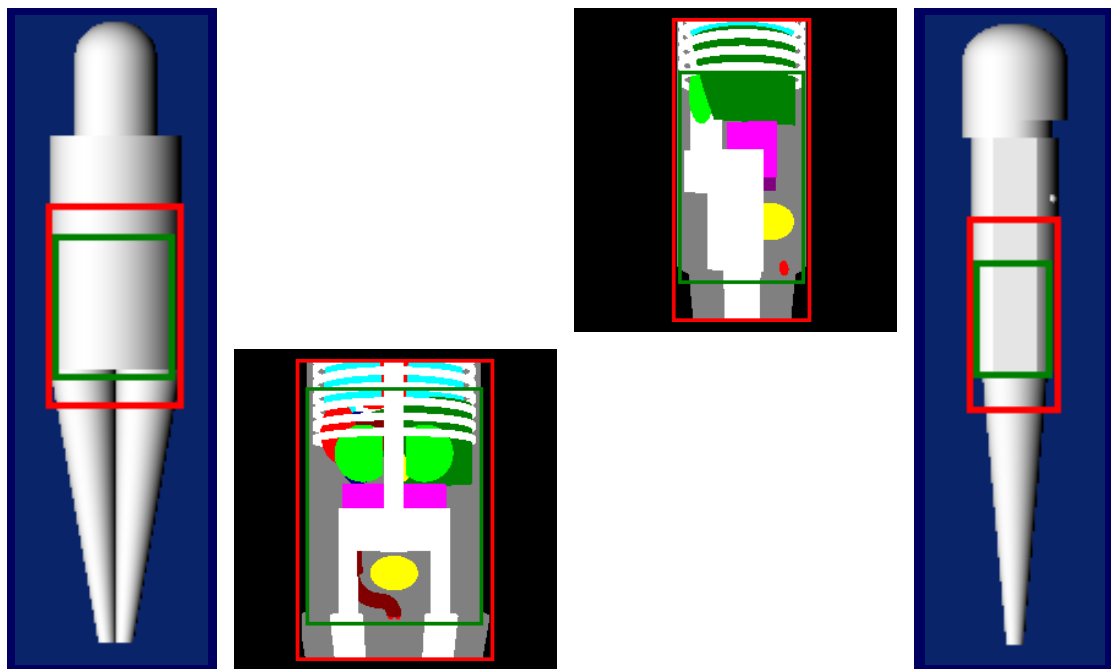


Abb. 41 Colon pa + lat.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung am Phantom in pa-Projektion, Projektionsradiographien in pa-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

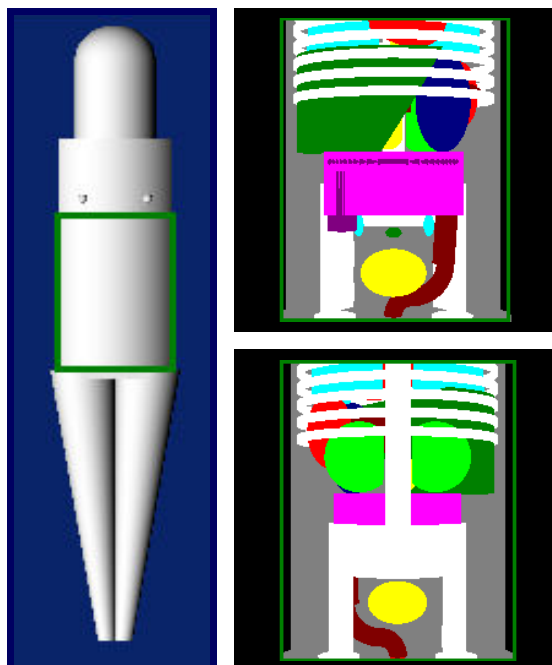


Abb. 42 Intravenöse Pyelographie (IVP) / Nieren ap + pa.

Feldeinstellung am Phantom in ap-Projektion, Projektionsradiographien in ap- und pa-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale und suboptimale Einblendung fallen hier zusammen.

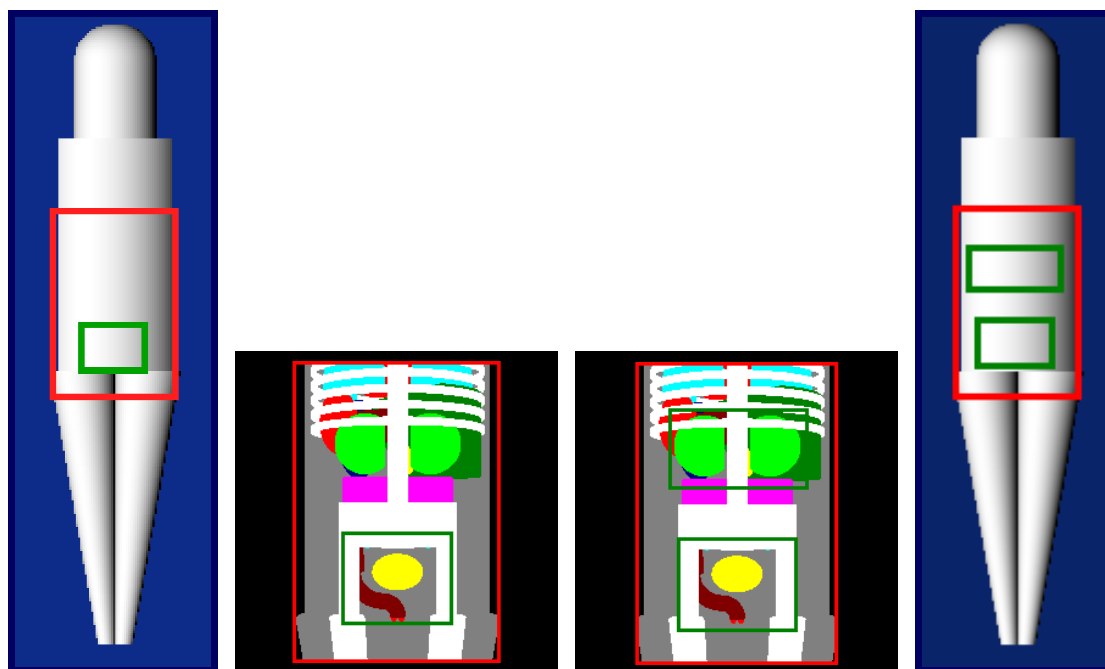


Abb. 43 Mictionscysturethrographie (MCU) pa (1976-1997).

Linke Bildhälfte (Normbefund): Feldeinstellung am Phantom in pa-Projektion, Projektionsradiographie in pa-Projektion. **Rechte Bildhälfte (pathologischer Befund):** Feldeinstellung am Phantom in pa-Projektion, Projektionsradiographie in pa-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

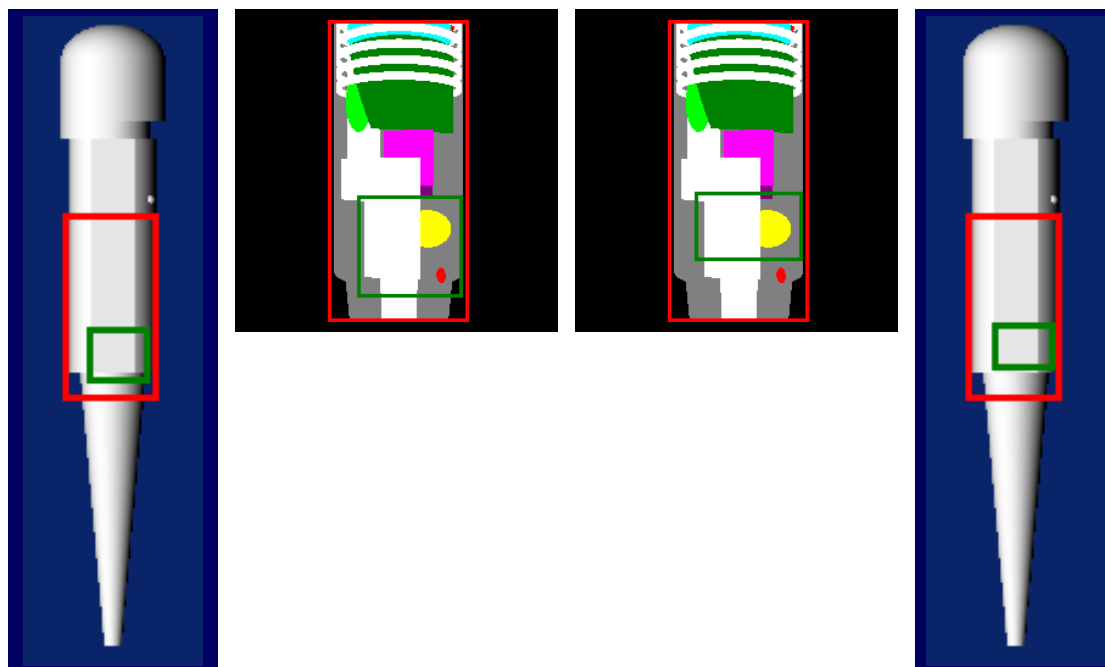


Abb. 44 Mictionscysturethrographie (MCU) lat (1976-1997).

Linke Bildhälfte (männliche Patienten): Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion. **Rechte Bildhälfte (weibliche Patienten):** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

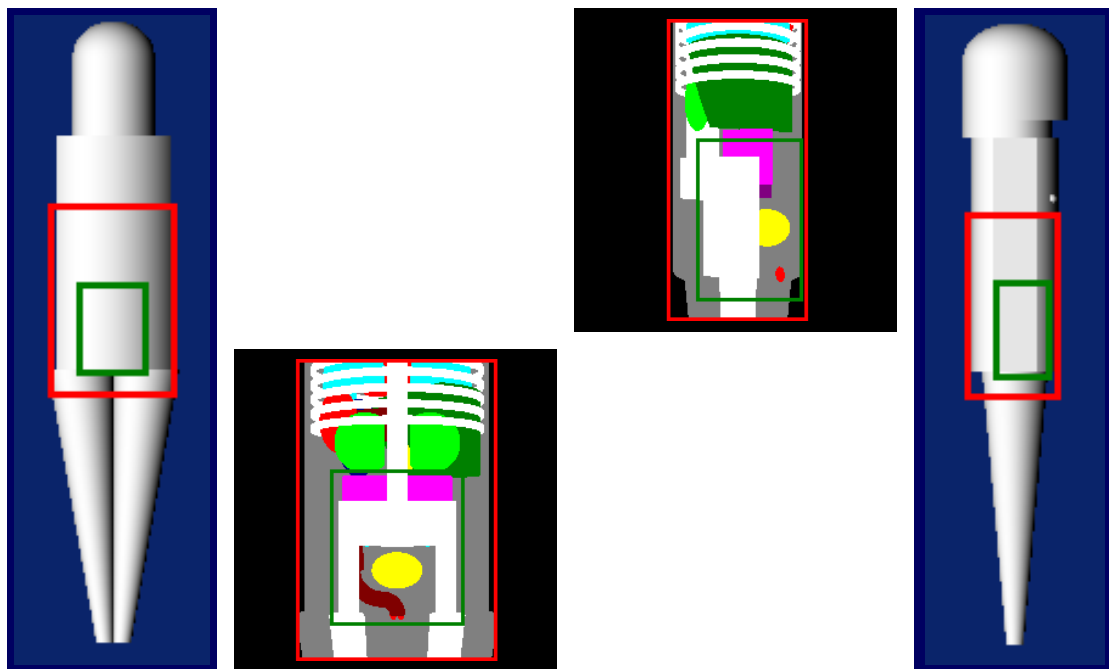


Abb. 45 Mictionscysturothographie (MCU) pa + lat bei Normbefund (1998-2003).

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung am Phantom in pa-Projektion, Projektionsradiographie in pa-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

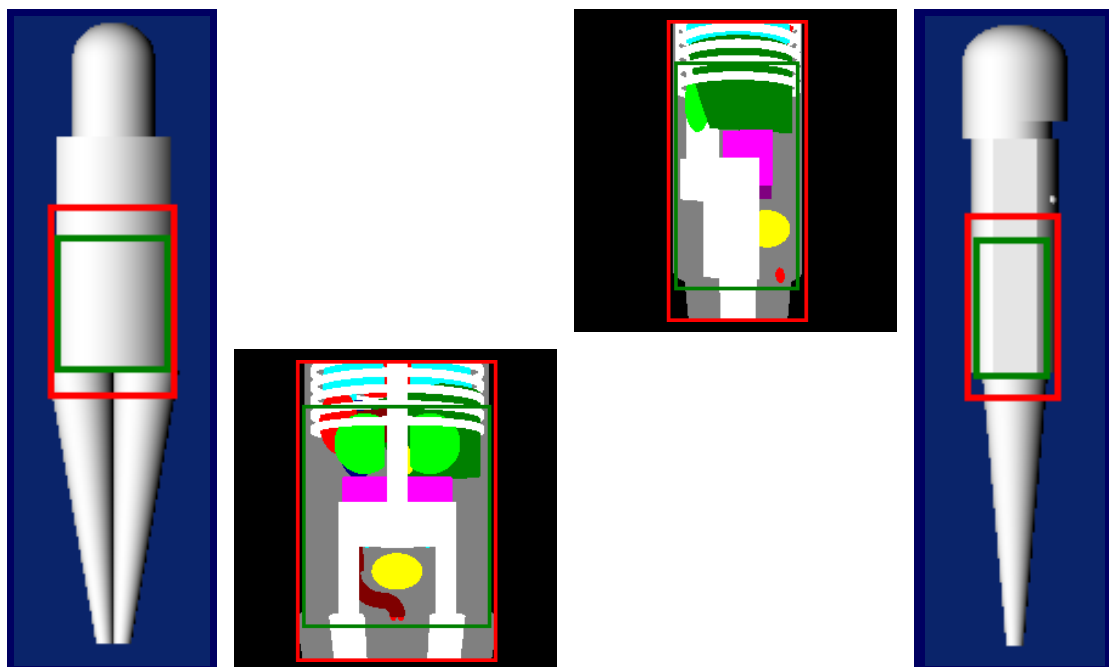


Abb. 46 Mictionscysturothographie (MCU) pa + lat bei pathologischem Befund (1998-2003).

Linke Bildhälfte: Feldeinstellung am Phantom in pa-Projektion, Projektionsradiographie in pa-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellung am Phantom in lat-Projektion, Projektionsradiographie in lat-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

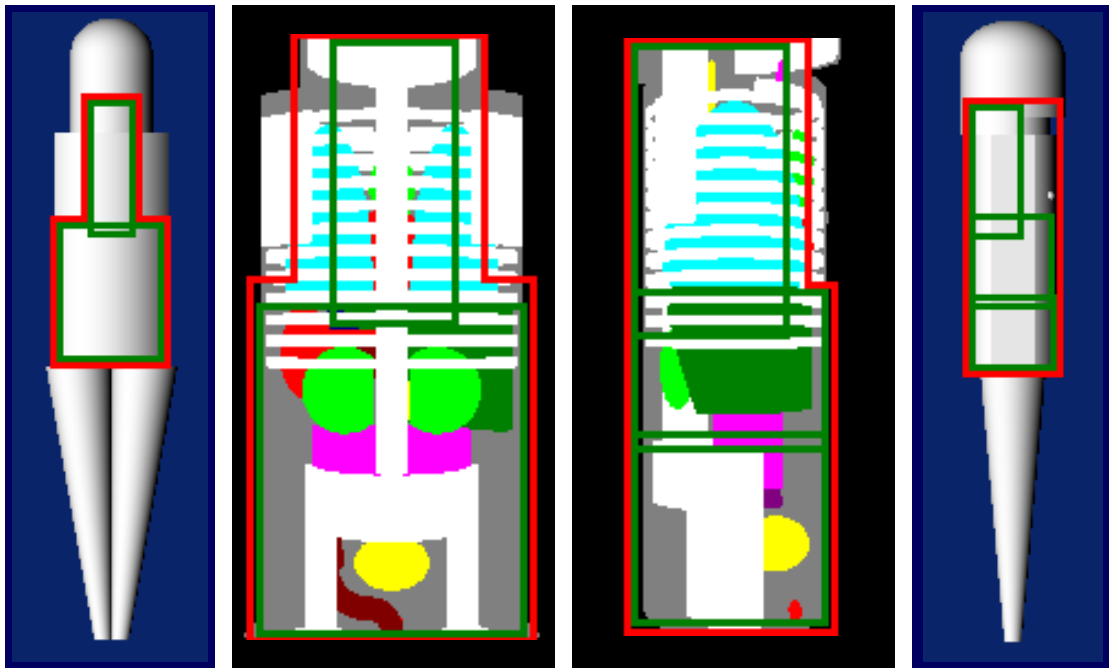


Abb. 47 Magen-Darm-Passage (MDP) pa + lat.

Linke Bildhälfte: Feldeinstellungen am Phantom in pa-Projektion, zusammengesetzte Projektionsradiographie in pa-Projektion. **Rechte Bildhälfte:** Feldeinstellungen am Phantom in lat-Projektion, zusammengesetzte Projektionsradiographie in lat-Projektion.

Grüne Feldmarkierung: Optimale Einblendung. **Rote Feldmarkierung:** Suboptimale Einblendung.

4.7. PÄDOS-Algorithmus zur Dosisrekonstruktion (PÄDOS Teil 3)

Zur Dosisrekonstruktion in Einzelfällen wurden bereits computergestützte Verfahren eingesetzt [59]. Für die Rekonstruktion der Organ- und der Effektivdosen nach dem Konversionsfaktoren-Konzept anhand der im Gesamtdatenbestand der Datenbanken der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital archivierten Röntgenexpositionsdaten wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit der in Abb. 48 in Form eines Programmablaufdiagramms gezeigte Algorithmus entwickelt.

Der Algorithmus bestand in der Anwendung des Konversionsfaktoren-Konzeptes auf die durch den Datenvervollständigungsverfahren aus den Belichtungstabellen und Standardtabellen ergänzten Röntgenexpositionsdatensätze, wobei als Ausgangsgröße das bei den einzelnen Röntgenuntersuchungen gemessene Dosisflächenprodukt und bei nicht dokumentiertem Dosisflächenprodukt die nach dem Bildempfänger-Konzept abgeschätzte Einfalldosis verwendet wurde. Da während kombinierter Projektionsradiographie- und Durchleuchtungsuntersuchungen (wie z.B. bei Zielaufnahmen nach vorangegangener Durchleuchtung) jeweils sowohl die projektionsradiographische Komponente als auch die Durchleuchtungskomponente des bei der Röntgenuntersuchung gemessenen integralen Dosisflächenproduktes separat in den Röntgenuntersuchungsdatenbanken dokumentiert wurde, wurde der Algorithmus separat auf jede der beiden Komponenten des integralen Dosisflächenproduktes angewandt und ermöglichte so eine optimale Nutzung des dosimetrischen Informationsgehaltes der Röntgenuntersuchungsdatenbanken.

4.7.1. Rekonstruktion der Dosisflächenprodukte durch Projektionsanalyse

Die Ermittlung der Organ- und Effektivdosen aus dem Dosisflächenprodukt nach dem Konversionsfaktoren-Konzept beruht bei Röntgenuntersuchungen in mehreren Ebenen auf der

Aufsummierung der durch die Strahlungsfelder in jeder Ebene erzeugten Dosisbeiträge. Die Anwendung des Konversionsfaktoren-Konzeptes setzt somit eine separate Erfassung der im folgenden als *differentialen Dosisflächenprodukte* bezeichneten Dosisflächenprodukte für jede Ebene einer aus mehreren Ebenen zusammengesetzten Röntgenuntersuchung voraus. In der radiologischen Praxis der Abteilung Radiologie hingegen erfolgte die mathematisch wie strahlenphysikalisch unzulässige Zusammenfassung der differentialen Dosisflächenprodukte zu einem *integralen Dosisflächenprodukt*.

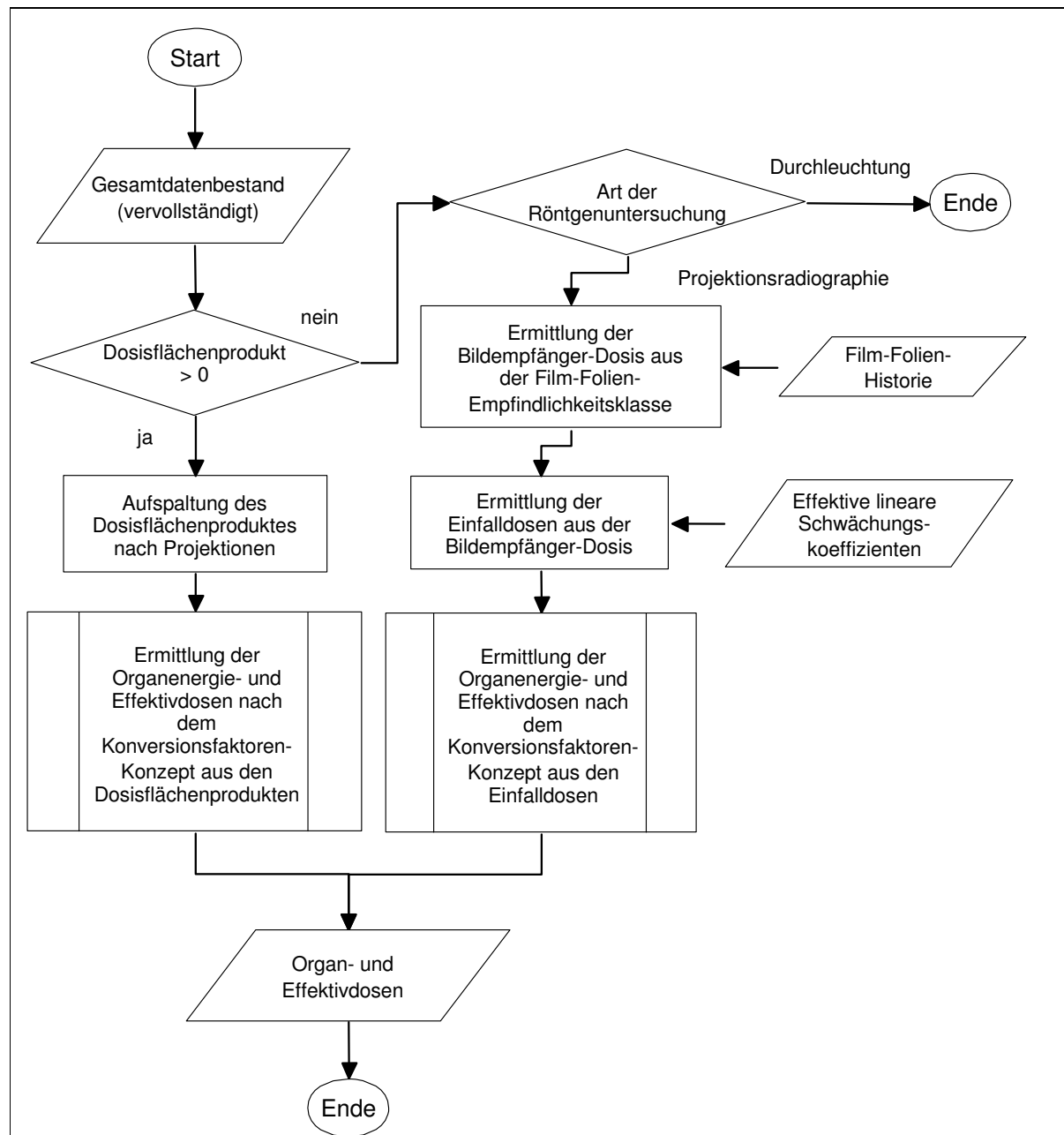


Abb. 48 Programmablaufdiagramm des Dosisrekonstruktionsalgorithmus (PADOS Teil 3).

Die Dosisrekonstruktion erfolgt in Abhängigkeit von der Röntgenuntersuchungstechnik und den Röntgenexpositionsparametern aus den gemessenen Dosisflächenprodukten oder aus den abgeschätzten Bildempfängerdosen.

Mit der im Anhang zu dieser Arbeit abgeleiteten *Projektionsanalyse* wurde ein mathematisches Zerlegungsverfahren zur Rekonstruktion der differentialen Dosisflächenprodukte aus

den in den Röntgenexpositionsdatenbanken dokumentierten integralen Dosisflächenprodukten entwickelt. Die durch Projektionsanalyse rekonstruierten differentialen Dosisflächenprodukte dienen als Ausgangsdosisgrößen zur Berechnung der Organ- und Effektivdosen nach dem Konversionsfaktoren-Konzept.

Projektionsanalyse.

Setzt sich eine Röntgenuntersuchung aus mehreren Ebenen zusammen, so gilt nach dem Konversionsfaktoren-Konzept:

$$H_T = \sum_{i=1}^N \phi_{T,P,F,i} \cdot P_{F,i}$$

H_T = Organdosis

$\Phi_{T,P,i}$ = Konversionsfaktor zur Berechnung der Organdosis H_T aus dem differentialen Dosisflächenprodukt P_F für die Ebene i

$P_{F,i}$ = Differentiales Dosisflächenprodukt für die Ebene i

N = Anzahl der Ebenen der Röntgenuntersuchung

In der radiologischen Praxis erfolgt häufig die aufgrund der projektionsabhängigen Variation der Feldgröße und der Einfalldosis mathematisch und strahlenphysikalisch unzulässige Zusammenfassung der differentialen Dosisflächenprodukte zu einem integralen Dosisflächenprodukt:

$$P_F = \sum_{i=1}^N P_{F,i}$$

P_F = Integrales Dosisflächenprodukt

$P_{F,i}$ = Differentiales Dosisflächenprodukt der Ebene i

Das mathematische Zerlegungsverfahren der *Projektionsanalyse* liefert nun *Projektionsfaktoren* zur Aufspaltung des integralen Dosisflächenproduktes in die differentialen Dosisflächenprodukte, die als Ausgangsdosisgrößen für das Konversionsfaktoren-Konzept herangezogen werden können:

$$H_T = \sum_{i=1}^N \phi_{T,P,i} \cdot P_{F,i} = \sum_{i=1}^N \phi_{T,P,i} \cdot \pi_i \cdot \sum_{j=1}^N P_{F,j} = \sum_{i=1}^N \phi_{T,P,i} \cdot \pi_i \cdot P_F$$

H_T = Organdosis

$\Phi_{T,P,i}$ = Konversionsfaktor zur Ermittlung der Organdosis H_T aus dem Dosisflächenprodukt $P_{F,i}$ in der Ebene i

$P_{F,i}$ = Differentiales Dosisflächenprodukt der Ebene i

P_F = Integrales Dosisflächenprodukt

Π_i = Projektionsfaktor für die Ebene i

Projektionsfaktoren für projektionsradiographische Untersuchungen.

Für projektionsradiographische Untersuchungen ergeben sich aus den obigen Gleichungen folgende Projektionsfaktoren:

$$\pi_{ap} = \left[1 + \frac{N_{pa}}{N_{ap}} \cdot \frac{A_{E,pa}}{A_{E,ap}} + \frac{N_{lat}}{N_{ap}} \cdot \frac{A_{E,lat}}{A_{E,ap}} \cdot \left(\frac{r_B - d_{P,ap}}{r_B - d_{P,lat}} \right)^2 \cdot e^{+(\mu_{eff} \cdot d_{P,lat} - \mu_{eff} \cdot d_{P,ap})} \right]^{-1}$$

$$\pi_{pa} = \left[1 + \frac{N_{ap}}{N_{pa}} \cdot \frac{A_{E,ap}}{A_{E,pa}} + \frac{N_{lat}}{N_{pa}} \cdot \frac{A_{E,lat}}{A_{E,pa}} \cdot \left(\frac{r_B - d_{P,ap}}{r_B - d_{P,lat}} \right)^2 \cdot e^{+(\mu_{eff} \cdot d_{P,lat} - \mu_{eff} \cdot d_{P,ap})} \right]^{-1}$$

$$\pi_{lat} = \left[1 + \left(\frac{N_{ap}}{N_{lat}} \cdot \frac{A_{E,ap}}{A_{E,lat}} + \frac{N_{pa}}{N_{lat}} \cdot \frac{A_{E,pa}}{A_{E,lat}} \right) \cdot \left(\frac{r_B - d_{P,ap}}{r_B - d_{P,lat}} \right)^{-2} \cdot e^{-(\mu_{eff} \cdot d_{P,lat} - \mu_{eff} \cdot d_{P,ap})} \right]^{-1}$$

$\Pi_{\text{Projektion}}$ = Projektionsfaktor für die entsprechende Ebene

$N_{\text{Projektion}}$	= Anzahl der Teilaufnahmen in der entsprechenden Ebene
$P_{\text{F,Projektion}}$	= Teil-Dosisflächenprodukt der entsprechenden Ebene
$A_{\text{projektion}}$	= Feldgröße in der entsprechenden Ebene
$D_{\text{Projektion}}$	= Durchmesser der durchstrahlten Körperregion in der entsprechenden Ebene
r_{B}	= Focus-Bildempfänger-Abstand
μ_{eff}	= Linearer effektiver Schwächungskoeffizient gemäß NRPB [564].

Die in der kinderradiologischen Praxis im wesentlichen erfüllte Voraussetzung für die Gültigkeit der Projektionsfaktoren ist die weitgehende Konstanzhaltung der Röntgenröhrenspannung unter den verschiedenen Projektionen einer Röntgenuntersuchung.

Projektionsfaktoren für Durchleuchtungsuntersuchungen.

Unter bestimmten Bedingungen kann das für projektionsradiographische Untersuchungen entwickelte Verfahren auch auf Durchleuchtungsuntersuchungen angewandt werden, sofern die Dosisleistung sowie die Durchleuchtungsdauer unter den einzelnen Projektionen abgeschätzt werden kann, eine Variation der Feldgrößen unter einer Projektion nicht existiert bzw. durch eine effektive mittlere Feldgröße beschrieben werden kann (zu dieser Problematik siehe auch Panzer und Zankl [107]) und der Durchleuchtungsarbeitsplatz über eine automatische Dosisleistungsregelung (ADR) verfügt:

$$\pi_{\text{ap}} = \left[1 + \frac{T_{\text{pa}}}{T_{\text{ap}}} \cdot \frac{A_{\text{E, pa}}}{A_{\text{E, ap}}} + \frac{T_{\text{lat}}}{T_{\text{ap}}} \cdot \frac{A_{\text{E, lat}}}{A_{\text{E, ap}}} \cdot \left(\frac{r_{\text{B}} - d_{\text{P, ap}}}{r_{\text{B}} - d_{\text{P, lat}}} \right)^2 \cdot e^{+(\mu_{\text{eff}} \cdot d_{\text{P, lat}} - \mu_{\text{eff}} \cdot d_{\text{P, ap}})} \right]^{-1}$$

$$\pi_{\text{pa}} = \left[1 + \frac{T_{\text{ap}}}{T_{\text{pa}}} \cdot \frac{A_{\text{E, ap}}}{A_{\text{E, pa}}} + \frac{T_{\text{lat}}}{T_{\text{pa}}} \cdot \frac{A_{\text{E, lat}}}{A_{\text{E, pa}}} \cdot \left(\frac{r_{\text{B}} - d_{\text{P, ap}}}{r_{\text{B}} - d_{\text{P, lat}}} \right)^2 \cdot e^{+(\mu_{\text{eff}} \cdot d_{\text{P, lat}} - \mu_{\text{eff}} \cdot d_{\text{P, ap}})} \right]^{-1}$$

$$\pi_{\text{lat}} = \left[1 + \left(\frac{T_{\text{ap}}}{T_{\text{lat}}} \cdot \frac{A_{\text{E, ap}}}{A_{\text{E, lat}}} + \frac{T_{\text{pa}}}{T_{\text{lat}}} \cdot \frac{A_{\text{E, pa}}}{A_{\text{E, lat}}} \right) \cdot \left(\frac{r_{\text{B}} - d_{\text{P, ap}}}{r_{\text{B}} - d_{\text{P, lat}}} \right)^{-2} \cdot e^{-(\mu_{\text{eff}} \cdot d_{\text{P, lat}} - \mu_{\text{eff}} \cdot d_{\text{P, ap}})} \right]^{-1}$$

$\Pi_{\text{Projektion}}$	= Projektionsfaktor für die entsprechende Ebene
$T_{\text{projektion}}$	= Durchleuchtungsdauer in der entsprechenden Ebene
$A_{\text{projektion}}$	= Feldgröße in der entsprechenden Ebene
$D_{\text{Projektion}}$	= Durchmesser der durchstrahlten Körperregion in der entsprechenden Ebene
r_{B}	= Focus-Bildempfänger-Abstand
μ_{eff}	= Linearer effektiver Schwächungskoeffizient gemäß NRPB [564].

4.7.2. Rekonstruktion der Einfalldosis aus dem Dosisflächenprodukt

In den Röntgenuntersuchungsdatenbanken der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital wurden die Strahlungsfeldeinstellungen bei den einzelnen Röntgenuntersuchungen nicht dokumentiert, weswegen für alle in Tab. 6 genannten Röntgenuntersuchungstechniken an den mathematischen MIRD-Phantomen Standard-Strahlungsfeldeinstellungen definiert wurden. Anhand der Standard-Strahlungsfeldgrößen wurden aus den differentialen Dosisflächenprodukten die Einfalldosen bei den einzelnen Röntgenuntersuchungen wie folgt rekonstruiert:

$$K_{\text{E}} = \frac{P_{\text{F}}}{A}$$

K_{E} = Einfalldosis

P_{F} = Dosisflächenprodukt

A = Strahlungsfeldgröße

Die rekonstruierten Einfalldosen wurden als Ausgangsdosisgrößen im Sinne des Konversionsfaktoren-Konzeptes verwendet.

4.7.3. Rekonstruktion der Einfalldosis aus der Bildempfängerdosis

Bei der Minderzahl der Röntgenuntersuchungen wurde in den Röntgenuntersuchungsdatenbanken kein Dosisflächenprodukt dokumentiert. In diesen Fällen wurden die Einfalldosen in Abhängigkeit von den bei der Röntgenuntersuchung angewandten Strahlengängen aus den erforderlichen Bildempfängerdosen unter Berücksichtigung der Film-Folien-Kombination (Tab. 39 auf Seite 226) sowie des Einsatzes von Streustrahlenrastern (Tab. 37 auf Seite 225) nach dem Bildempfänger-Konzept unter Verwendung der medianen Durchstrahlungsdurchmesser in der Altersstufe des Patienten [260] wie folgt abgeschätzt:

$$K_E = K_B \cdot e^{+\mu_{\text{eff}} \cdot d}$$

K_E = Einfalldosis

K_B = Bildempfängerdosis

μ_{eff} = Effektiver Schwächungskoeffizienten der durchstrahlten Körperregion

d = Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten

Die so abgeschätzten Einfalldosen wurden als Ausgangsdosisgrößen im Sinne des Konversionsfaktoren-Konzeptes verwendet.

4.7.4. Interpolation der Konversionsfaktoren

Die durch Monte-Carlo-Simulation errechneten Konversionsfaktoren wurden für diskrete Röntgenröhrenspannungen U_n und für die durch die MIRD-Phantome festgelegten Altersstufen $A_m = 0, 1, 5, 10, 15, 30$ Jahre ermittelt. Für beliebige Strahlungsqualitäten und Altersstufen wurden Konversionsfaktoren durch lineare Interpolation der diskreten Konversionsfaktoren erhalten. Ist U die Röntgenröhrenspannung mit $U_n < U < U_{n+1}$ sowie A das Lebensjahr des Patienten mit $A_m < A < A_{m+1}$, so lieferte die lineare Interpolation über die diskreten Variablen einen interpolierten Konversionsfaktor $\Phi(U, A)$:

$$\Phi(U, A) = \Phi(U_m, A_m) + \frac{U-U_m}{U_{m+1}-U_m} \cdot \frac{A-A_n}{A_{n+1}-A_n} \cdot [\Phi(U_{m+1}, A_{n+1}) - \Phi(U_m, A_n)]$$

4.7.5. Rekonstruktion der Organ- und Effektivdosen aus den Ausgangsdosisgrößen

Aus den für jeden Strahlengang einer Röntgenuntersuchung rekonstruierten Ausgangsdosisgrößen wurden unter Anwendung des Konversionsfaktoren-Konzeptes die Organ- und Effektivdosen für jede Ebene einer Röntgenuntersuchung errechnet:

$$H_T = \phi_T \cdot K_E$$

H_T = Organdosis im Referenzorganbereich T

Φ_T = Konversionsfaktor zur Ermittlung der Organdosis im Referenzorganbereich T

K_E = Einfalldosis.

Die kumulativen Organ- und Effektivdosen bei jedem Patienten wurden als Summe der bei den einzelnen Röntgenuntersuchungen des Patienten applizierten Organ- und Effektivdosen ermittelt, wobei die Patienten anhand ihrer Patientenstammdaten unterschieden wurden. Die Summen aller kumulativen Organ- und Effektivdosen schließlich ergaben die im Zeitraum von 1976 bis 2003 durch die Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital applizierten kollektiven Organdosen bzw. die kollektive Effektivdosis und damit die Kollektivdosis i.e.S..

Das beschriebene Dosisrekonstruktionsverfahren ermöglichte die Berechnung von Organ- und Effektivdosen für ca. 96% der Röntgenuntersuchungsdatensätze des elektronischen Gesamtdatenbestandes der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital; dies entspricht nahezu 200.000 Röntgenuntersuchungen von etwa 100.000 Patienten.

4.7.6. Fehlerbetrachtungen

Zur Einschätzung der Validität der unter Anwendung des PÄDOS-Algorithmus aus den Röntgenuntersuchungsdatensätzen rekonstruierten Einfall-, Organ- und Effektivdosen wurde eine grundlegende Abschätzung der bei der Dosisrekonstruktion auftretenden systematischen

und stochastischen Fehler als notwendig erachtet. Die Ableitungen der im folgenden genannten mathematischen Ausdrücke zur Fehlerrechnung finden sich im mathematischen Anhang zu dieser Arbeit.

PÄDOS-Algorithmus.

Eine potentielle Ursache für systematische Fehler liegt im Dosisrekonstruktionsalgorithmus selbst; allerdings lieferte eine Prüfung der Funktionsfähigkeit des PÄDOS-Algorithmus durch eine interne Evaluation der dosimetrischen Ergebnisse anhand ausgewählter komplexer Röntgenuntersuchungsfälle keine Hinweise auf ein unkorrektes Arbeiten des Algorithmus.

Fehler bei der Renormierung der gemessenen Dosisflächenprodukte.

Wie bereits beschrieben wurde, erfolgte die Aufzeichnung der gemessenen Dosisflächenprodukte in den Röntgenuntersuchungsdatenbanken rein numerisch ohne Angabe von Maßeinheiten. Da über den gesamten Datenerfassungszeitraum hinweg vier metrische Systeme bei der Messung und bei der Dokumentation der Dosisflächenprodukte in teilweise zeitlicher Überlappung verwendet wurden, bestand ein wesentliches Problem in der Erstellung einer Dosimetriehistorie (Tab. 38 im Anhang) zur Renormierung der Dosisflächenproduktwerte auf ein einheitliches metrisches System.

Die mehrfache Revision der Dosimetriehistorie ermöglichte eine weitestgehende Vereinheitlichung der Dosisflächenprodukte und damit die Berechnung weitestgehend valider Einfalldosen. Die zeitliche Abfolge der Umstellung der metrischen Systeme in den klinischen Abteilungen des Dr. von Haunerschen Kinderspitals konnte mit einer Genauigkeit von etwa zwei Wochen nachvollzogen und bei der Dosisrekonstruktion entsprechend berücksichtigt werden. Stochastische Eingabefehler entzogen sich naturgemäß jeglicher Korrekturmöglichkeit.

Fehler bei der Rekonstruktion der Einfalldosis aus dem Dosisflächenprodukt.

Die Unsicherheit bei der Rekonstruktion der Einfalldosis aus dem Dosisflächenprodukt anhand von Standard-Feldgrößen setzte sich aus dem durch die Zuordnung der an den MIRD-Phantomen festgelegten Standard-Feldgrößen zu den Röntgenuntersuchungsdatensätzen anhand des Lebensalters der Patienten bedingten stochastischen Fehler und dem durch die Meßgenauigkeit der Dosismonitorsysteme bei der Messung des Dosisflächenproduktes bedingten stochastischen Fehler zusammen.

Die Zuordnung der an den MIRD-Phantomen der verschiedenen Altersstufen festgelegten Strahlungsfeldgrößen zu den Röntgenuntersuchungsdatensätzen hätte anhand des somatischen Alters der einzelnen Patienten über anthropometrische Kenngrößen wie Körpergröße, Körpergewicht, Body-Mass-Index oder den äquivalenten kreiszylindrischen Durchmesser [19, 568, 569, 570] erfolgen müssen, da die MIRD-Phantome in ihren anthropometrischen Merkmalsausprägungen gemäß ICRP-Spezifikation [127] den medianen somatischen Entwicklungsstand ihrer Altersstufe repräsentieren, der aber nicht notwendig dem individuellen somatischen Entwicklungsstand eines Patienten der gleichen Altersstufe entspricht. In Ermangelung einer routinemäßigen systematischen Erfassung von Körpergröße und Körpergewicht in den Röntgenuntersuchungsdatenbanken wurde an Stelle des somatischen Alters das Lebensalter der Patienten als anthropometrische Hilfsgröße verwendet, wobei die für die diskreten Altersstufen der MIRD-Phantome definierten Strahlungsfeldgrößen durch lineare Interpolation dem tatsächlichen Lebensalter des Patienten angepaßt wurden. Aufgrund der Streuung der anthropometrischen Kenngrößen des betrachteten Patientenkollektivs um die anthropometrischen Parameter der MIRD-Phantome kam es bei der Berechnung der Einfalldosis aus dem gemessenen Dosisflächenprodukt anhand der über das Lebensalter bestimmten Standard-Feldgröße zwangsläufig zu stochastischen Fehlern. Die Rückführung dieser stochastischen Fehler auf die Streuung der anthropometrischen Kenngrößen der Patienten wird

im mathematischen Anhang zu dieser Arbeit dargestellt. Die relative Unsicherheit bei der Rekonstruktion der Einfalldosis aus dem Dosisflächenprodukt und der Standard-Feldgröße errechnet sich demnach insgesamt zu:

$$\left[\frac{\Delta K_E}{K_E} \right]_{P_F} = \sqrt{\left(\frac{\Delta P_F}{P_F} \right)^2 + \frac{1}{4} \cdot \left[\left(\frac{\Delta m}{m} \right)^2 + \left(\frac{\Delta h}{h} \right)^2 \right]}.$$

K_E = Einfalldosis

P_F = Dosisflächenprodukt

m = Körpermasse des Patienten

h = Körpergröße des Patienten

Wie anhand der in Kapitel 5.9. dargestellten Somatogramme einer Stichprobe des Patientenkollektivs des Dr. von Haunerschen Kinderspitals gezeigt werden konnte, liegt der relative stochastische Fehler bei der Abschätzung der Strahlungsfeldgröße am Patienten anhand der an den MIRD-Phantomen definierten Standard-Feldgrößen in der Regel bei etwa 30%. Somit besitzen die aus dem gemessenen Dosisflächenprodukt und der Strahlungsfeldgröße errechnete Einfalldosis und die aus ihr abgeleiteten Dosisgrößen im Einzelfall nur beschränkte Gültigkeit. Aufgrund der anhand der Somatogramme ebenfalls nachweisbaren Normalverteilung der anthropometrischen Kenngrößen der Patienten um die anthropometrischen Kenngrößen der MIRD-Phantome bleiben die in Abschnitt 6. dargestellten Mediane der Einfalldosen und die Mediane der aus den Einfalldosen abgeleiteten Dosisgrößen von diesen stochastischen Fehlern unberührt.

Die Meßunsicherheiten der Dosismonitorsysteme lagen in aller Regel unter 10% [195]. Die in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital [177] im jährlichen Turnus durchgeführte Kalibrierung der Dosismonitorsysteme dürfte wesentlich zur Verringerung der Meßunsicherheiten beigetragen haben [174, 176, 207].

Fehler bei der Rekonstruktion der Einfalldosis aus der Bildempfängerdosis.

Die relative Unsicherheit bei der Abschätzung der Einfalldosis aus der erforderlichen Bildempfängerdosis beruht hauptsächlich auf der Annahme eines medianen Durchstrahlungsdurchmessers, der in Analogie zu den Standard-Feldgrößen anhand der MIRD-Phantome festgelegt wurde und somit der gleichen Problematik unterworfen ist. Die Rückführung des stochastischen Fehlers des Durchstrahlungsdurchmessers auf die Streuung der anthropometrischen Kenngrößen der Patienten wird im mathematischen Anhang zu dieser Arbeit dargestellt. Die relative Unsicherheit bei der Rekonstruktion der Einfalldosis aus der erforderlichen Bildempfängerdosis errechnet sich demnach zu:

$$\left[\frac{\Delta K_E}{K_E} \right]_{K_B} = \frac{\mu_{\text{eff}} \cdot d}{2} \cdot \sqrt{\left(\frac{\Delta m}{m} \right)^2 + \left(\frac{\Delta h}{h} \right)^2}.$$

K_E = Einfalldosis

K_B = Bildempfängerdosis

μ_{eff} = Effektiver Schwächungskoeffizient der durchstrahlten Körperregion

d = Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten

m = Körpermasse des Patienten

h = Körpergröße des Patienten

Fehler bei der Ermittlung der Konversionsfaktoren.

Die relative Unsicherheit bei der Ermittlung der Konversionsfaktoren setzt sich aus dem inhärenten stochastischen Fehler bei der Monte-Carlo-Simulation (MC) und dem stochastischen Fehler bei der Zuordnung der durch Simulation der Röntgenuntersuchungstechniken an den MIRD-Phantomen zu den Röntgenuntersuchungsdatensätzen anhand des Lebensalters der Patienten zusammen. Die Rückführung des letztgenannten Fehlers auf die Streuung der anthropometrischen Kenngrößen der Patienten ist komplex und wird im mathematischen

Anhang zu dieser Arbeit dargestellt. Die relative Unsicherheit bei der Bestimmung der Konversionsfaktoren errechnet sich demnach insgesamt zu:

$$\frac{\Delta\Phi_T}{\Phi_T} = \left(\frac{\Delta\Phi_T}{\Phi_T}\right)_{MC} + \frac{\bar{\mu} \cdot d}{2} \cdot \sqrt{\left(\frac{\Delta m}{m}\right)^2 + \left(\frac{\Delta h}{h}\right)^2}$$

Φ_T = Konversionsfaktor zur Ermittlung der Organdosis im Referenzorganbereich T

μ = Linearer Schwächungskoeffizient der Konversionsfaktoren

d = Durchstrahlungsdurchmesser der durchstrahlten Körperregion des Patienten

m = Körpermasse des Patienten

h = Körpergröße des Patienten

Die Durchführung der Monte-Carlo-Simulationen unter Berücksichtigung von 400.000 Photoneneinzelschicksalen ermöglichte die Errechnung von Konversionsfaktoren mit einer Standardabweichung von in aller Regel unter 5%.

Fehler bei der Rekonstruktion der Organ- und Effektivdosen aus der Einfalldosis.

Die relative Unsicherheit der Organdosisbestimmung beträgt somit insgesamt:

$$\left[\frac{\Delta H_T}{H_T}\right]_{P_F} = \sqrt{\left(\frac{\Delta\Phi_T}{\phi_T}\right)^2 + \left(\left[\frac{\Delta K_E}{K_E}\right]_{P_F}\right)^2};$$

$$\left[\frac{\Delta H_T}{H_T}\right]_{K_B} = \sqrt{\left(\frac{\Delta\Phi_T}{\phi_T}\right)^2 + \left(\left[\frac{\Delta K_E}{K_E}\right]_{K_B}\right)^2}$$

H_T = Organdosis im Referenzorganbereich T

P_F = Dosisflächenprodukt

K_B = Bildempfängerdosis

K_E = Einfalldosis

Φ_T = Konversionsfaktor zur Ermittlung der Organdosis im Referenzorganbereich T

Fehler bei der Berechnung der kumulativen Organdosen.

Die kumulativen Organdosen errechnen sich aus den Organdosen durch die Aufsummierung der Einzeldosen zu:

$$H_{T,kum} = \sum_t H_{T,t}$$

$H_{T,kum}$ = Kumulative Organdosis im Referenzorganbereich T

$H_{T,i}$ = Organdosis im Referenzorganbereich T zum Zeitpunkt t

Das Verfahren zur Abschätzung der relativen Unsicherheit bei der Berechnung der kumulativen Organdosen aus den einzelnen Organdosen wird im mathematischen Anhang zu dieser Arbeit abgeleitet. Demnach ergibt sich die relative Unsicherheit bei der Berechnung der kumulativen Organdosen zu:

$$\frac{\Delta H_{T,kum}}{H_{T,kum}} = n_{P_F} \cdot \left[\frac{\Delta H_T}{H_T}\right]_{P_F} + n_{K_B} \cdot \left[\frac{\Delta H_T}{H_T}\right]_{K_B}$$

$H_{T,kum}$ = Kumulative Organdosis im Referenzorganbereich T

H_T = Organdosis im Referenzorganbereich T

P_F = Dosisflächenprodukt

K_B = Bildempfängerdosis

n_{P_F} = Relative Häufigkeit der Berechnung der Organdosis aus dem Dosisflächenprodukt

n_{K_B} = Relative Häufigkeit der Abschätzung der Organdosis aus der Bildempfängerdosis

Fehler bei der Berechnung der kollektiven Organdosen.

Die kollektiven Organdosen errechnen sich aus den kumulativen Organdosen gemäß:

$$S_T = \sum_{i=1}^N H_{T,kum,i}$$

S_T = Kollektive Organdosis im Referenzorganbereich T

$H_{T,kum,i}$ = Kumulative Organdosis beim Patienten i

N = Größe des Patientenkollektivs

Die relative Unsicherheit bei der Berechnung der kollektiven Organdosis entspricht der relativen Unsicherheit bei der Berechnung der kumulativen Organdosen:

$$\frac{\Delta S_T}{S_T} = n_{P_F} \cdot \left[\frac{\Delta H_T}{H_T} \right]_{P_F} + n_{K_B} \cdot \left[\frac{\Delta H_T}{H_T} \right]_{K_B}$$

S_T = Kollektive Organdosis im Referenzorganbereich T

H_T = Organdosis im Referenzorganbereich T

P_F = Dosisflächenprodukt

K_B = Bildempfängerdosis

n_{P_F} = Relative Häufigkeit der Berechnung der Organdosis aus dem Dosisflächenprodukt

n_{K_B} = Relative Häufigkeit der Abschätzung der Organdosis aus der Bildempfängerdosis

5. Ergebnisse: Allgemeiner Teil

5.1. Konventionelle Röntgendiagnostik und Computertomographie

In der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital der Universität München wurde im Jahre 1997 die Computertomographie als weiteres röntgendiagnostisches Verfahren zur Kinderradiologie eingeführt. Abb. 49 zeigt die Röntgenuntersuchungshäufigkeiten von 1976 bis 2003 in der konventionellen Röntgendiagnostik und in der Computertomographie. Wie ersichtlich ist, wurde die Computertomographie bei nahezu konstanter Röntgenuntersuchungsfrequenz seit Beginn ihrer Einführung zunehmend häufiger angewandt und spielt demgemäß bei der Beurteilung der Strahlenexposition der Patienten eine wesentliche Rolle, zumal die bei einer computertomographischen Untersuchung applizierte Strahlendosis die Strahlendosis bei einer konventionellen Röntgenuntersuchung um Größenordnungen überschreiten kann. Die Kenntnis dieser Tatsache ist umso mehr von Bedeutung, als sich die vorliegende Arbeit auf die Untersuchung der durch konventionelle Röntgenuntersuchungen bedingten Strahlenexposition am Dr. von Haunerschen Kinderspital der Universität München beschränkt.

Die Gesamtzahl der jährlich in der Abteilung Radiologie durchgeführten Röntgenuntersuchungen ist seit Anfang der 1980er-Jahre mit 9.000 bis 10.000 Untersuchungen pro Jahr nahezu konstant geblieben. Die 1997 in der Abteilung eingeführte Computertomographie wurde mit stark zunehmender Häufigkeit eingesetzt und machte im Jahre 2003 bereits etwa 5% aller Röntgenuntersuchungen aus.

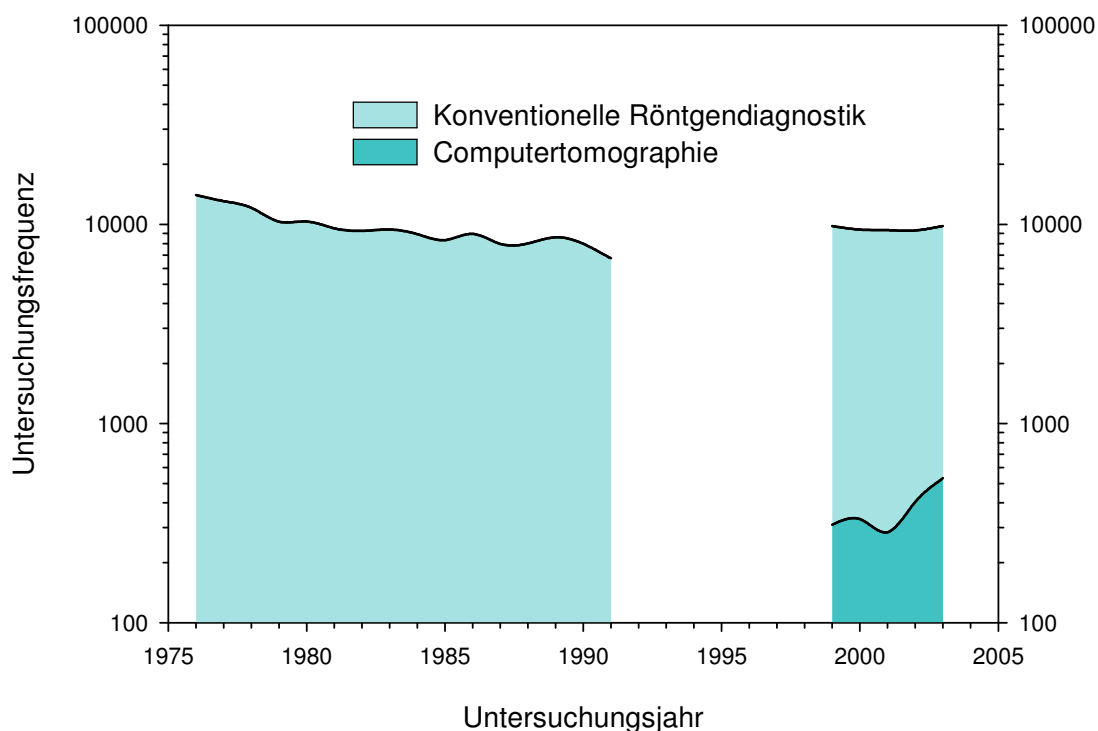


Abb. 49 Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen von 1976 bis 2003 für die konventionelle Röntgendiagnostik und die Computertomographie.

Die Abbildung zeigt den Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen von 1976 bis 2003 mit den beiden Röntgenuntersuchungsverfahren als Scharparameter in semilogarithmischer Darstellung. Aufgrund der zwischen 1992 und 1998 währenden Lücke im elektronischen Datenbestand wurde dieser Zeitraum nicht dargestellt.

5.2. Klinische Indikationen

Entsprechend der Konzeption des MINDIUS-Datenbanksystems als administrativ und wissenschaftlich einsetzbares Archivierungssystem [68] wurden zwischen 1976 und 1998 neben der klinischen Indikation und der klinischen Fragestellung die radiologischen Haupt- und Nebenbefunde explizit in Klartext in den Röntgenuntersuchungsdatenbanken dokumentiert. Die Häufigkeitsverteilung der Röntgenuntersuchungen sowie die Zahl der im Zeitraum von 1976 bis 1992 in der Abteilung Radiologie untersuchten Patienten wurde bezüglich der 50 häufigsten klinischen Indikationen in Abb. 50, bezüglich der 50 häufigsten klinischen Fragestellungen in Abb. 51 und bezüglich der 50 häufigsten radiologischen Hauptbefunde in Abb. 52 dargestellt.

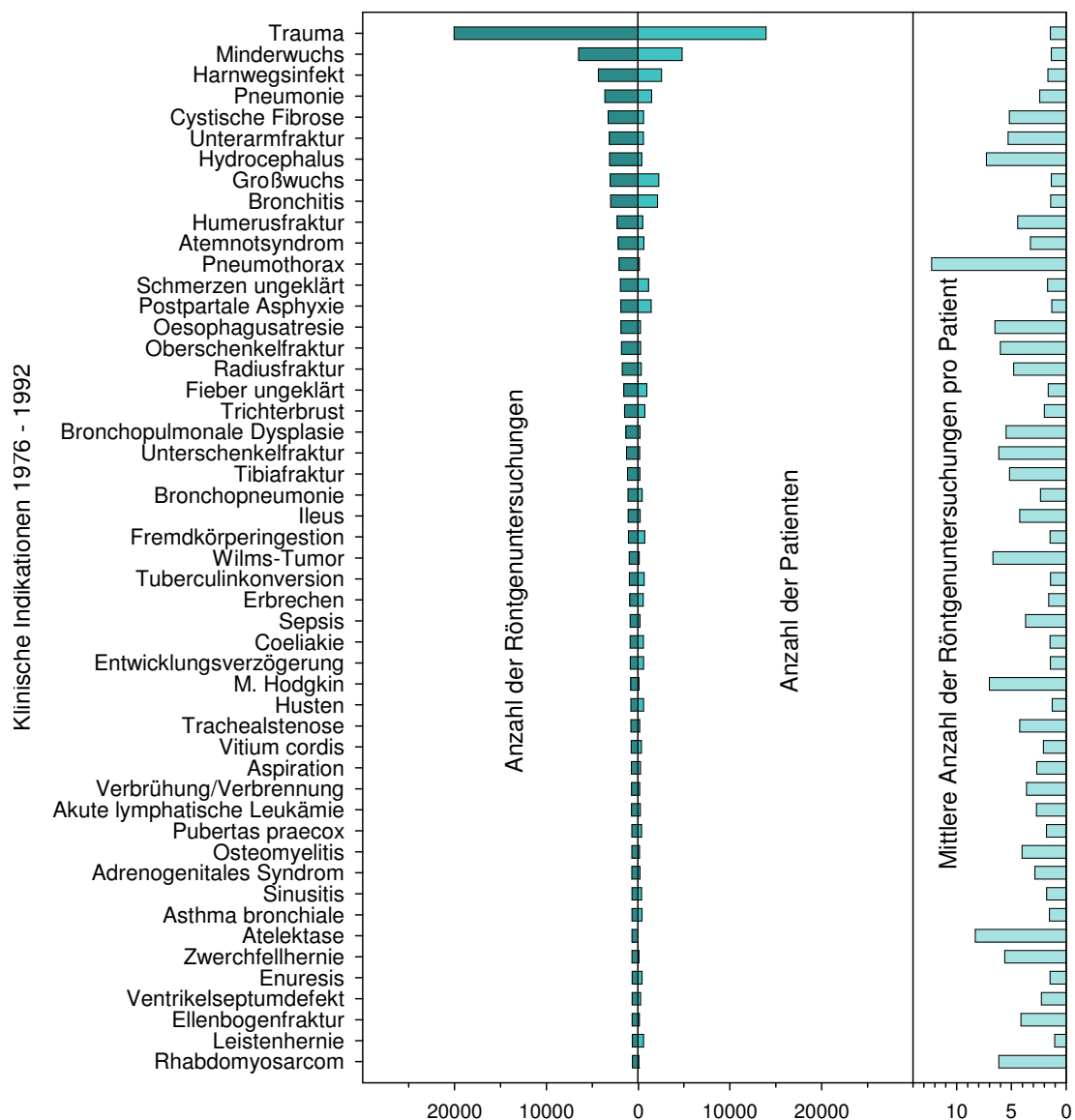


Abb. 50 Klinische Indikationen zur Röntgendiagnostik von 1976 bis 1992.

Die Abbildung zeigt die Häufigkeitsverteilung der Röntgenuntersuchungsfrequenzen bezüglich der 50 häufigsten klinischen Indikationen aus dem Zeitraum von 1976 bis 1992. Aus der Anzahl der Röntgenuntersuchungen und der Anzahl der Patienten wurde die mittlere Anzahl der Röntgenuntersuchungen pro Patient ermittelt. Eine Röntgenuntersuchung umfaßt hierbei in Abhängigkeit von der untersuchten Körperregion und der klinischen Indikation einen mehr oder minder umfangreichen Satz von Röntgenaufnahmen bzw. Durchleuchtungsmaßnahmen.

Traumatologie.

Die meisten Röntgenuntersuchungen erfolgten aus unfallchirurgischer Indikation heraus und dienten vornehmlich der Ausschlußdiagnostik nach erfolgtem Trauma, wobei im Mittel pro Patient kaum mehr als eine einzige Röntgenuntersuchung durchgeführt wurde; entsprechend bezog sich ein hoher Anteil der Normbefunde auf die traumatologische Erstdiagnostik. Bei Vorliegen einer vom Normbefund abweichenden Diagnose, meist einer Fraktur, stieg die mittlere Untersuchungshäufigkeit aufgrund von Stellungs- und Konsolidierungskontrollen auf das Fünffache; komplexere, aber vergleichsweise seltenere traumabedingte Befunde wie der Pneumothorax erforderten im Schnitt bis zu 10 Verlaufskontrollen pro Patient.

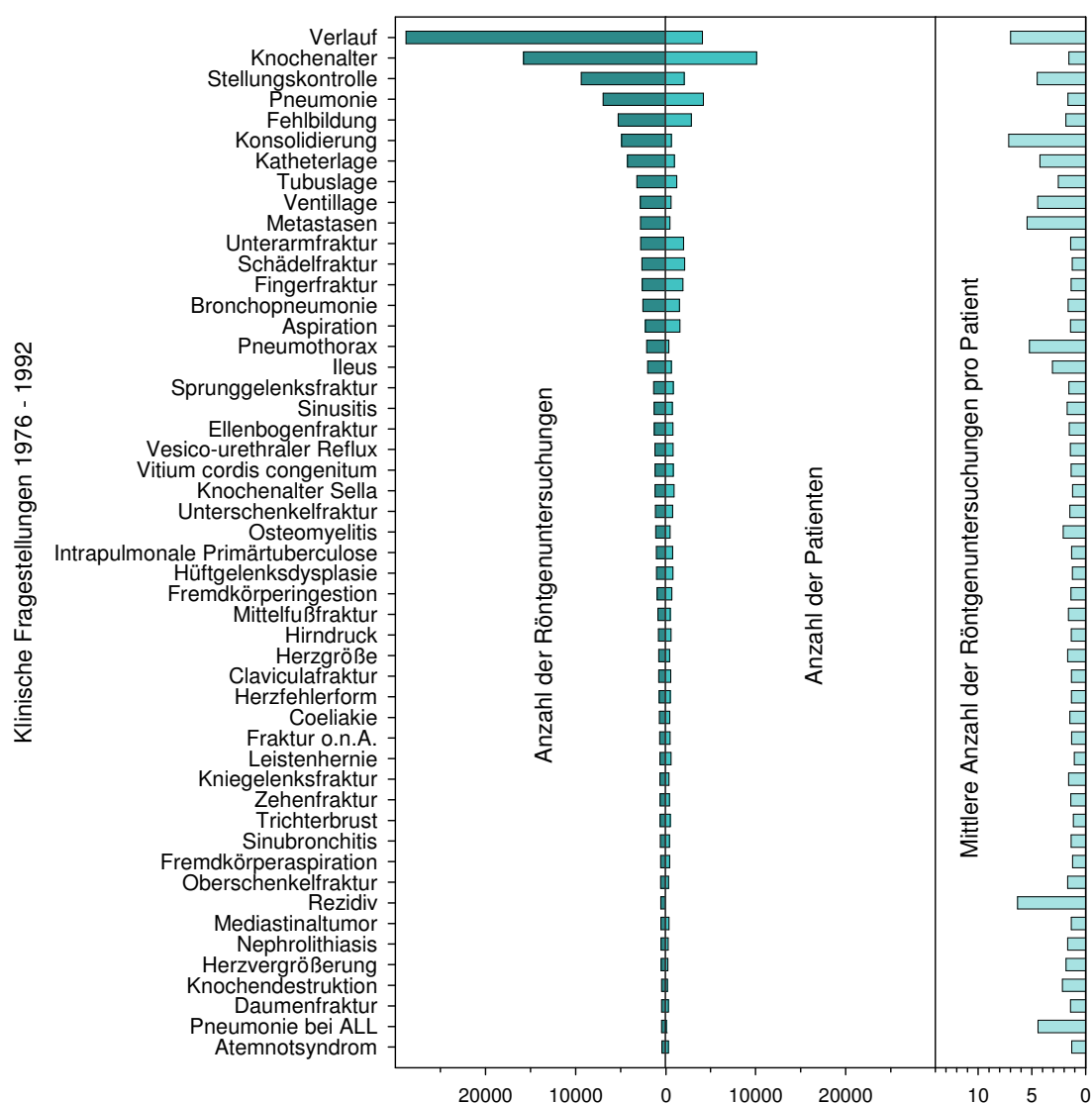


Abb. 51 Klinische Fragestellungen an die Röntgendiagnostik von 1976 bis 1992.

Die Abbildung zeigt die Häufigkeitsverteilung der Röntgenuntersuchungsfrequenzen bezüglich der 50 häufigsten klinischen Fragestellungen aus dem Zeitraum von 1976 bis 1992. Die mittlere Anzahl der Röntgenuntersuchungen pro Patient ergibt sich analog zu Abb. 50.

Pulmologie.

Ein hoher Anteil der klinischen Indikationen und radiologischen Befunde umfaßte die Erkrankungen des Respirationstraktes und hier hauptsächlich Pneumonien, Bronchopneumonien und Bronchitiden entsprechend der hohen Inzidenz dieser Krankheitsbilder bei Kindern. Die mittlere Untersuchungshäufigkeit betrug bei den Infektionserkrankungen nahezu unabhängig von der Art und der Chronizität der Erkrankung etwa 2-3 Röntgenuntersuchungen pro Patient. Vergleichsweise seltene Ausnahmen bildeten akute Ereignisse wie Atelektasen, Schocklungen oder Pneumothoraces mit ca. 5-10 Röntgenuntersuchungen pro Patient sowie chronische Prozesse wie die Bronchopulmonale Dysplasie mit 5-10 radiologischen Verlaufskontrollen oder die Cystische Fibrose mit ca. 6 Verlaufskontrollen pro Patient.

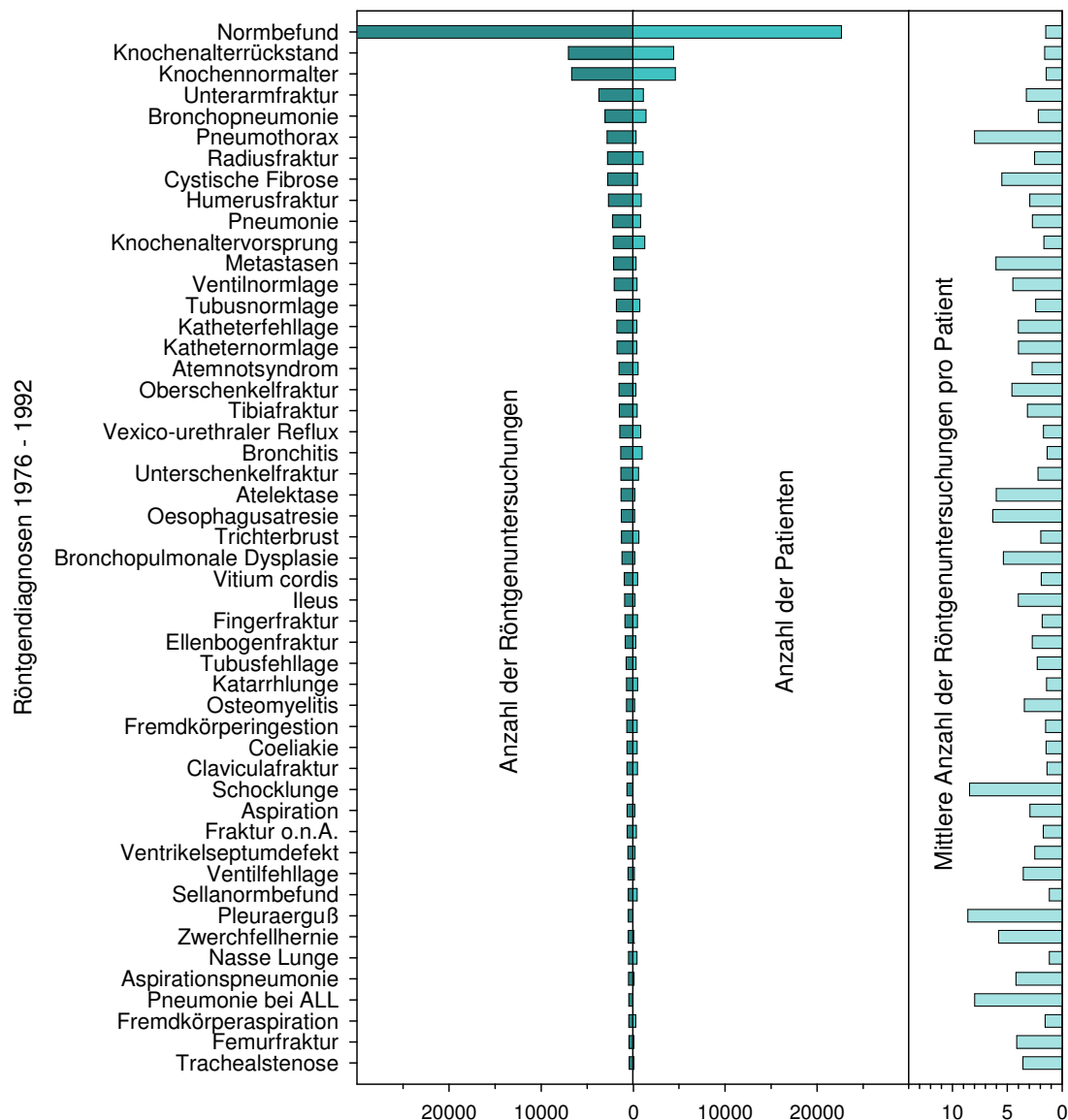


Abb. 52 Radiologische Hauptbefunde von 1976 bis 1992.

Die Abbildung zeigt die Häufigkeitsverteilung der Röntgenuntersuchungsfrequenzen bezüglich der 50 häufigsten radiologischen Hauptbefunde aus dem Zeitraum von 1976 bis 1992. Die mittlere Anzahl der Röntgenuntersuchungen pro Patient ergibt sich analog zu Abb. 50.

Endokrinologie und Genetik.

Ebenfalls häufig wurden Röntgenaufnahmen und hier in der überwiegenden Zahl Karpogramme zur radiologischen Bewertung von Wachstumsstörungen angefertigt. Bei diesen meist einmaligen Röntgenuntersuchungen wurde in ca. 40% der Fälle ein Knochennormaler diagnostiziert. Beim Vorliegen von Fehlbildungen war die Untersuchungshäufigkeit in hohem Maße von der Art der Fehlbildung abhängig.

Weitere häufige klinische Indikationen und Fragestellungen.

Patienten mit Tumorerkrankungen erhielten im Mittel zwischen 5 und 10 Röntgenuntersuchungen zur Verlaufskontrolle bzw. zum Metastasennachweis. Ebenfalls häufige klinische Fragestellungen betrafen die Lage eines Tubus, eines Katheters, eines Ventils, einer Kanüle oder einer Sonde. Aufgrund der bei manchen klinischen Indikationen wie dem ventilversorgten Hydrocephalus sehr langen Verweildauern dieser Vorrichtungen betrug die mittlere Zahl der Röntgenuntersuchungen 5-10 Untersuchungen pro Patient. Dabei wurden in ca. 10% der Fälle Fehllagen nachgewiesen.

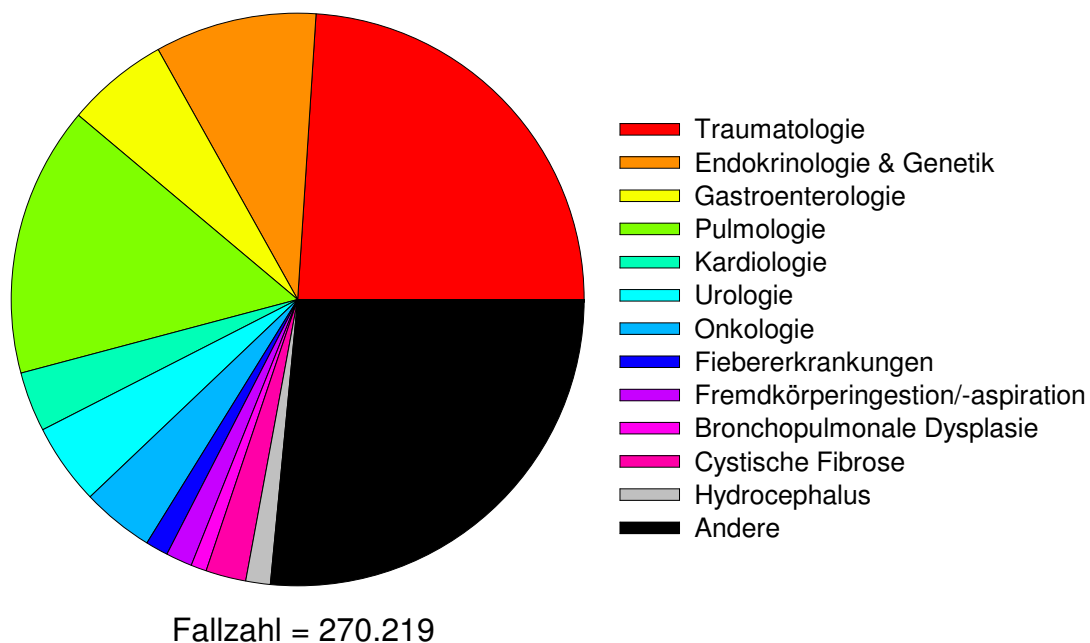


Abb. 53 Häufigkeitsverteilung klinischer Standard-Indikationen 1976 - 2003.

Die Abbildung zeigt die Häufigkeitsverteilung der in Tab. 33 im Anhang definierten Gruppen klinischer Standard-Indikationen im Gesamtdatenbestand vom Ende des Jahres 2003. Insgesamt wurden in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital zwischen 1976 und 2003 über 270.000 Röntgenuntersuchungen durchgeführt.

5.3. Klinische Standard-Indikationen

Die rechnergestützte Analyse der Häufigkeitsverteilung der klinischen Indikationen im Gesamtdatenbestand von 1976 bis 2003 erforderte aufgrund der Heterogenität der Teildatenbestände und der uneinheitlichen Notation der seit Einführung des RIS-Datenbanksystems in Fließtexten verborgenen klinischen Indikationen eine Standardisierung derselben. Aus diesem Grunde erfolgte die Formulierung klinischer Standard-Indikationen aus den Fachgebieten Traumatologie, Endokrinologie und Genetik, Gastroenterologie, Pulmologie, Kardiologie, Urologie und Onkologie anhand der zwischen 1976 und 1992 gebräuchlichen Terminolo-

gie gemäß Tab. 33 auf Seite 220. Die Häufigkeitsverteilung der Standard-Indikationen der einzelnen Fachgebiete im Zeitraum von 1976 bis 2003 zeigt Abb. 53; demnach konnten 70% der klinischen Indikationen einer Standard-Indikation zugeordnet werden.

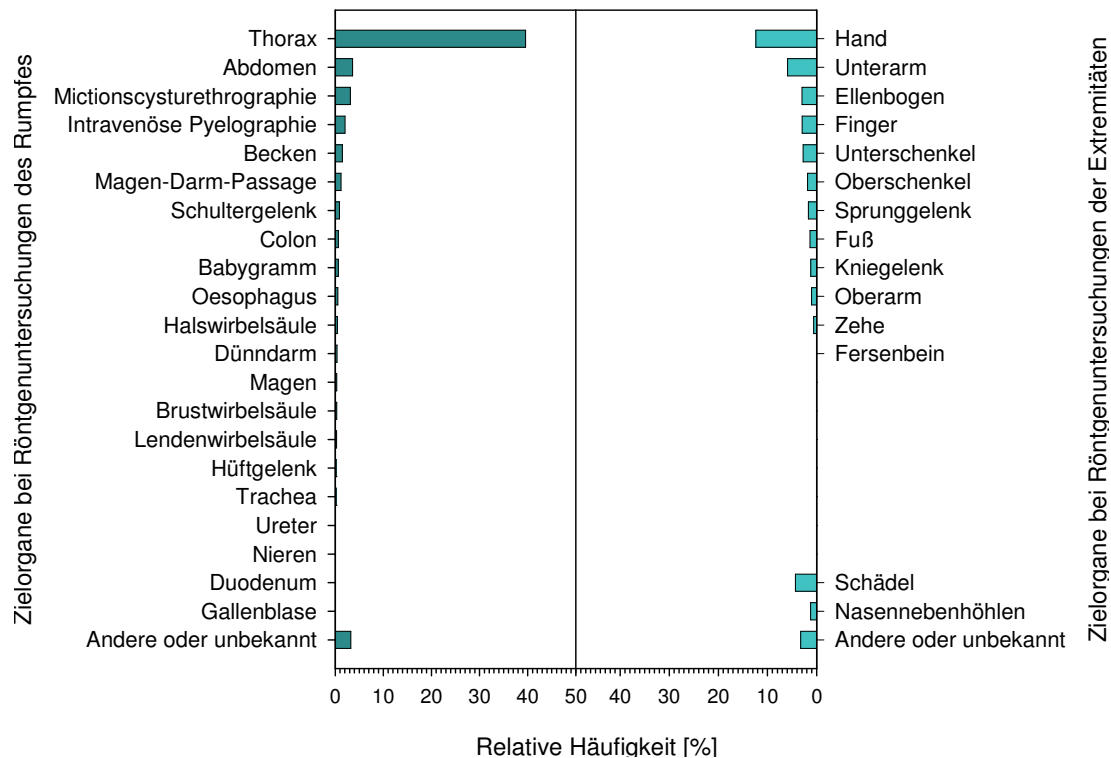


Abb. 54 Häufigkeitsverteilung der Röntgenuntersuchungstechniken zwischen 1976 und 2003.

Die meisten Röntgenuntersuchungen wurden am Thorax (40% aller Röntgenaufnahmen) und an den distalen Extremitäten (zusammen ca. 33% aller Röntgenaufnahmen) durchgeführt.

5.4. Zielorgane und Röntgenuntersuchungstechniken

Die Strahlenexposition des Patienten wird wesentlich von der Röntgenuntersuchungstechnik bestimmt. Abb. 54 zeigt die relative Häufigkeit aller zwischen 1976 und 2003 durchgeführter Röntgenuntersuchungen bezüglich der in Tab. 5 auf Seite 37 aufgeführten 28 Zielorganbereiche. Die Gruppierung der Röntgenuntersuchungen im Diagramm in Abb. 6 in Untersuchungen des Schädels, des Rumpfes und der Extremitäten erfolgte angesichts des unterschiedlichen Dosisbedarfs der Röntgenuntersuchungen dieser Körperregionen. Bei den meisten Röntgenuntersuchungen handelte es sich um die Röntgenuntersuchung des Thorax (40% aller Röntgenuntersuchungen) und der distalen Extremitäten (zusammen ca. 33% aller Röntgenuntersuchungen), also um Röntgenuntersuchungen mit niedrigerem Dosisbedarf.

Abb. 7 zeigt die Häufigkeitsverteilung der bei den projektionsradiographischen Röntgenuntersuchungen zwischen 1976 und 2003 angewandten Projektionsrichtungen bei Röntgenuntersuchungen mit einer oder mehreren Ebenen. Die Standard-Projektionen mit antero-posteriorem (ap), postero-anteriorem (pa) und lateralem (lat) Strahlengang wurden demnach bei der Überzahl aller Röntgenuntersuchungen angewandt und damit auch bei der Rekonstruktion der Organ- und Effektivdosen berücksichtigt (Tab. 5 auf Seite 0). Die Strahlengänge mit den Projektionen right anterior oblique (RAO), left anterior oblique (LAO), right posterior

oblique (RPO) und left posterior oblique (LPO) wurden lediglich in Einzelfällen angewandt und demzufolge im Dosisrekonstruktionsverfahren vernachlässigt¹⁹.

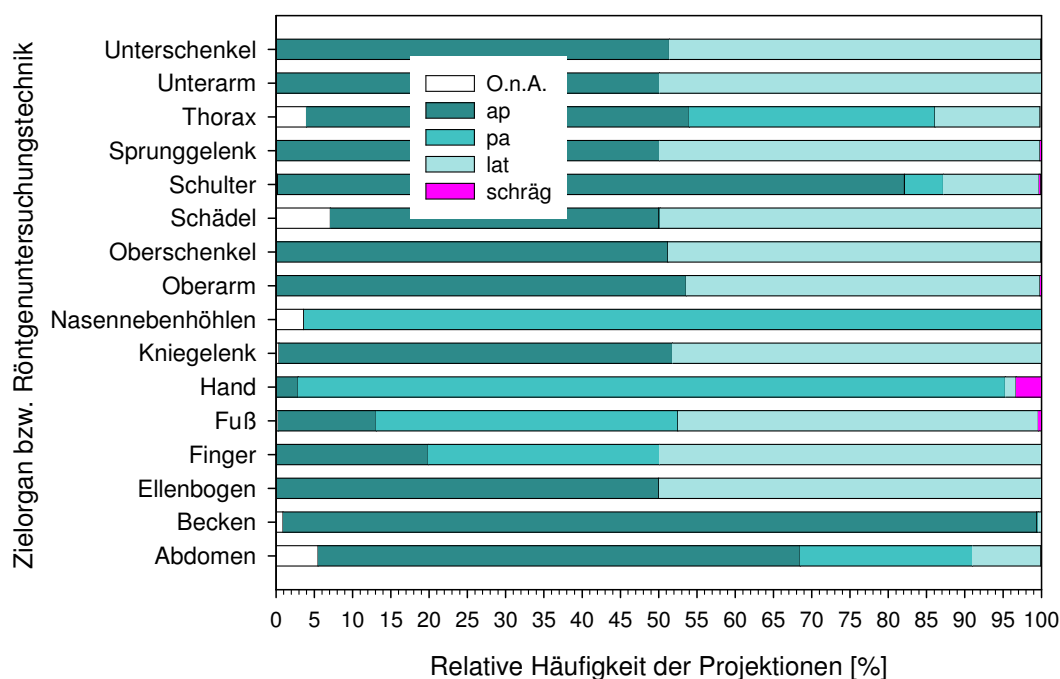


Abb. 55 Häufigkeitsverteilung der Projektionen bei den Projektionsradiographien von 1976 bis 2003.

Die Abbildung zeigt die Häufigkeitsverteilung der Projektionen bei den häufigsten projektionsradiographischen Röntgenuntersuchungstechniken. Die abgebildete Häufigkeitsverteilung der einzelnen Projektionen entsteht aus der Aufschlüsselung der Röntgenuntersuchungstechniken nach Ebenen. Es bedeuten:

- O.n.A. = Strahlengang ohne nähere Angaben (regulär bei Durchleuchtungsuntersuchungen)
- ap = Strahlengang antero-posterior
- pa = Strahlengang postero-anterior
- lat = Strahlengang lateral
- RAO = Strahlengang right anterior oblique
- LAO = Strahlengang left anterior oblique
- RPO = Strahlengang right posterior oblique
- LPO = Strahlengang left posterior oblique
- schräg = Strahlengang schräg

Die relativen Häufigkeiten der sehr selten zur Anwendung gelangten Projektionen RAO, LAO, RPO und LPO entzogen sich einer Darstellung in dem linearen Maßstab der Abbildung.

¹⁹Bei Röntgenuntersuchungen ohne nähere Angabe der Projektionsrichtung wurden im Dosisrekonstruktionsverfahren Standard-Projektionsrichtungen aus den Standardtabellen der Abteilung Radiologie übernommen.

5.5. Relation zwischen Zielorganen und klinischen Indikationen

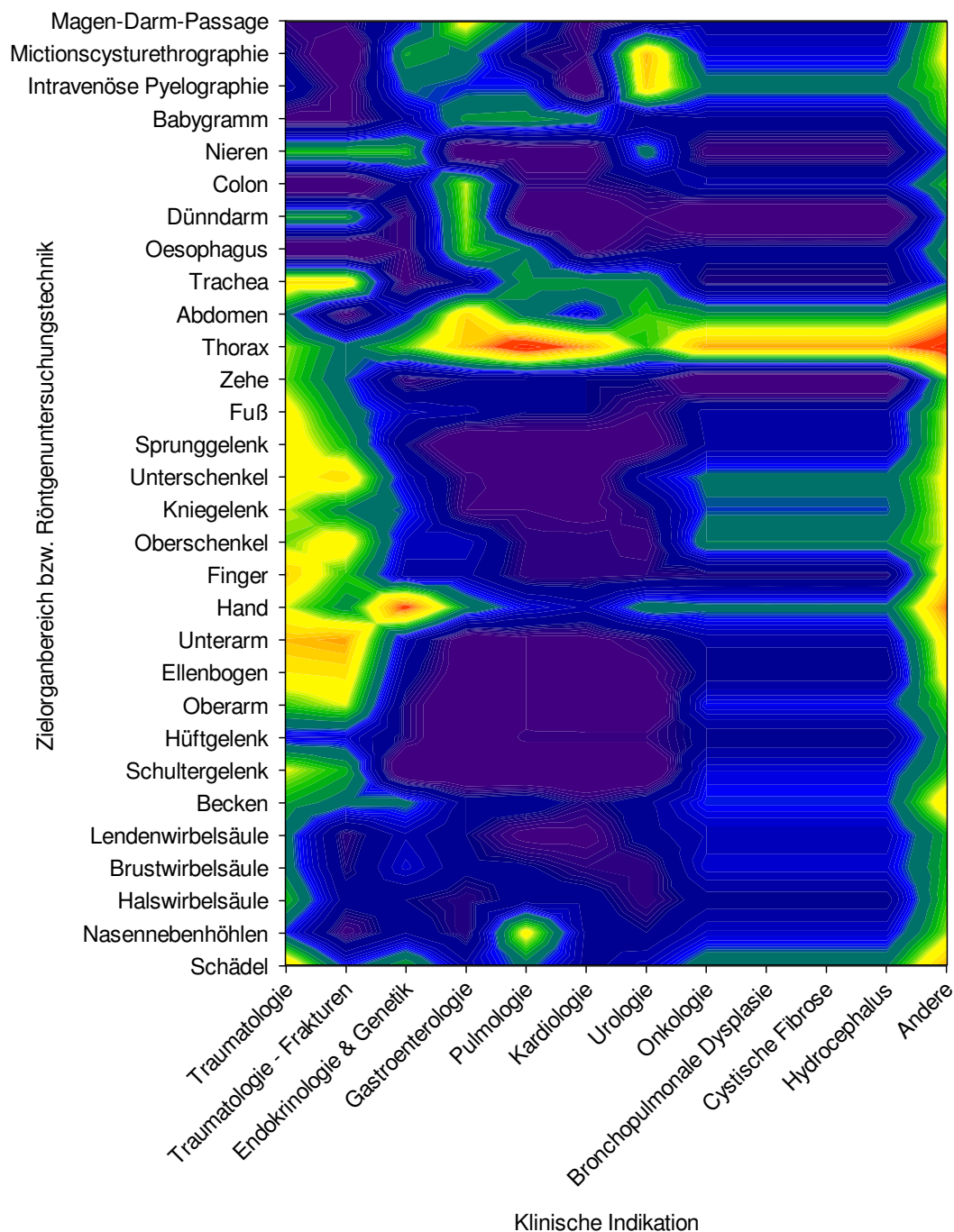


Abb. 56 Relation zwischen Zielorganbereichen und klinischen Standard-Indikationen.

Das Höhenliniendiagramm zeigt die Röntgenuntersuchungsfrequenzen für jede mögliche Kombination aus Zielorganbereich und klinischer Standard-Indikation. Das blauviolette Ende des Farbspektrums repräsentiert eine niedrige, das rote Ende eine hohe Untersuchungsfrequenz und weist damit auf eine entsprechende Korrelation zwischen den Merkmalen hin. (Die Unschärfe in der graphischen Darstellung ist auf die unzulässige graphische Interpolation der Höhenlinienwerte zwischen den diskreten Rubriken zurückzuführen.) Die Korrelation zwischen klinischer Indikation und Zielorganbereich ist naturgemäß meist nicht eindeutig; insbesondere Röntgenuntersuchungen des Thorax und des Abdomens wurden aus verschiedensten klinischen Indikationen heraus durchgeführt.

Die strahlenepidemiologische Verwertbarkeit des Gesamtdatenbestandes der Röntgenexpositionsdatenbanken wird durch die Rekonstruierbarkeit von Referenzdosisgrößen aus den dokumentierten Röntgenexpositionsdaten und durch die Formulierbarkeit von Ein- und Ausschlusskriterien für epidemiologische Untersuchungen anhand der archivierten klinischen Indikationen bestimmt. Wie in Abb. 13 auf Seite 69 gezeigt wurde, kommt dem Zielorgan eine bedeutende Rolle als Basisparameter bei der Dosisrekonstruktion zu. Eine eindeutige Beziehung zwischen Zielorgan bzw. Röntgenuntersuchungstechnik und klinischer Indikation hätte von strahlenepidemiologischer Bedeutung sein können, war aber a priori nicht zu erwarten und konnte - wie Abb. 56 illustriert - auch nicht aufgefunden werden, obwohl einzelne Röntgenuntersuchungstechniken eng mit den klinischen Indikationen korrelierten. Im folgenden wurden daher die Analysen der Röntgenuntersuchungsdatensätze sowohl nach der klinischen Indikation als auch nach dem Zielorganbereich einer Röntgenuntersuchung parametrisiert.

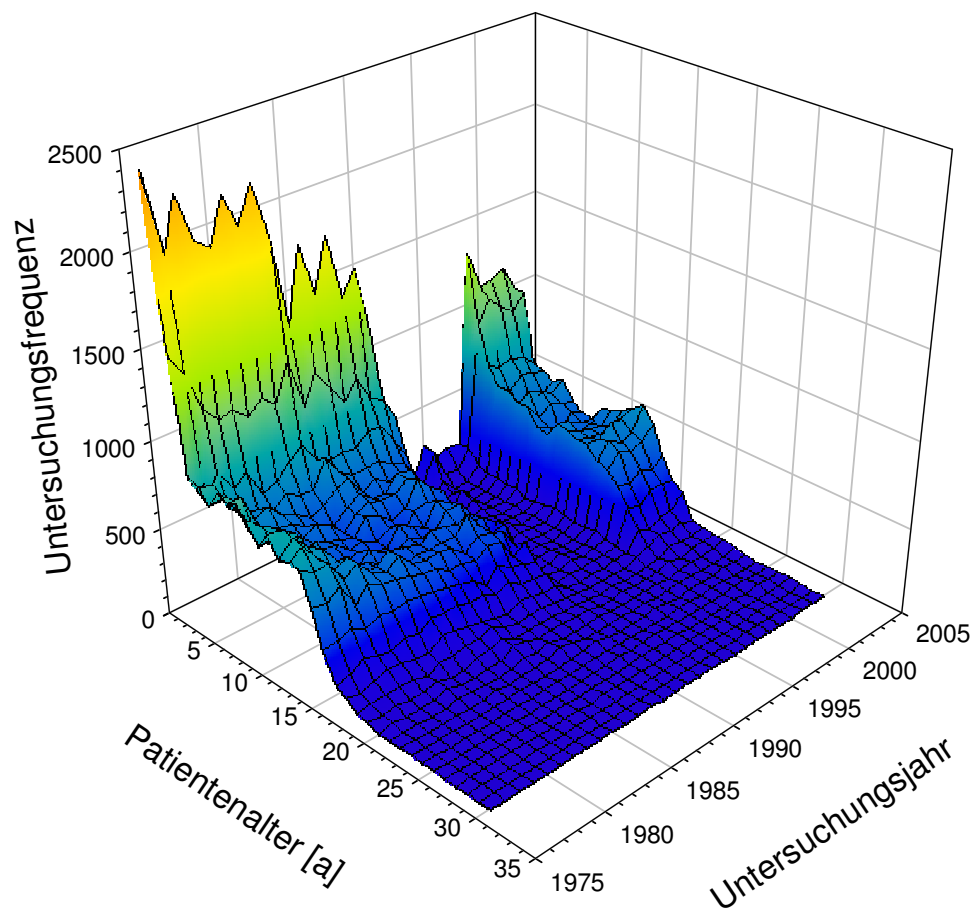


Abb. 57 Röntgenuntersuchungsfrequenzen von 1976 bis 2003 vs. Patientenalter.

Die Abbildung zeigt den Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen von 1976 bis 2003 in Abhängigkeit vom Patientenalter für den Gesamtdatenbestand der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital. Die geringen Untersuchungszahlen von 1992 bis 1998 sind auf die Lücke im elektronischen Datenbestand zurückzuführen. Die meisten Röntgenuntersuchungen wurden in der Altersgruppe der Neugeborenen und Säuglinge durchgeführt; vom dritten bis zum vierzehnten Lebensjahr blieb die Zahl der Röntgenuntersuchungen relativ konstant. Für die meisten Patienten endete mit Beginn der Adoleszenz die Zuständigkeit der Kinderklinik, weswegen die Röntgenfrequenzen jenseits des vierzehnten Lebensjahres exponentiell mit dem Patientenalter abnahmen.

5.6. Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen und Altersstruktur des Patientenkollektivs

In diesem Abschnitt sollen der Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen von 1976 bis 2003 in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital sowie die Altersstruktur des Patientenkollektivs einer näheren Betrachtung unterzogen werden.

Abb. 57 zeigt die Abhängigkeit der Röntgenuntersuchungshäufigkeiten für den Gesamtdatenbestand in Abhängigkeit vom Lebensalter der Patienten und vom Kalenderjahr der Röntgenuntersuchung. Demnach ist seit Beginn der Aufzeichnung der Röntgenexpositionsdaten im Jahre 1976 die Häufigkeit der Röntgenuntersuchungen bei Kindern im wesentlichen konstant geblieben. Eine Ausnahme bildete die Altersgruppe der Neugeborenen und der Säuglinge, deren Röntgenuntersuchungsfrequenz seit 1976 abnahm. Unabhängig hiervon wurden Neugeborene und Säuglinge im Vergleich zu den Patienten anderer Altersgruppen überdurchschnittlich häufig exponiert; vom dritten bis zum vierzehnten Lebensjahr blieb die Untersuchungsfrequenz vergleichsweise konstant, um ab dem 14. Lebensjahr exponentiell abzunehmen, zumal für die meisten Patienten in der Adoleszenz die Zuständigkeit der Kinderklinik endete. Die geringen Untersuchungszahlen zwischen 1992 und 1998 waren auf die erwähnte Lücke im elektronischen Datenbestand zurückzuführen.

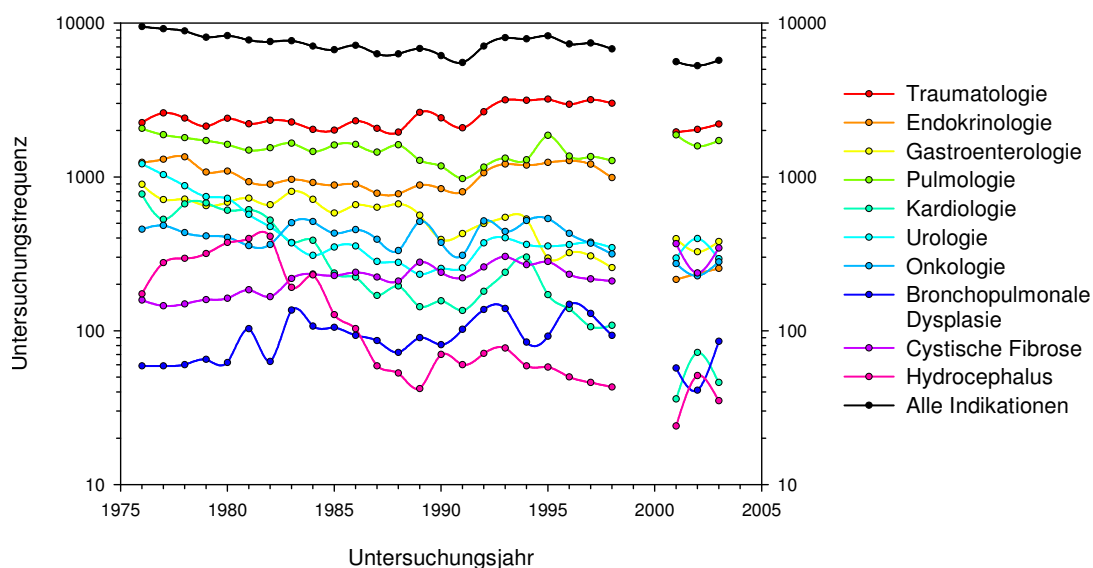


Abb. 58 Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen von 1976 bis 2003 für klinische Standard-Indikationen.

Die Abbildung zeigt den Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen von 1976 bis 2003 mit den Gruppen klinischer Standard-Indikationen als Scharparameter in semilogarithmischer Darstellung. Der Zeitraum der Jahre 1999 und 2000 wurde wegen der durch Verluste in der Befundarchivierung im Rahmen der Umstellung des MINDIUS- auf das RIS-Datenbanksystem bewirkten Artefakte nicht dargestellt. Die von 1992 bis 1998 währende Lücke im elektronischen Datenbestand wurde für diese Darstellung durch eine manuelle Auszählung von ca. 57.000 Röntgenformularen überbrückt. Die seit Einführung des RIS-Systems nicht mehr explizit dokumentierten klinischen Indikationen wurden durch die Auswertung von 58.000 Arztbriefen mit Hilfe des in Abschnitt 4.4. beschriebenen Textanalysealgorithmus erhalten.

5.6.1. Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen - klinische Indikationen

Die bereits in ähnlicher Weise an anderer Stelle [540] durchgeführte Parametrisierung des Zeitverlaufes der Röntgenuntersuchungsfrequenzen nach klinischen Standard-Indikationen zeigt Abb. 58. In der Abbildung wurde der Zeitraum der Jahre 1999 und 2000 wegen der durch Verluste in der Befundarchivierung im Rahmen der Umstellung des MINDIUS- auf das RIS-Datenbanksystem bewirkten Artefakte nicht dargestellt. Die von 1992 bis 1998 währende Lücke im elektronischen Datenbestand wurde für diese Darstellung durch eine manuelle Auszählung von ca. 58.000 Röntgenformularen überbrückt. Die seit Einführung des RIS nicht mehr explizit dokumentierten klinischen Indikationen wurden durch die Auswertung von 58.000 Arztbriefen mit Hilfe des in Abschnitt 4.4. beschriebenen Textanalysealgorithmus erhalten.

Während die Röntgenuntersuchungsfrequenzen für viele klinische Indikationen im Rahmen einer gewissen Schwankungsbreite über den Beobachtungszeitraum hinweg unverändert blieben, war für manche Indikationsstellungen ein starker Rückgang der Röntgenuntersuchungshäufigkeit festzustellen, wie er auf eine zunehmende Restriktion bei der Indikationsstellung zur radiologischen Diagnostik u.a. infolge einer Etablierung alternativer diagnostischer Verfahren zur Röntgendiagnostik, aber auch auf die Einrichtung neuer und spezialisierter medizinischer Institutionen zurückzuführen ist. So führte beim ventilversorgten Hydrozephalus die Verbesserung der Shuntverbindungstechnik zu einem absoluten, die aufgrund des Technologietransfers in zunehmendem Maße auch außerhalb des Dr. von Haunerschen Kinderspitals mögliche Patientenversorgung zu einem relativen Rückgang der in der Abteilung Radiologie feststellbaren Röntgenuntersuchungshäufigkeit bei Hydrozephalus-Patienten. In Analogie hierzu sind wohl aufgrund der Einrichtung hochspezialisierter Einrichtungen wie die des Deutschen Herzzentrums die Röntgenuntersuchungen des Herzens in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital ebenfalls rückläufig.

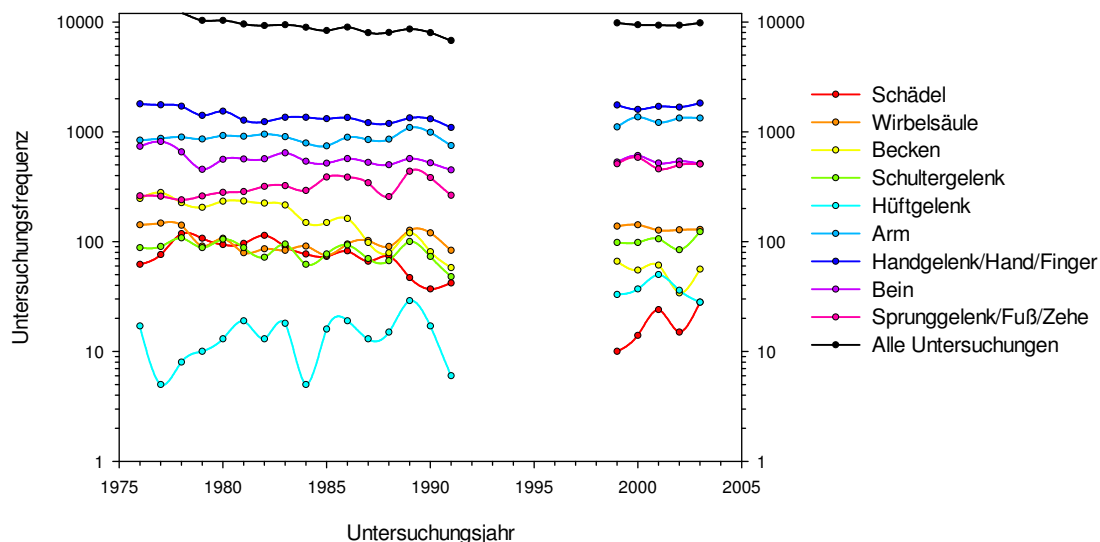


Abb. 59 Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen von 1976 bis 2003 für Röntgenuntersuchungen des Skeletts.

Die Abbildung zeigt den Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen von 1976 bis 2003 mit den Zielorganbereichen als Scharparameter in semilogarithmischer Darstellung. Aufgrund der zwischen 1992 und 1998 währenden Lücke im elektronischen Datenbestand wurde dieser Zeitraum nicht dargestellt.

Traumatologie.

Die Anzahl der Röntgenuntersuchungen mit unfallchirurgischer Fragestellung lag zwischen 2.000 und 3.000 Fällen pro Jahr. Dem starken Anstieg der Röntgenuntersuchungsfrequenzen zu Beginn der 1990er-Jahre auf über 3.000 Fälle pro Jahr stand - bei näherer, hier nicht näher ausgeführter Betrachtungsweise - eine Abnahme der Anzahl von Verlaufskontrollen gegenüber. Offensichtlich wurde die Indikation zur radiologischen Traumadiagnostik häufiger, die Indikation zur Verlaufskontrolle von Frakturen hingegen zunehmend strenger gestellt.

Gastroenterologie.

Der starke kontinuierliche Rückgang der Röntgenuntersuchungshäufigkeit aus gastroenterologischer Indikation heraus von über 900 Fällen im Jahre 1976 auf wenig mehr als 300 Fälle im Jahre 2003 dürfte hauptsächlich auf dem verstärkten Einsatz sonographischer Verfahren beruhen.

Kardiologie.

Der ebenfalls starke Rückgang der Röntgenuntersuchungen bei Herz-Kreislauf-Erkrankungen von ca. 800 Fällen im Jahre 1976 auf ca. 80 Fälle im Jahre 2003 dürfte wesentlich auf die Einrichtung des Deutschen Herzzentrums als spezialisierte Institution sowie auf den zunehmenden Einsatz der Echokardiographie in der Diagnostik der Herzerkrankungen zurückzuführen sein.

Urologie.

Der starke Rückgang auch der Röntgenuntersuchungen aufgrund urologischer Indikationsstellungen ist vornehmlich dem Übergang von der klassischen intravenösen Urographie auf die Nierensonographie und auf nuklearmedizinische Methoden zuzuschreiben.

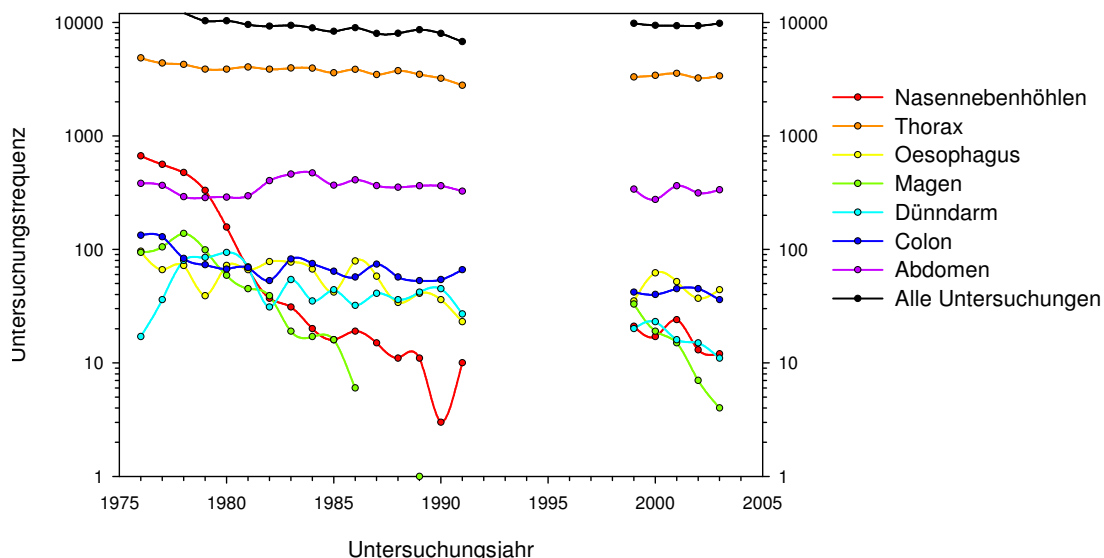


Abb. 60 Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen von 1976 bis 2003 für Röntgenuntersuchungen der inneren Organe.

Die Abbildung zeigt den Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen von 1976 bis 2003 mit den Zielorganbereichen als Scharparameter in semilogarithmischer Darstellung. Aufgrund der zwischen 1992 und 1998 währenden Lücke im elektronischen Datenbestand wurde dieser Zeitraum nicht dargestellt.

5.6.2. Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen - Zielorganbereiche

Eine Parametrisierung des Zeitverlaufs der Röntgenuntersuchungsfrequenzen nach Zielorganbereichen bzw. Röntgenuntersuchungstechniken zeigt Abb. 59 für die Röntgenuntersuchungen des Skeletts, Abb. 60 für die Röntgenuntersuchungen der inneren Organe und Abb. 61 für Röntgenspezialverfahren.

Die meisten Röntgenuntersuchungstechniken wurden innerhalb einer gewissen Schwankungsbreite über den Beobachtungszeitraum hinweg mit unveränderter Häufigkeit eingesetzt. Dies galt in erster Linie für die Röntgenuntersuchungen der oberen und unteren Extremitäten, die den Großteil aller Skelettuntersuchungen und aller konventionellen Röntgenuntersuchungen ausmachten (Abb. 6). Eine Abnahme der Röntgenuntersuchungsfrequenzen war bei den dosisintensiveren Röntgenuntersuchungen des Schädels auf ein Fünftel und bei denen des Beckens auf etwa die Hälfte der jeweils initialen Röntgenuntersuchungshäufigkeit im Jahre 1976 zu beobachten.

Ein ähnliches Bild bot sich bei den Röntgenuntersuchungen der inneren Organe. Die innerhalb der konventionellen diagnostischen Radiologie am häufigsten angewandten Röntgenuntersuchungen des Thorax und des Abdomens wurden zwischen 1976 und 2003 mit unveränderter Häufigkeit durchgeführt. Hingegen erfolgte bis zum Jahr 2003 eine Reduktion der Häufigkeit der Projektionsradiographien des Gastrointestinaltraktes entsprechend der Abnahme der klinischen Indikationen aus der Gastroenterologie auf etwa ein Drittel des Wertes von 1976 wohl zugunsten einer häufigeren Anwendung der Abdomensonographie.

Neben dem erwähnten leichten Anstieg in der Anwendungshäufigkeit des Durchleuchtungsverfahrens der Magen-Darm-Passage war bei den Röntgenspezialverfahren ein wesentlicher Rückgang der Anfertigung von Babygrammen um nahezu 80% festzustellen. Die intravenöse Pyelographie scheint zugunsten der Mictionscystourethrographie sowie nuklearmedizinischer und urosonographischer Verfahren in der pädiatrischen Röntgendiagnostik keine wesentliche Rolle mehr zu spielen.

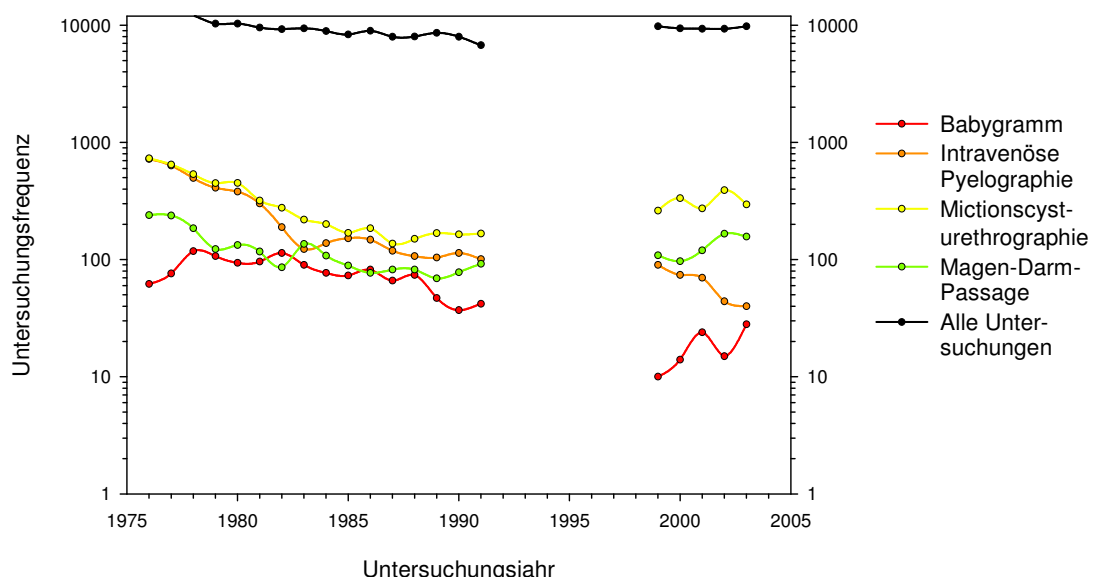


Abb. 61 Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen von 1976 bis 2003 für Röntgenspezialverfahren.

Die Abbildung zeigt den Zeitverlauf der Röntgenuntersuchungsfrequenzen von 1976 bis 2003 mit den Röntgenuntersuchungs-Spezialtechniken als Scharparameter in semilogarithmischer Darstellung. Aufgrund der zwischen 1992 und 1998 währenden Lücke im elektronischen Datenbestand wurde dieser Zeitraum nicht dargestellt.

5.6.3. Altersverteilung der klinischen Indikationen

Die Verteilung der klinischen Standard-Indikationen gemäß dem Lebensalter der Patienten zeigt die in ähnlicher Weise bereits an anderer Stelle [540] dargestellte Abb. 62. Aus Gründen der Übersichtlichkeit der Darstellung wurden in der Abbildung die nach klinischen Indikationen parametrisierten Röntgenuntersuchungsfrequenzen bei den verschiedenen Altersstufen auf die jeweiligen Röntgenuntersuchungsfrequenzen bei den Neugeborenen bezogen.

Wie bereits erwähnt, wurden Neugeborene und Säuglinge durchschnittlich häufiger einer Röntgenuntersuchung unterzogen als Kinder anderer Altersgruppen. Vom dritten bis zum vierzehnten Lebensjahr verliefen die Röntgenuntersuchungshäufigkeiten für alle Altersstufen relativ konstant, um danach entsprechend der in der Adoleszenz für die meisten Patienten endenden Zuständigkeit der Kinderklinik exponentiell abzunehmen.

Indessen wiesen die Röntgenuntersuchungsfrequenzen nicht für alle klinischen Indikationen die für das gesamte Patientenkollektiv typische Altersverteilung auf. So wurden etwa Neugeborene und Säuglinge der diagnostischen Radiologie aufgrund traumatologischer Indikationen weitaus seltener zugeführt als Kinder aller anderen Altersstufen. Die Zahl der Röntgenuntersuchungen aufgrund endokrinologischer und genetischer Indikationen erreichte ihr Maximum um das 15. Lebensjahr. Die Zahl der Verlaufskontrollen bei der Bronchopulmonalen Dysplasie nahm entsprechend dem typischen Heilungsverlauf dieses Krankheitsbildes exponentiell mit dem Alter der Patienten ab und verschwand um das 5. Lebensjahr.

Nur wenige klinische Indikationen führten am Dr. von Haunerschen Kinderspital zu einer Anwendung der kinderradiologischen Diagnostik - und dann meist im Sinne einer Fortführung derselben - über das Ende der Adoleszenz hinaus: Dabei handelte es sich im wesentlichen um Nachsorgeuntersuchungen nach Tumorerkrankungen, um Statuskontrollen des liquorableitenden Systems wie beim ventilversorgten Hydrocephalus sowie um Verlaufskontrollen bei der Cystischen Fibrose, welche letztere aufgrund der steigenden Lebenserwartung der Patienten bis über das dreißigste Lebensjahr hinweg fortgeführt wurden.

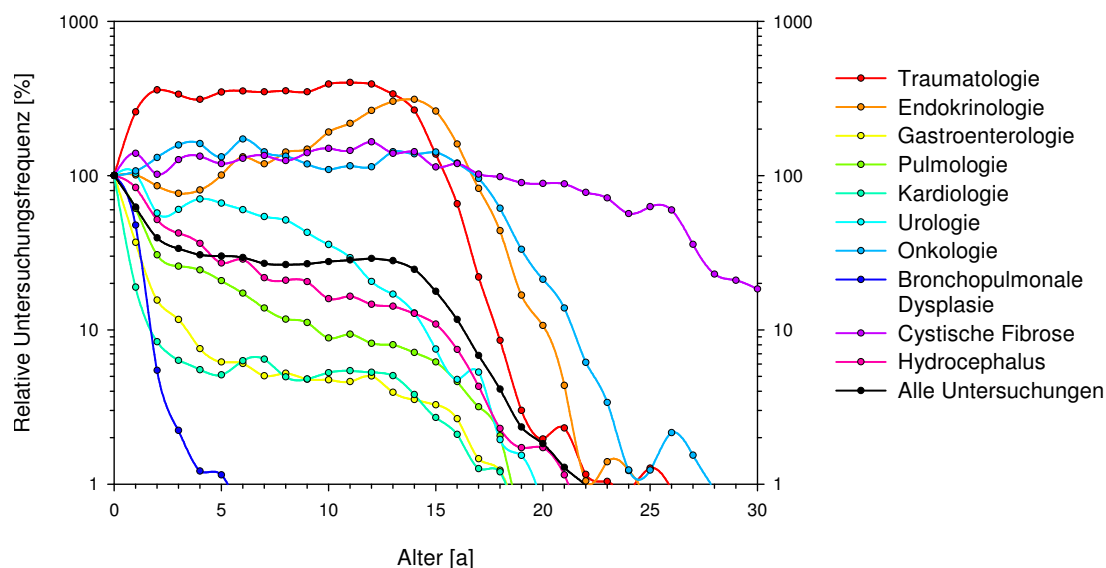


Abb. 62 Altersverteilung klinischer Standard-Indikationen von 1976 bis 2003.

Die Abbildung zeigt die Altersverteilung der Gruppen klinischer Standard-Indikationen von 1976 bis 2003 in semilogarithmischer Darstellung. Die Röntgenuntersuchungsfrequenzen bei den verschiedenen Altersstufen wurden auf die Röntgenuntersuchungsfrequenzen bei den Neugeborenen normiert.

Gemäß dem Beschriebenen schienen in Abhängigkeit vom Lebensalter der Patienten zum Zeitpunkt der Indikationsstellung bestimmte klinische Indikationen häufiger als andere zur pädiatrischen radiologischen Diagnostik beizutragen; erwartungsgemäß konnten für verschiedene Altersgruppen die in Tab. 1 aufgeführten alterstypischen klinischen Indikationen gefunden werden.

Altersgruppe [a]	Häufigste klinische Indikationen zur kinderradiologischen Diagnostik
0 - 2	Erkrankungen des Respirationstraktes
3 - 14	Traumata und Frakturen
15 - 18	Endokrine und genetische Erkrankungen
19 - 20	Tumorerkrankungen, Cystische Fibrose
21 - 30	Cystische Fibrose

Tab. 7 Häufigste klinische Indikationen zur kinderradiologischen Diagnostik.

In der Tabelle sind die in jeder Altersgruppe am häufigsten zur kinderradiologischen Diagnostik beitragenden klinischen Indikationen aufgeführt.

5.6.4. Altersverteilung der Röntgenuntersuchungstechniken

Die Altersverteilung der Röntgenuntersuchungstechniken zeigt Abb. 63 für die Röntgenuntersuchungen des Skeletts, Abb. 64 für die Röntgenuntersuchungen der inneren Organe und Abb. 65 für Röntgenspezialverfahren. Auch hier wurden aus Gründen der Übersichtlichkeit der Darstellungen in den Abbildungen die Röntgenuntersuchungsfrequenzen bei den verschiedenen Altersstufen auf die jeweiligen Röntgenuntersuchungsfrequenzen bei den Neugeborenen bezogen.

Die Variationen der Röntgenuntersuchungsfrequenzen des Skeletts und der inneren Organe mit dem Alter des Patienten ähnelten aufgrund ihrer Beziehung zur klinischen Indikation (Abb. 56) im wesentlichen der bereits im letzten Abschnitt diskutierten Charakteristik. So entsprach beispielsweise die Altersabhängigkeit der Röntgenuntersuchungsfrequenzen der Hand jener der Röntgenuntersuchungshäufigkeiten bei endokrinologischen und genetischen Indikationen, zumal beim Verdacht auf Wachstumsstörungen Karpogramme zur radiologischen Bestimmung des Knochenalters angefertigt werden.

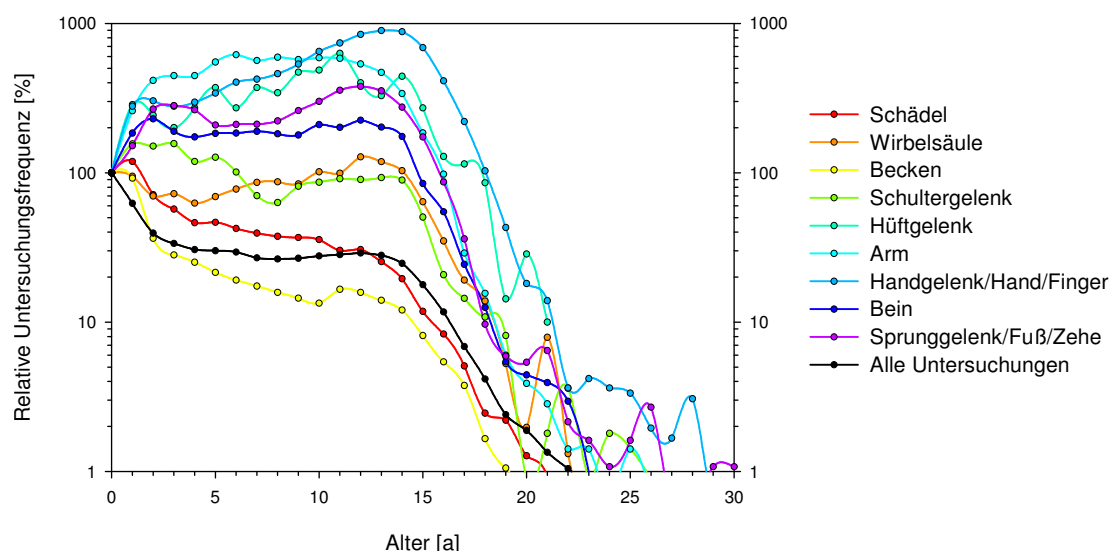


Abb. 63 Altersverteilung der Röntgenuntersuchungen des Skeletts von 1976 bis 2003.

Die Abbildung zeigt die Altersverteilung der Röntgenuntersuchungen des Skeletts von 1976 bis 2003 in semilogarithmischer Darstellung. Die Röntgenuntersuchungsfrequenzen bei den verschiedenen Altersstufen wurden auf die Röntgenuntersuchungsfrequenzen bei den Neugeborenen normiert.

Ebenso folgte die Altersabhängigkeit der Röntgenuntersuchungen des Thorax, des Abdomens sowie des Gastrointestinaltraktes im wesentlichen der Altersstruktur des betrachteten Patientenkollektivs; demgegenüber wurden Röntgenuntersuchungen des Magens bei den meisten Patienten nur bis zum fünften Lebensjahr durchgeführt. Die in Abb. 65 dargestellten Röntgenspezialverfahren wurden mit Ausnahme des Babygramms bei allen Altersstufen mit nahezu gleicher Häufigkeit angewandt.

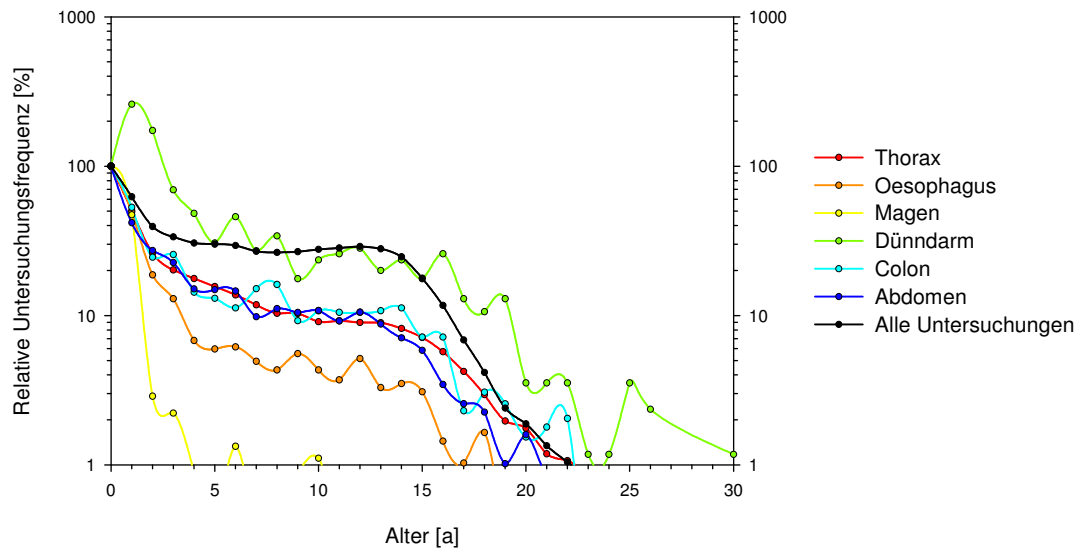


Abb. 64 Altersverteilung der Röntgenuntersuchungen der inneren Organe von 1976 bis 2003. Die Abbildung zeigt die Altersverteilung der Röntgenuntersuchungen der inneren Organe von 1976 bis 2003 in semilogarithmischer Darstellung. Die Röntgenuntersuchungsfrequenzen bei den verschiedenen Altersstufen wurden auf die Röntgenuntersuchungsfrequenzen bei den Neugeborenen normiert.

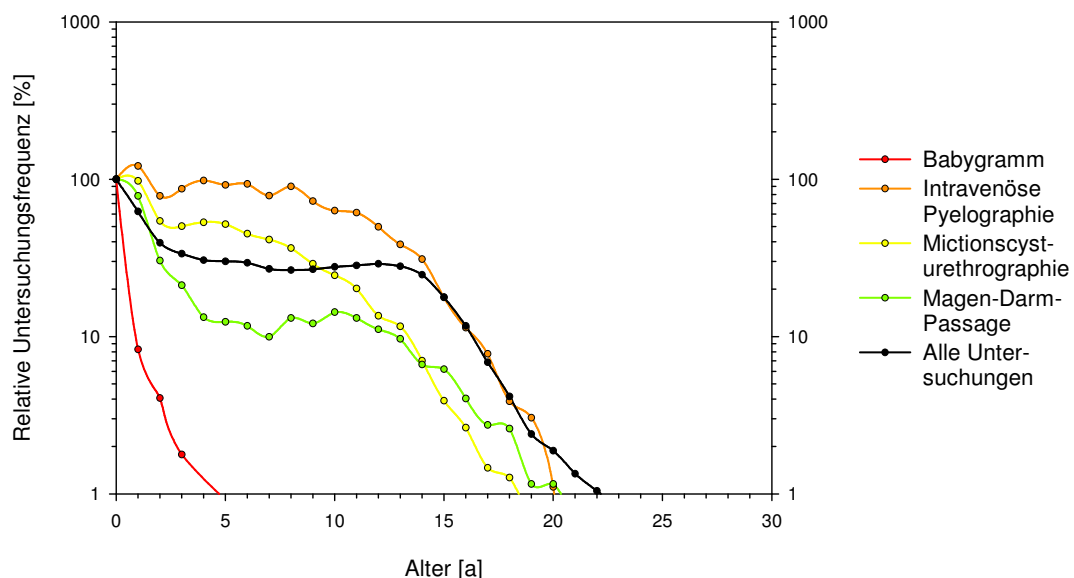


Abb. 65 Altersverteilung der Röntgenspezialverfahren von 1976 bis 2003. Die Abbildung zeigt die Altersverteilung der Röntgenspezialverfahren von 1976 bis 2003 in semilogarithmischer Darstellung. Die Röntgenuntersuchungsfrequenzen bei den verschiedenen Altersstufen wurden auf die Röntgenuntersuchungsfrequenzen bei den Neugeborenen normiert.

5.7. Zeitabstände zwischen erster und letzter dokumentierter Röntgenuntersuchung

Für strahlenepidemiologische Betrachtungen ist die Zeitspanne zwischen der ersten und der letzten in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital dokumentierten Röntgenuntersuchung eines Patienten instruktiv. Abb. 66 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Patientenzahlen in Abhängigkeit vom Zeitabstand zwischen erster und letzter dokumentierter Röntgenuntersuchung für den Zeitraum von 1976 bis 2003. Anhand des Exponentialverhaltens der Häufigkeitsverteilung konnten geringe Halbwertzeiten von bis zu einem halben Jahr, mittlere Halbwertzeiten von etwa zwei Jahren und hohe Halbwertzeiten von etwa vier Jahren unterschieden und verschiedenen Gruppen klinischer Standard-Indikationen zugeordnet werden.

Klinische Standard-Indikation aus	Mittlerer Zeitabstand zwischen erster und letzter dokumentierter Röntgenuntersuchung [Jahre]
Traumatologie, Pulmologie, Kardiologie, Urologie	2 ¹ / ₄
Gastroenterologie, Endokrinologie und Genetik, Onkologie	2 ¹ / ₂
Chirurgie: Hydrocephalus	3
Allgemeine Pädiatrie: Cystische Fibrose	6

Tab. 8 Zeitabstände zwischen erster und letzter dokumentierter Röntgenuntersuchung für verschiedene klinische Standard-Indikationen.

Die mittleren Zeitabstände zwischen erster und letzter dokumentierter Röntgenuntersuchung wurden unter Vernachlässigung einmaliger Röntgenuntersuchungen erhalten. Die Mittelwerte der Zeitabstände stehen in guter Übereinstimmung mit den aus den Halbwertzeiten in Abb. 66 resultierenden Mittelwerten.

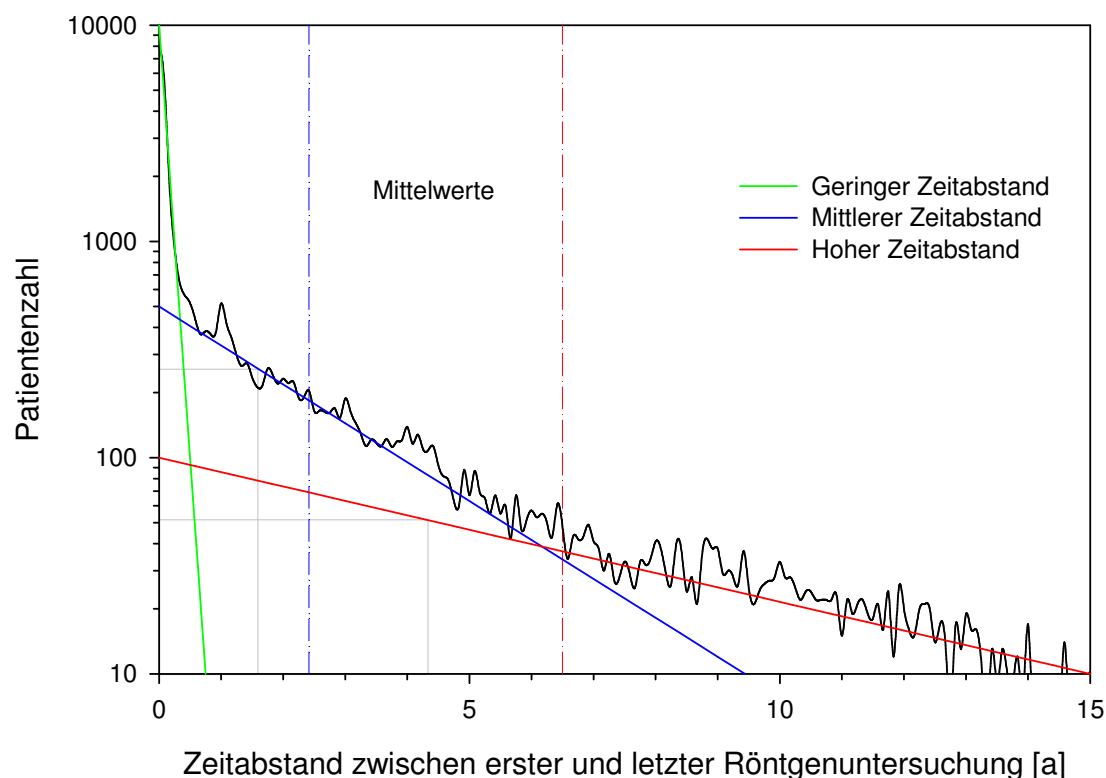


Abb. 66 Häufigkeitsverteilung der Zeitabstände zwischen erster und letzter dokumentierter Röntgenuntersuchung von 1976 bis 2003.

Die Abbildung zeigt die Häufigkeitsverteilung der Zeitabstände zwischen der ersten und der letzten bei jedem Patienten in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital dokumentierten Röntgenuntersuchung in semilogarithmischer Darstellung.

5.8. Röntgenexpositionshäufigkeiten und Durchleuchtungsdauern

Für eine qualitative Bewertung des zunehmenden Strahlenschutzes des Patienten aufgrund der Qualitätssicherungsmaßnahmen in der pädiatrischen Radiologie ist eine Darstellung der Häufigkeitsverteilung der Anzahl der Röntgenuntersuchungen²⁰ pro Patient sowie der Durchleuchtungsdauern pro Durchleuchtungsuntersuchung instruktiv, wie sie Abb. 67, Abb. 68, Abb. 69 und Abb. 70 zeigen.

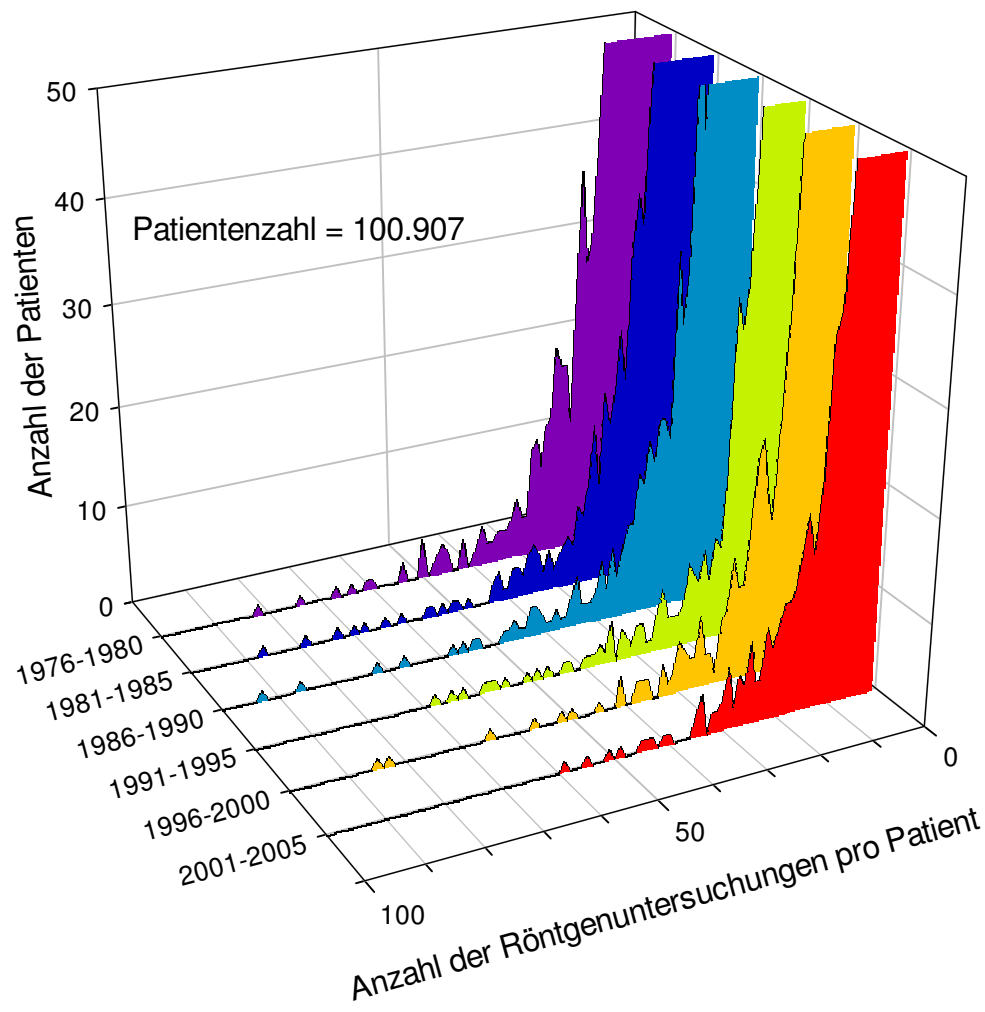


Abb. 67 Anzahl der Röntgenuntersuchungen pro Patient von 1976 bis 2003.

Die Abbildung zeigt die Häufigkeitsverteilung der Röntgenuntersuchungen (nicht der Röntgenaufnahmen!) pro Patient zwischen 1976 und 2003. Die Daten wurden in Fünfjahresgruppen zusammengefasst. Als Untersuchungsjahr wurde das Jahr zum Zeitpunkt der letzten dokumentierten Röntgenuntersuchung des jeweiligen Patienten am Dr. von Haunerschen Kinderspital definiert.

Die Häufigkeitsverteilung der Röntgenuntersuchungen pro Patient ließ keine Variation mit dem Kalenderjahr zum Zeitpunkt der letzten dokumentierten Röntgenuntersuchung des jeweiligen Patienten am Dr. von Haunerschen Kinderspital sowie mit dem Lebensalter des Patienten erkennen. Die Anzahl der pro Patient durchgeführten Röntgenuntersuchungen war bei den meisten Patienten gering, weswegen eine genauere Untersuchung einen Durchschnitts-

²⁰Wie bereits erwähnt, wird in dieser Arbeit unter einer *Röntgenuntersuchung* ein in Abhängigkeit von der klinischen Indikation und der Röntgenuntersuchungstechnik mehr oder minder umfangreicher Satz von Röntgenaufnahmen und Durchleuchtungsmaßnahmen verstanden.

wert von etwa 2 Röntgenuntersuchungen pro Patient ergab. Allerdings existierten auch klinische Indikationen, welche die Durchführung mehrerer Dutzend Röntgenuntersuchungen pro Patient erforderten; eine Größenordnung von 100 Röntgenuntersuchungen pro Patient wurde lediglich in Einzelfällen erreicht. Da die Höhe der Organ- und Effektivdosen wesentlich vom Zielorganbereich der Röntgenuntersuchung abhängig ist, lassen die in der Abbildung gezeigten Werte noch keinen Rückschluß auf die quantitative Strahlenexposition des Patienten zu. (Die relative Abnahme der Röntgenuntersuchungsfrequenzen zwischen 1991 und 1995 ist auf die Lücke im elektronischen Datenbestand zurückzuführen, die hier aufgrund des Zeitabstandes zwischen erster und letzter dokumentierter Röntgenuntersuchung bei einem Patienten nicht stark in Erscheinung tritt.) Eine Abhängigkeit der Röntgenuntersuchungshäufigkeiten von dem Lebensalter des Patienten zum Zeitpunkt der Röntgenuntersuchung war ebenfalls nicht festzustellen. Die Abnahme der Röntgenuntersuchungsfrequenzen ab dem 18. Lebensjahr entspricht den Gegebenheiten der Kinderklinik.

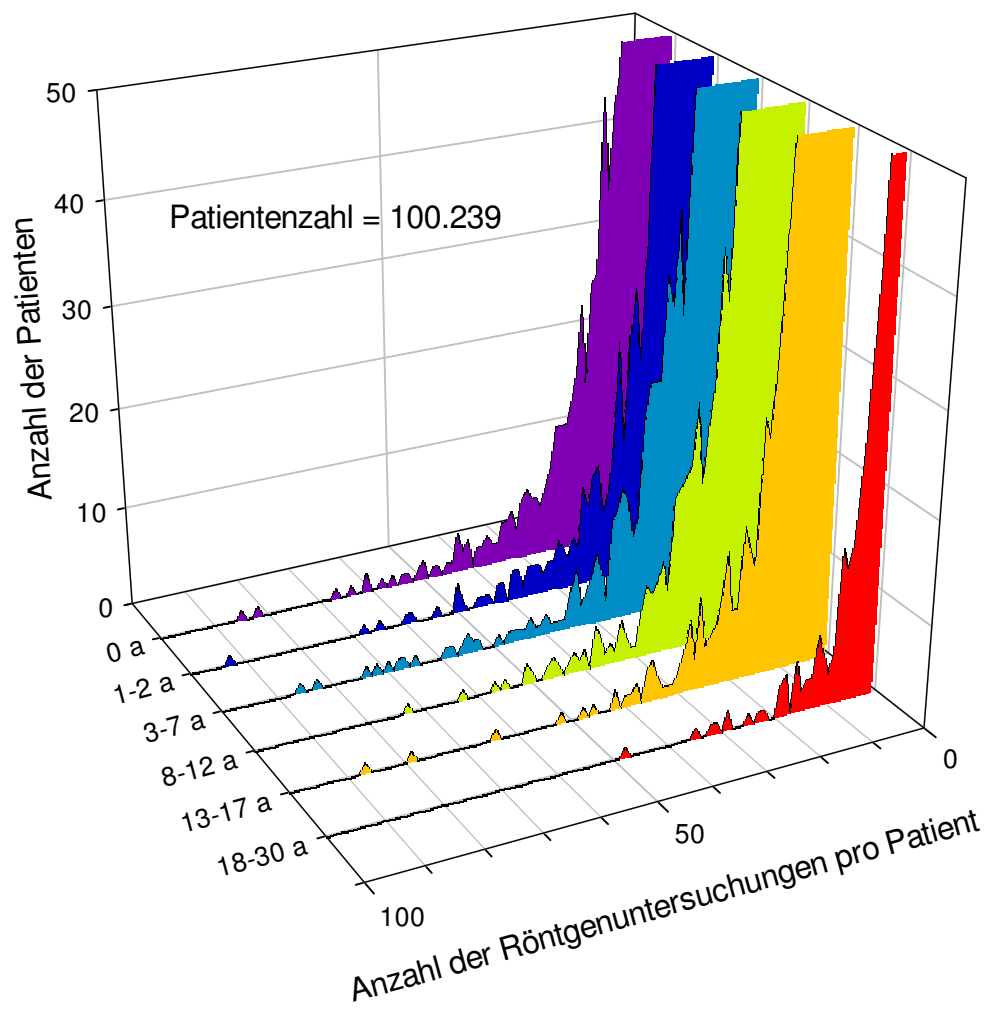


Abb. 68 Anzahl der Röntgenuntersuchungen pro Patient nach Altersgruppen.

Die Abbildung zeigt die Häufigkeitsverteilung der Röntgenuntersuchungen (nicht: Röntgenaufnahmen) pro Patient in Abhängigkeit vom Alter des Patienten. Als Alter wurde dabei das Lebensalter des Patienten zum Zeitpunkt der letzten für diesen Patienten dokumentierten Röntgenuntersuchung am Dr. von Haunerschen Kinderspital definiert.

Die Gesamtzahl der dokumentierten Durchleuchtungsuntersuchungen war seit 1976 rückläufig, auch nahm deren Dauer im Laufe der Jahre stark ab: Während zu Beginn der Datenerfassung die häufigsten Durchleuchtungsdauern bei ca. 60 Sekunden lagen und häufig Größenordnungen von mehreren Minuten erreichten, betrug die Dauer von Durchleuchtungsuntersuchungen seit Mitte der 1990er-Jahre in aller Regel nur mehr wenige Sekunden. Eine allgemeine Abhängigkeit der Durchleuchtungsdauer vom Lebensjahr des Patienten war über den betrachteten Zeitraum von 1976 bis 2003 hinweg nicht auflösbar. Jedoch konnten anhand der Verteilungscharakteristik Durchleuchtungsuntersuchungen von bis zu einer halben Minute Dauer von Durchleuchtungsuntersuchungen im Minutenbereich unterschieden werden; die häufigste Durchleuchtungsdauer bei den letztgenannten Durchleuchtungsuntersuchungen lag beim Neugeborenen bei etwa zwei Minuten und schien tendenziell mit steigendem Alter des Patienten bis auf etwa eine Minute bei den 8- bis 12-Jährigen zu sinken. Die meisten Durchleuchtungsuntersuchungen wurden in der Altersgruppe der 3- bis 12-Jährigen durchgeführt. Die absolute Abnahme der Häufigkeit der Durchleuchtungsuntersuchungen ab dem 13. Lebensjahr entspricht den Gegebenheiten der Kinderklinik. (Die geringe Datenmenge zwischen 1991 und 1995 ist auf die Lücke im elektronischen Datenbestand zurückzuführen.)

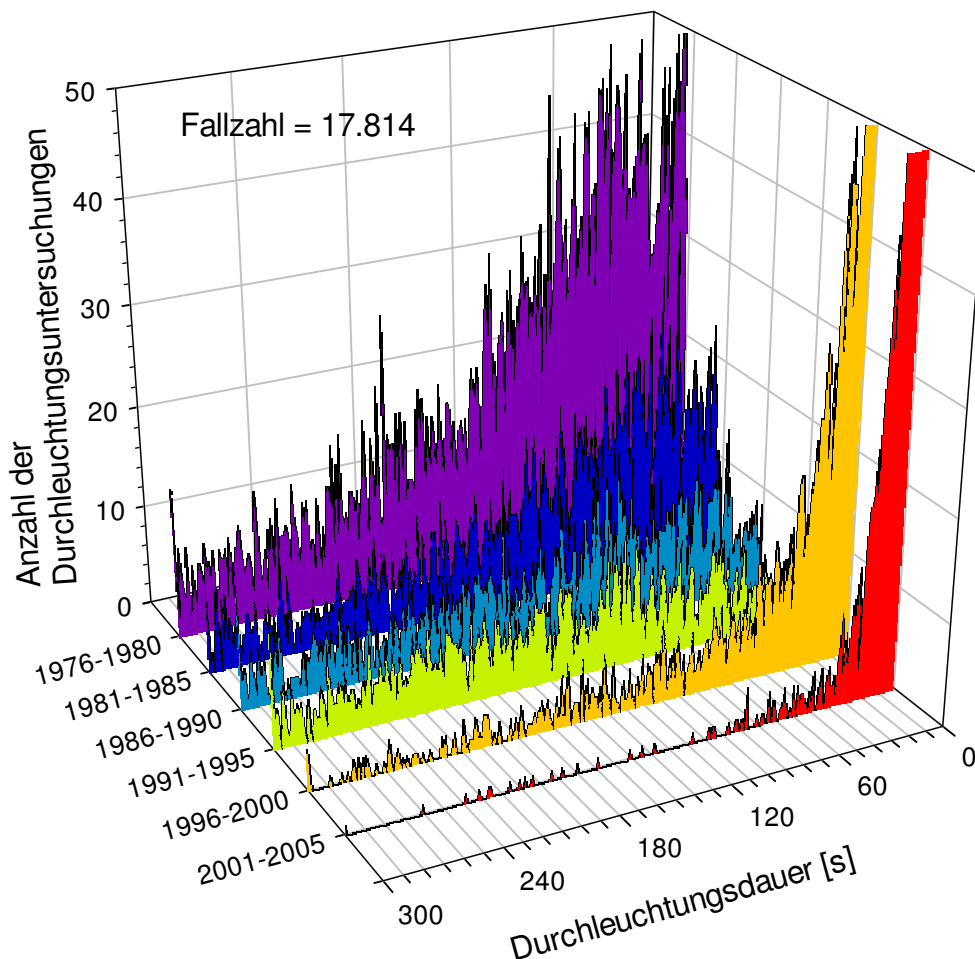


Abb. 69 Durchleuchtungsdauern pro Durchleuchtungsuntersuchung von 1976 bis 2003.
Die Abbildung zeigt die Häufigkeitsverteilung der Durchleuchtungsdauern pro Durchleuchtungsuntersuchung von 1976 bis 2003. Die Daten wurden in Fünfjahresgruppen zusammengefasst.

5.9. Somatogramme

Da in der vorliegenden Arbeit aufgrund der nicht regulär erfolgten Erfassung der anthropometrischen Kenngrößen in den Röntgenuntersuchungsdatenbanken eine Parametrisierung der Röntgenexpositionsparameter nach Lebensjahren erfolgen mußte, schien eine Überprüfung der anthropometrischen Zusammensetzung des in dieser Arbeit untersuchten Patientenkollektivs sinnvoll. Aus diesem Grunde wurden aus den in den Datenbanksystemen zwischen 1976 und 1992 aufgezeichneten anthropometrischen Daten die in Abb. 71 und Abb. 72 gezeigten Somatogramme für die Relation zwischen Lebensalter und Körpergröße bzw. Lebensalter und Körpergewicht erstellt. Die Quantilintervalle wurden durch 3%-, 10%-, 25%-, 50%-, 75%-, 90% und 97%-Perzentilen definiert. Bei der Berechnung der Perzentilen wurde nicht zwischen Mädchen und Buben unterschieden, zumal bei der Dosisrekonstruktion hermaphroditische MIRD-Phantome eingesetzt wurden.

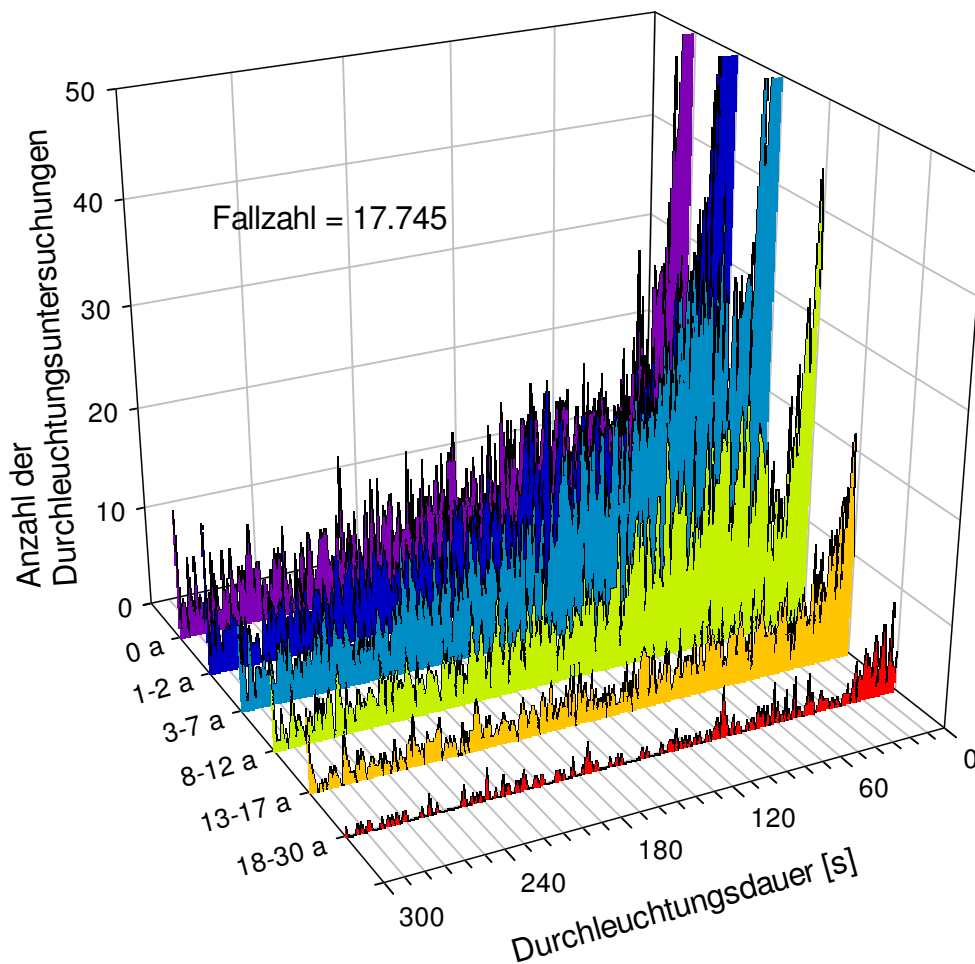


Abb. 70 Durchleuchtungsdauern pro Durchleuchtungsuntersuchung nach Altersgruppen. Die Abbildung zeigt die Häufigkeitsverteilung der Durchleuchtungsdauern pro Durchleuchtungsuntersuchung in Abhängigkeit vom Alter des Patienten.

Die den Somatogrammen zugrundeliegenden anthropometrischen Daten wurden in ihrer nativen Form aus den Röntgenuntersuchungsdatenbanken übernommen und enthielten demgemäß zahlreiche Artefakte, die sich u.a. in einer erhöhten Streubreite der Daten bemerkbar machten. Darüberhinaus verfügten die Röntgenuntersuchungsdatenbanken über vergleichsweise wenige Datensätze adulter Patienten, sodaß dem Verlauf der Perzentilen ab dem 15. Lebensjahr keine quantitative Bedeutung mehr beizumessen ist. Die verschwindenden Fallzahlen ab dem 15. Lebensjahr mögen auch für die starke Unterschätzung des Körpergewichtes ab dieser Altersstufe in Abb. 72 verantwortlich zu machen sein. Die MIRD-Phantome standen hinsichtlich ihrer anthropometrischen Maße bis fast einschließlich des 15. Lebensjahres in guter Übereinstimmung mit den 50%-Perzentilen für Körpergröße und Körpergewicht und waren somit für das Patientenkollektiv im Dr. von Haunerschen Kinderspital weitestgehend repräsentativ.

Wie aus den Abbildungen ersichtlich, lagen die anthropometrischen Kenngrößen in einer Normalverteilung vor.

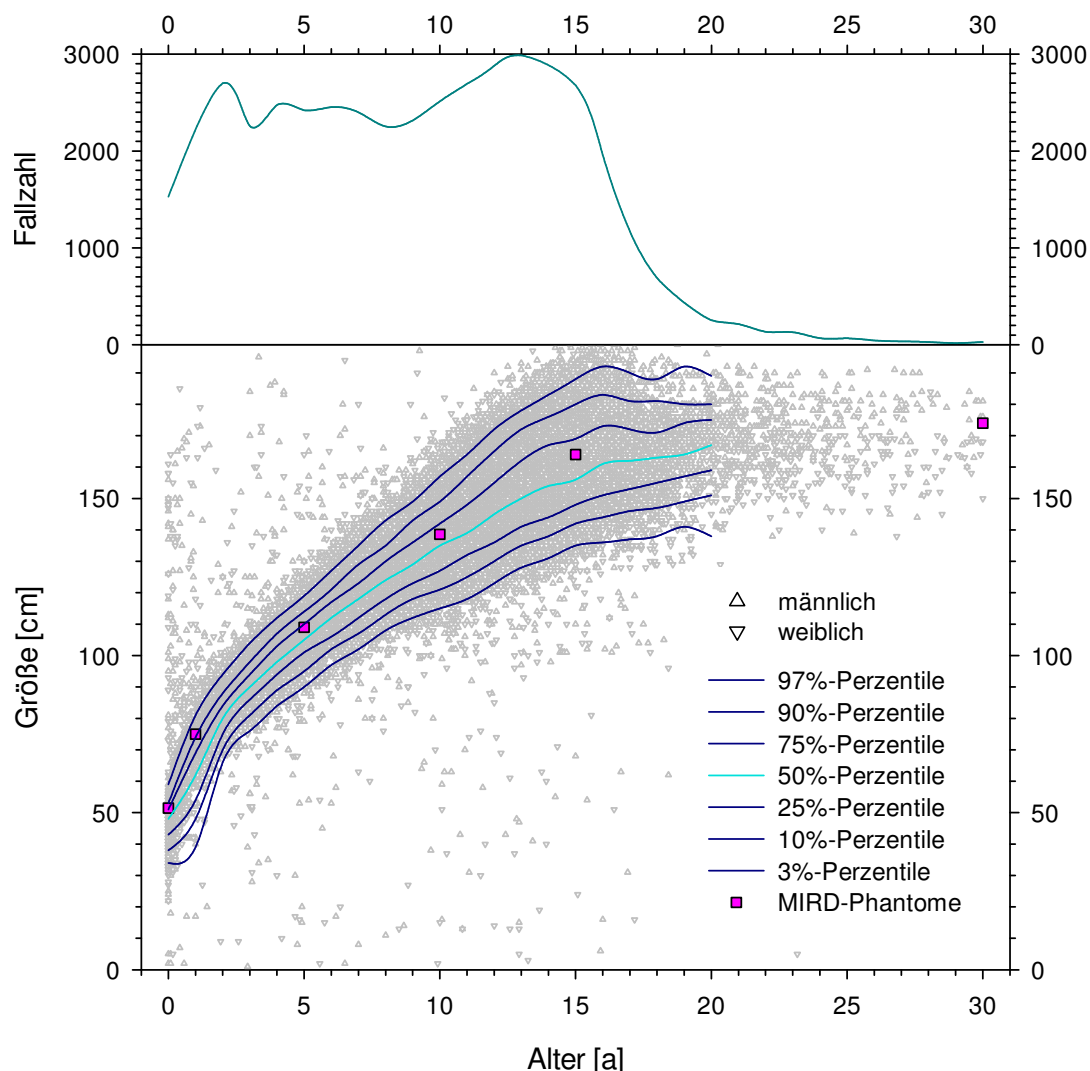


Abb. 71 Somatogramm Körpergröße vs Lebensalter (Patienten von 1976 bis 1992).

Die Abbildung zeigt das Somatogramm für die Relation zwischen Körpergröße und Lebensalter bei weiblichen und männlichen Patienten in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital aus dem Zeitraum 1976 bis 1992 sowie die korrespondierenden Fallzahlen. Aufgrund der geringen Anzahl adulter Patienten unterblieb die Darstellung der Perzentilen ab dem 21. Lebensjahr.

Die Mediane in den Somatogrammen entsprachen den anthropometrischen Kenngrößen der in dieser Arbeit eingesetzten mathematischen MIRD-Phantome. Diese Tatsache besaß für die Validität der in dieser Arbeit rekonstruierten Dosisgrößen erhebliche Bedeutung, da im Dosisrekonstruktionsverfahren an Stelle von Körpergröße und Körpergewicht als anthropometrische Kenngrößen das Lebensalter der Patienten als anthropometrische Hilfsgröße zur Zuordnung der MIRD-Phantome zu den Röntgenexpositionsdatensätzen herangezogen werden mußte. Hierdurch besitzen die rekonstruierten Dosisgrößen im Einzelfall in Abhängigkeit von der individuellen Abweichung der somatischen Entwicklung des Patienten vom Median seiner Altersstufe nur beschränkte Gültigkeit, wogegen die Validität der Dosisperzentilen in den statistischen Verteilungen der Einfalldosen und der aus ihnen abgeleiteten Dosisgrößen aufgrund der Normalverteilung der anthropometrischen Kenngrößen der Patienten um die medianen anthropometrischen Kenngrößen der MIRD-Phantome nahezu unverändert bleibt. Die relative Standardabweichung vom Mittelwert lag bei der Körpergröße in der Regel unter 30%, beim Körpergewicht unter 10%.

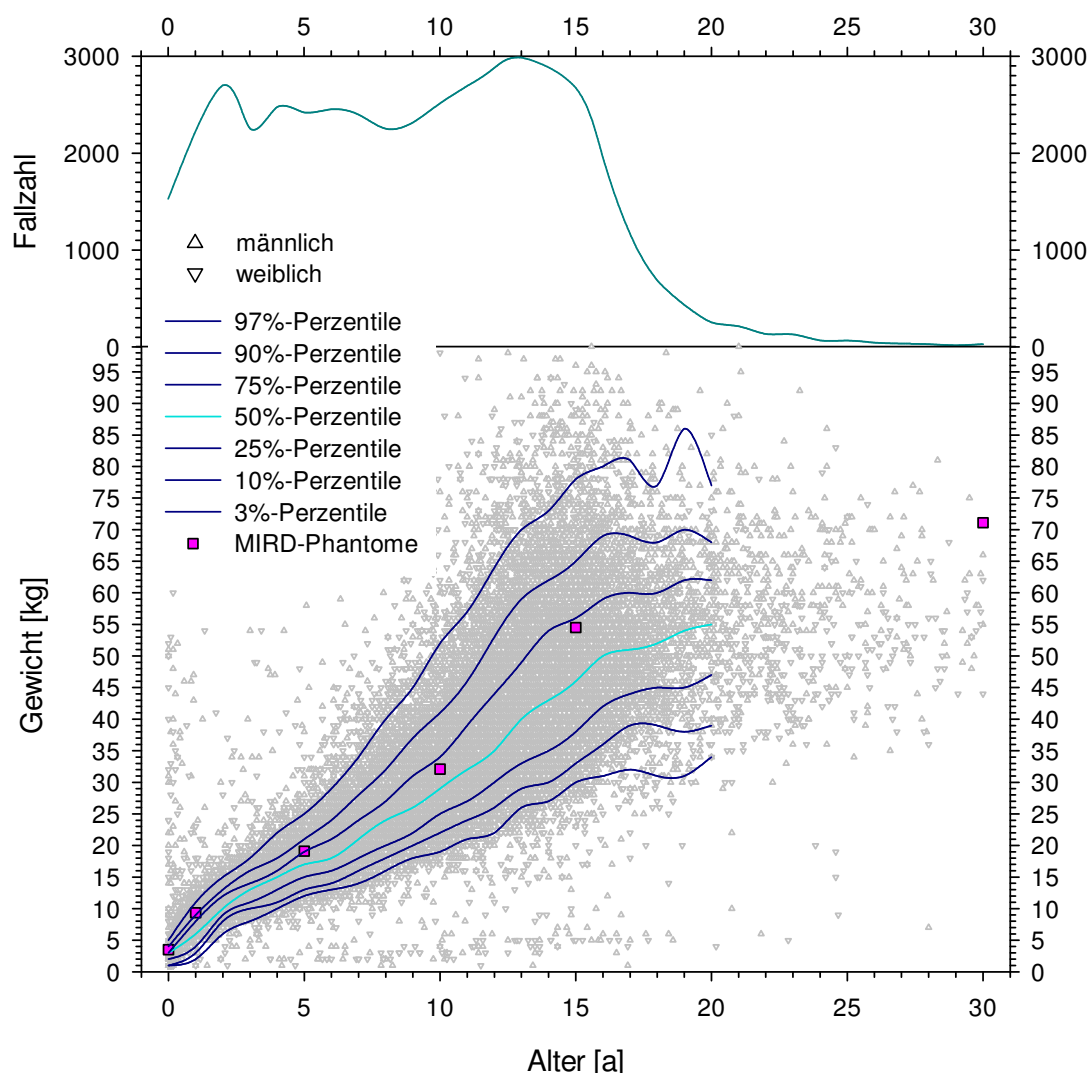


Abb. 72 Somatogramm Körpergewicht vs Lebensalter (Patienten von 1976 bis 1992).

Die Abbildung zeigt das Somatogramm für die Relation zwischen Körpergewicht und Lebensalter bei weiblichen und männlichen Patienten in der Abteilung Radiologie im Dr. von Hauernschen Kinderspital aus dem Zeitraum 1976 bis 1992 sowie die korrespondierenden Fallzahlen. Aufgrund der geringen Anzahl adulter Patienten unterblieb die Darstellung der Perzentilen ab dem 21. Lebensjahr.

6. Ergebnisse: Spezieller Teil

Das in der vorliegenden Arbeit entwickelte Dosisrekonstruktionsverfahren wurde für alle 28 der in Tab. 6 auf Seite 0 aufgeführten konventionellen Röntgenuntersuchungstechniken angewandt und ermöglichte die Rekonstruktion der Einfall-, Organ- und Effektivdosen bei etwa 96% der im Zeitraum zwischen 1976 und 2003 in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital dokumentierten etwa 220.000 Röntgenuntersuchungen von ungefähr 100.000 Patienten. Der Ablauf des Dosisrekonstruktionsverfahrens wurde vom Informationsgehalt der Röntgenuntersuchungsdatensätze bestimmt. Abb. 73 gibt einen Überblick über die Form des Dosisrekonstruktionsverfahrens in Abhängigkeit von den in Tab. 6 auf Seite 0 aufgeführten Zielorganbereichen bzw. Röntgenuntersuchungstechniken.

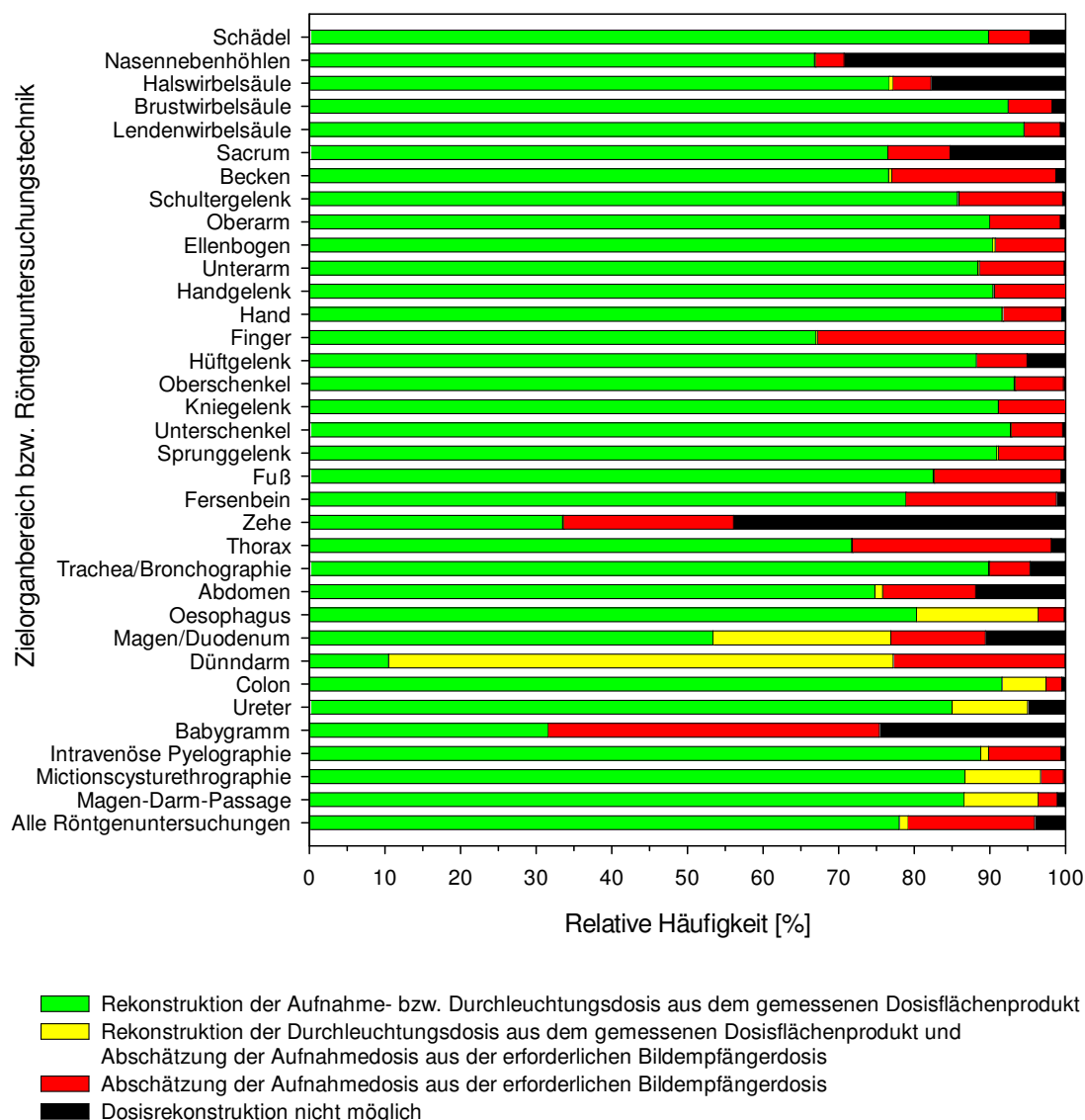


Abb. 73 Häufigkeitsverteilung der Dosisrekonstruktionsverfahren.

Die Abbildung zeigt die relative Häufigkeit der Anwendung der Dosisrekonstruktionsverfahren in Abhängigkeit vom Zielorganbereich bzw. von der Röntgenuntersuchungstechnik.

Demgemäß erfolgte die Dosisrekonstruktion in etwa 78% der Röntgenuntersuchungsfälle vollständig anhand der bei den Röntgenuntersuchungen gemessenen integralen Dosisflächen-

produkte. In 18% der Fälle wurden die Dosisflächenprodukte bei kombinierten Projektionsradiographie- und Durchleuchtungsuntersuchungen unvollständig erfaßt, wobei die Einfalldosis in etwa 1% der Fälle anhand einer Abschätzung der zur Projektionsradiographie erforderlichen Bildempfängerdosis und dem bei der Durchleuchtungsuntersuchung gemessenen integralen Dosisflächenprodukt und in 17% der Fälle nur anhand einer Abschätzung der zur Projektionsradiographie erforderlichen Bildempfängerdosis unter Vernachlässigung der Durchleuchtungskomponente ermittelt wurde. In etwa 4% der Röntgenuntersuchungsfälle erwies sich der Umfang der in den Röntgenuntersuchungsdatenbanken dokumentierten Röntgenexpositionsdaten als für eine Dosisrekonstruktion nicht ausreichend.

Eine vollständige Darstellung der Ergebnisse der Dosisrekonstruktion hätte den Rahmen der vorliegenden Arbeit bei weitem überschritten. Aus diesem Grunde wurden exemplarisch für die in der konventionellen pädiatrischen Radiologie vergleichsweise häufig durchgeführten Röntgenuntersuchungen des Schädels, des Thorax und des Abdomens sowie für die Mictionscysturothographie die Einfalldosen als physikalisch definierte Dosisgrößen explizit und die aus ihnen mathematisch gemäß dem Konversionsfaktoren-Konzept abzuleitenden Organ- und Effektivdosen implizit anhand der in der vorliegenden Arbeit als *effektive Konversionsfaktoren* bezeichneten Mittelwerte der Quotienten aus Organ- und Einfalldosen vorgestellt.

Die graphische Darstellung der Einfalldosen erfolgte in Abhängigkeit vom Datum der Röntgenuntersuchung in einer Parametrisierung nach Altersgruppen. Die Altersgruppen wurden aufgrund der Normalverteilung der anthropometrischen Merkmale des Patientenkollektivs um die anthropometrischen Merkmale der MIRD-Phantome in Abweichung von bereits vorgeschlagenen Konventionen [123] mit den Altersstufen der MIRD-Phantome von 0, 1, 5, 10, 15 und 30 Jahren als Klassenmitten definiert, sodaß sich die Altersgruppen 0 Jahre, 1 - 2 Jahre, 3 - 7 Jahre, 8 - 12 Jahre, 13 - 17 Jahre und 18 - 50 Jahre ergaben.

Zur Visualisierung der Datenlage wurden in den Diagrammen die Variationsbreiten der Einfalldosen zwischen optimaler und suboptimaler Feldeinstellung eingetragen und die für die Gesamtheit aller Einfalldosen berechneten, geglätteten Perzentilenkurven für Fallzahlen > 10 analog zu Abschnitt 5.9. als 3%-, 10%-, 25%-, 50%-, 75%-, 90%- und 97%-Perzentilen angegeben; die entsprechenden Fallzahlen wurden im oberen Teil der Diagramme graphisch dargestellt. Die Streuung der Einfalldosiswerte um Median bzw. Mittelwert dürfte i.w. auf die anhand des Lebensalters der Patienten erfolgte Zuordnung der an den MIRD-Phantomen festgelegten Standard-Feldgrößen bzw. der Durchstrahlungsdurchmesser zu den Patienten zurückzuführen sein, da die Abweichung des somatischen Entwicklungsstandes der Patienten von dem durch die MIRD-Phantome repräsentierten medianen somatischen Entwicklungsstand ihrer Altersstufe zu einer Unsicherheit bei der Bestimmung der Strahlungsfeldgröße bzw. des Durchstrahlungsdurchmessers führt. Die relative Standardabweichung beträgt bei der in 78% der Fälle erfolgten Berechnung der Einfalldosis aus dem Dosisflächenprodukt 20% und kann bei der in etwa 18% der Fälle erfolgten Abschätzung der Einfalldosis aus der Bildempfängerdosis im Einzelfall 100% überschreiten (siehe Tab. 41 im mathematischen Anhang). Starke Schwankungen der Perzentilenkurven, insbesondere solche der 3%- und der 97%-Perzentilen, waren naturgemäß mit geringen Fallzahlen assoziiert, wodurch vereinzelte Fehleingaben gemessener Dosisflächenprodukte sowie Artefakte in den Röntgenuntersuchungsdatenbanken die Berechnung der Perzentilenwerte vergleichsweise stark beeinflussten. Soweit vorhanden, wurden die im Jahre 2003 bekanntgemachten Referenzwerte des Bundesamtes für Strahlenschutz [554] in die graphischen Darstellungen der Einfalldosen übernommen; als Dosisflächenprodukte bekanntgemachte Referenzwerte wurden anhand der für suboptimale Feldeinstellungen an den MIRD-Phantomen definierten Standard-Feldgrößen in falsch-niedrige Referenzdosen überführt. In den meisten Fällen wurden die Referenzwerte des Bundesamtes in der Abteilung Radiologie bereits seit mehreren Jahren unterschritten.

6.1. Einfalldosen

6.1.1. Röntgenuntersuchung des Schädels ap/pa

Schädel ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 0 Jahre.

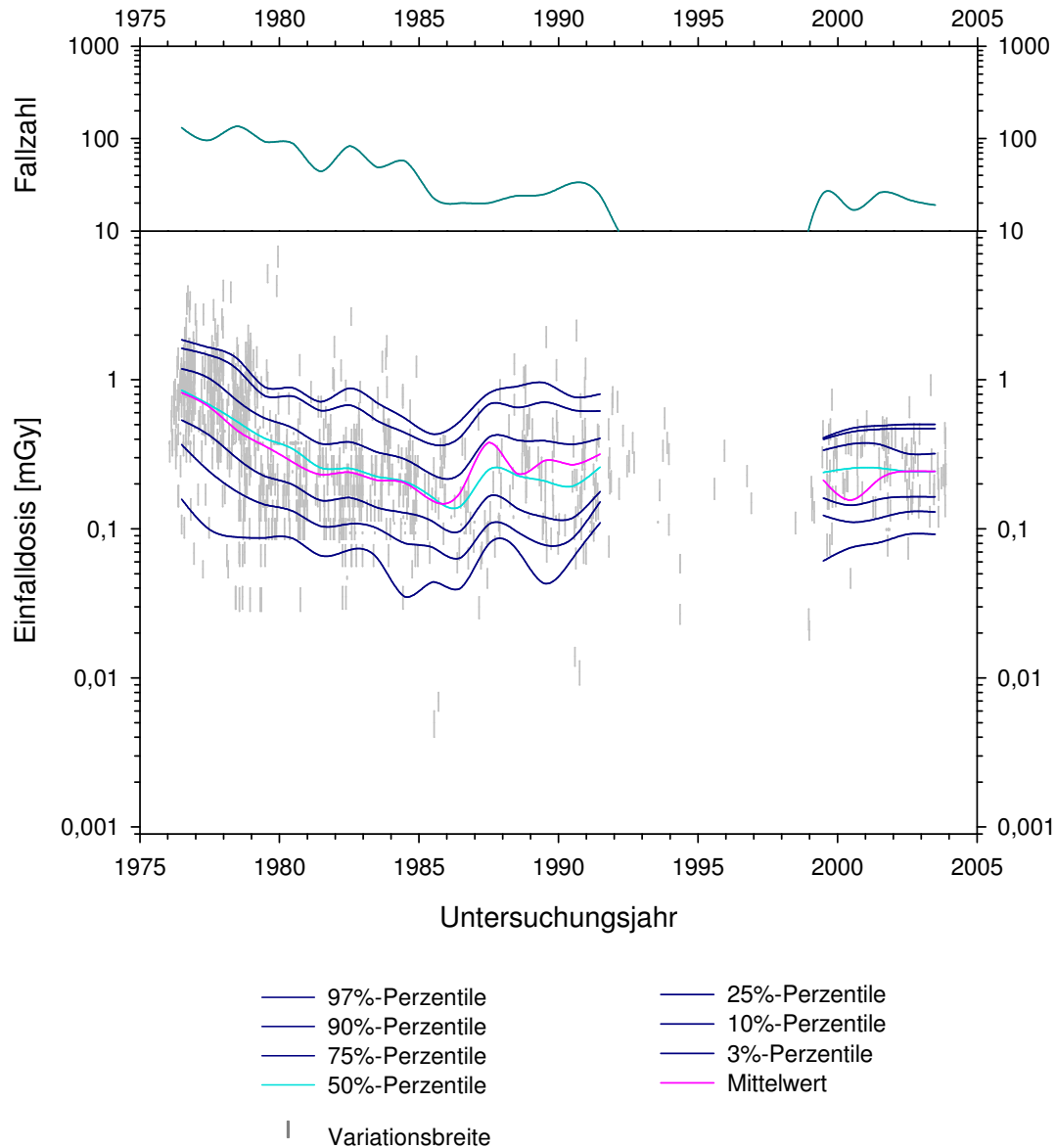


Abb. 74 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Schädels in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der Neugeborenen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Viertel gesunken. Für die sagittale Röntgenuntersuchung des Schädels in der Altersgruppe der Neugeborenen wurden vom Bundesamt für Strahlenschutz noch keine Referenzwerte vorgegeben [554]. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Schädel ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 1-2 Jahre.

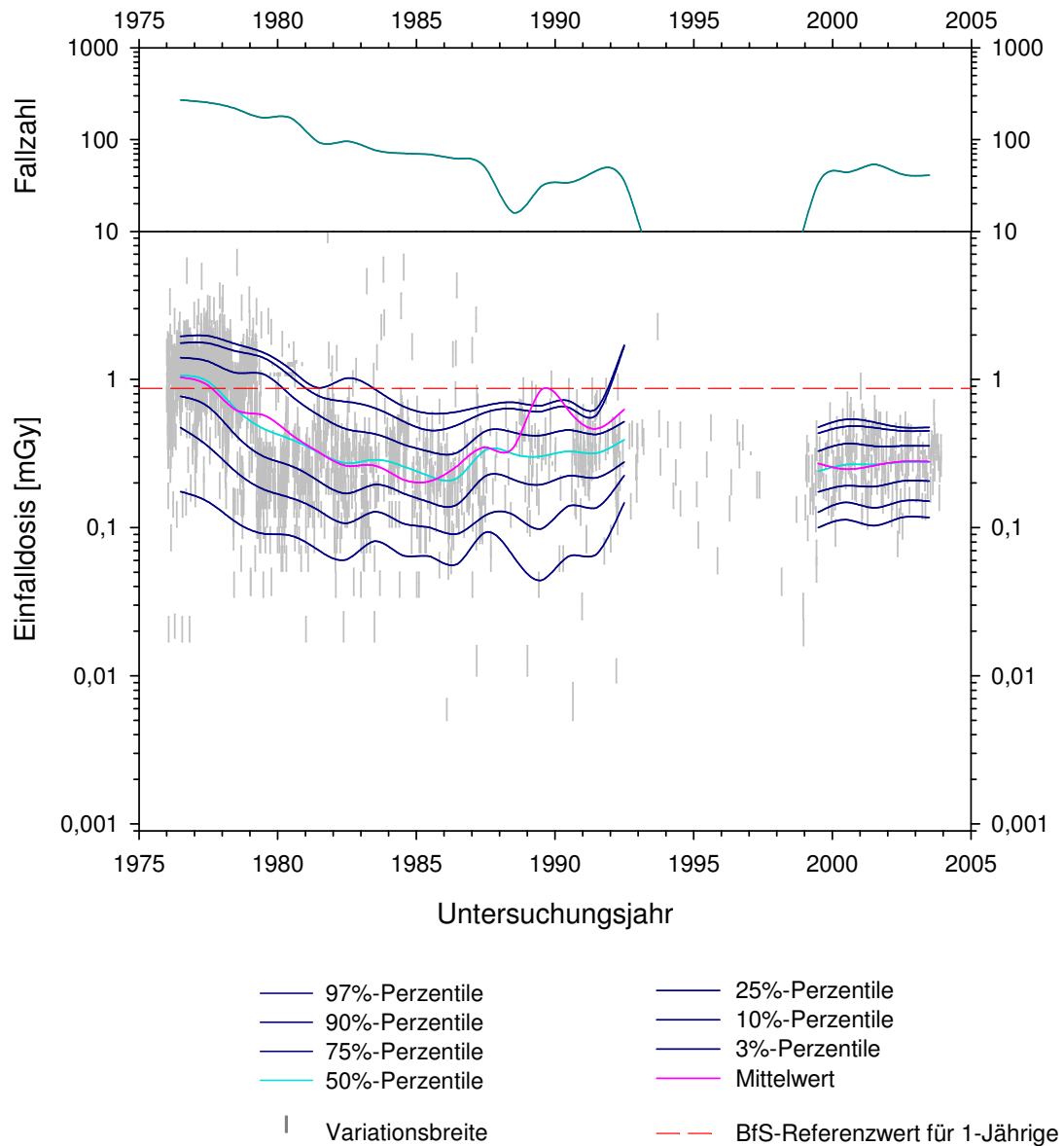


Abb. 75 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Schädels in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 1- bis 2-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Viertel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für sagittale Röntgenuntersuchungen des Schädels in der Altersgruppe der 1-Jährigen wurde von der 97%-Perzentile der Einfalldosen bereits seit Beginn der 1980er-Jahre unterschritten. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Schädel ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 3-7 Jahre.

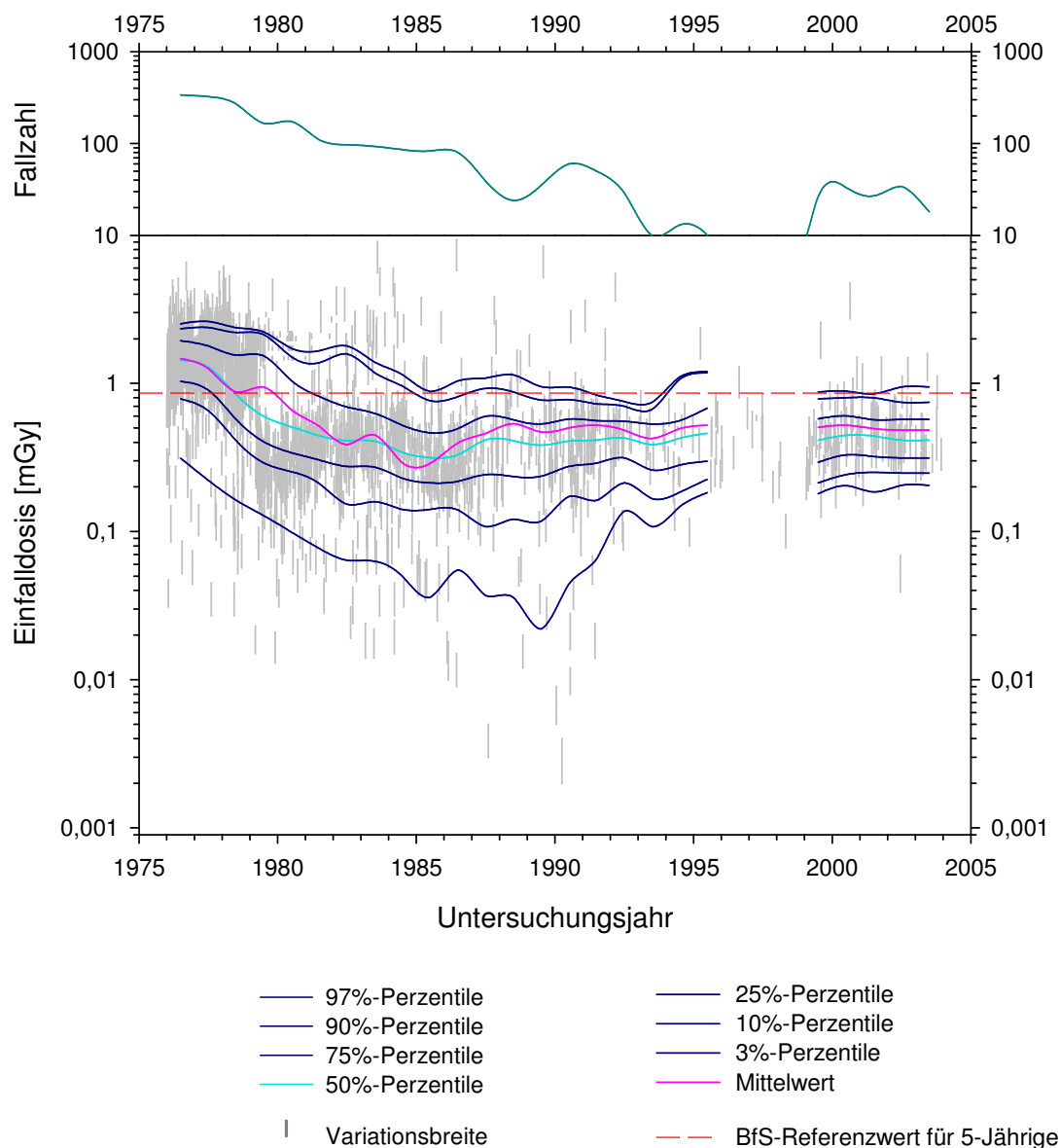


Abb. 76 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Schädels in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 3- bis 7-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Drittel gesunken. Die modifiziert als Einfalldosen eingetragenen Referenzwerte des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für sagittale Röntgenuntersuchungen des Schädels in der Altersgruppe der 3- bis 7-Jährigen wurden von über 90% der Einfalldosen bereits seit Beginn der 1980er-Jahre unterschritten. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Schädel ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 8-12 Jahre.

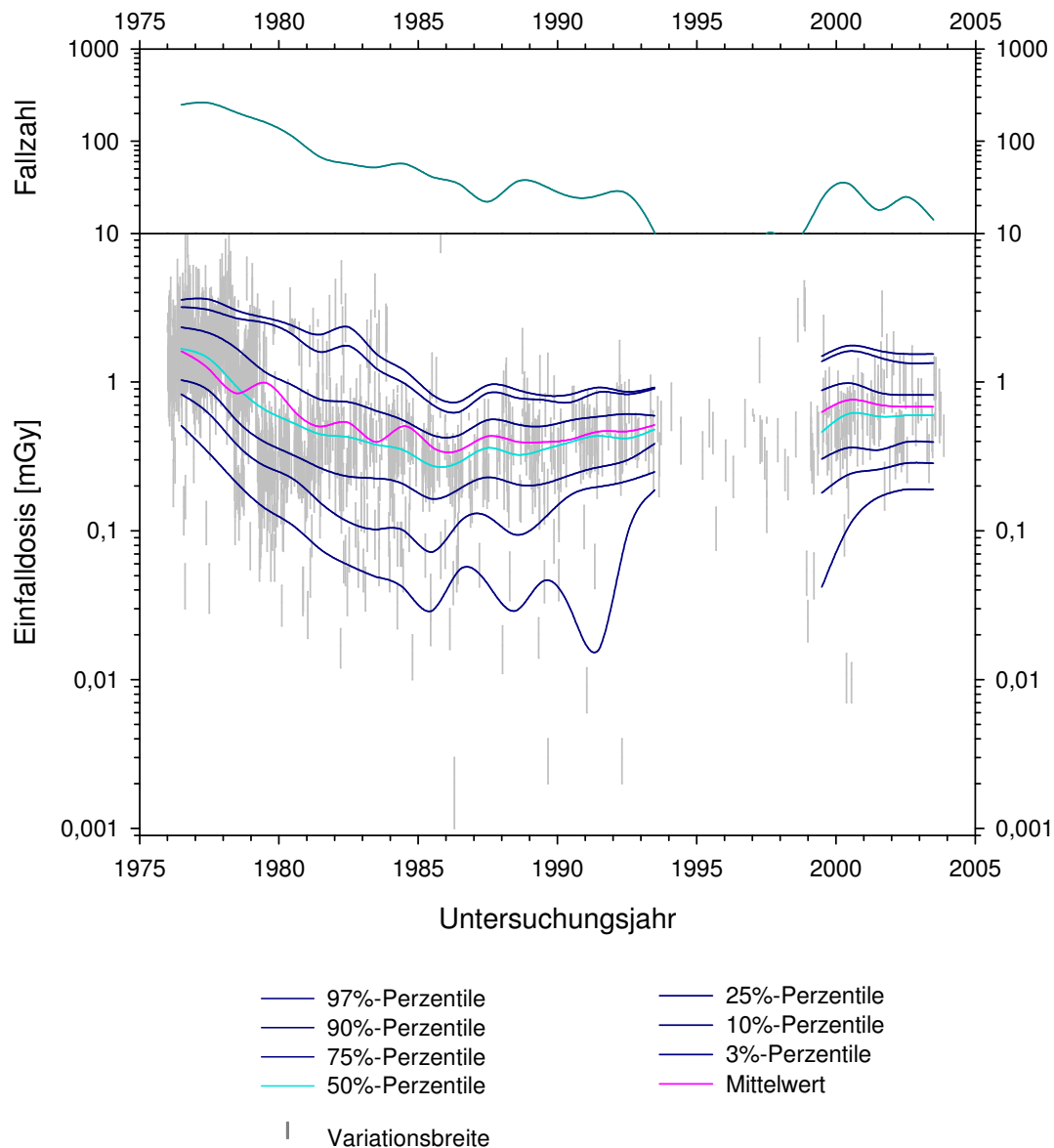


Abb. 77 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Schädels in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 8- bis 12-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Drittel gesunken. Für die sagittale Röntgenuntersuchung des Schädels in der Altersgruppe der 8- bis 12-Jährigen wurden vom Bundesamt für Strahlenschutz noch keine Referenzwerte bekanntgemacht [554]. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Aufgrund der geringen Fallzahlen unterblieb die Darstellung des Zeitverlaufes der Einfalldosen für die Altersgruppe der 13- bis 17-Jährigen und der 18- bis 50-Jährigen.

Schädel ap - effektive Konversionsfaktoren.

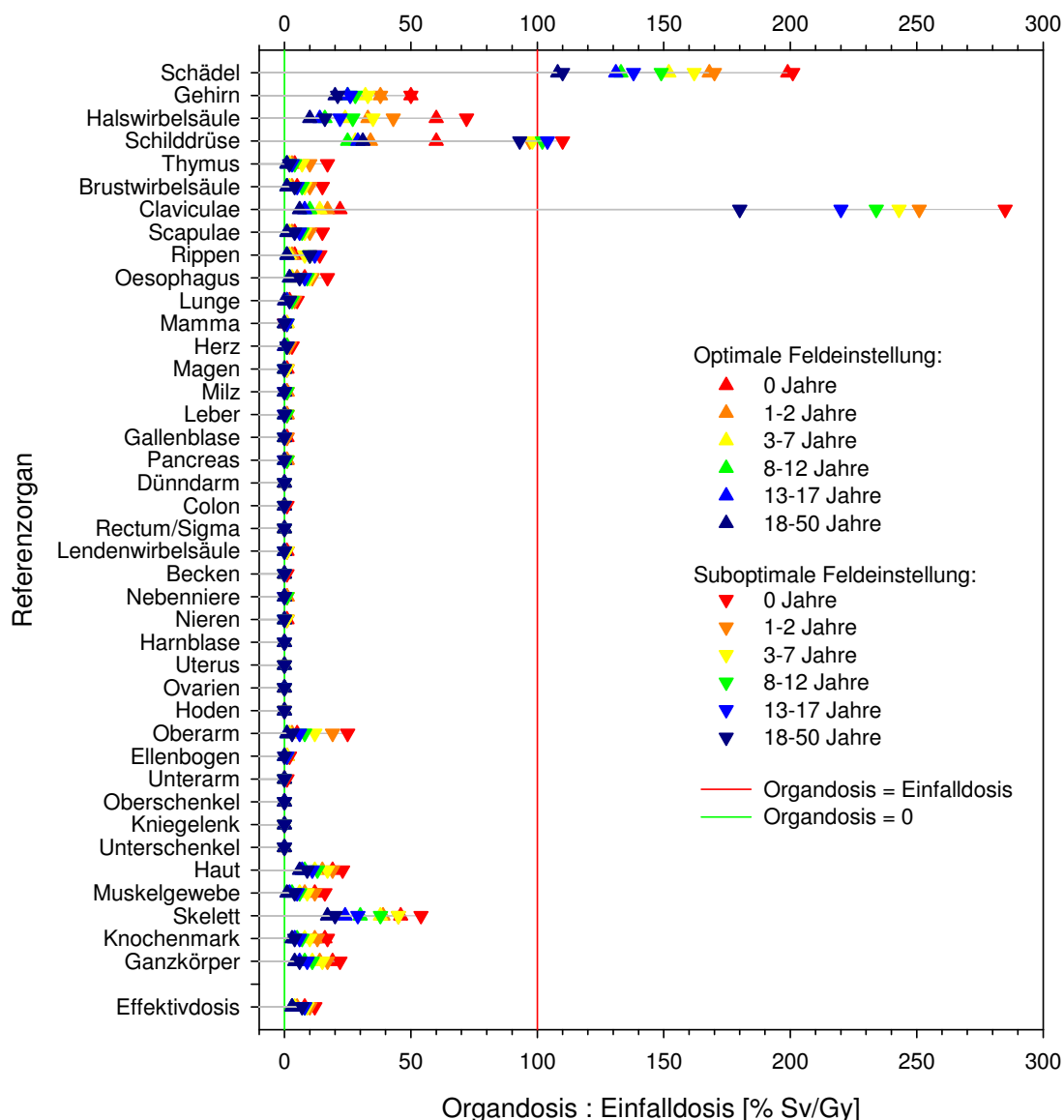


Abb. 78 Effektive Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Schädels in ap-Projektion.

Die Abbildung zeigt die als Mittelwerte über die Quotienten aus Organ- und Einfalldosis definierten effektiven Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Schädels in ap-Projektion für alle Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit erfolgte keine Darstellung der Standardabweichungen vom Mittelwert; sie betragen selten mehr als 20% des Mittelwertes.

Die Höhe der Organdosen bei gegebener Einfalldosis wird wesentlich durch die Feldeinstellung und die stoffliche Zusammensetzung des Gewebes bestimmt. So betragen die Organdosen der im Nutzstrahlenbündel oberflächlich exponierten Skelettstrukturen aufgrund des hohen Knochenmineralgehaltes das Mehrfache der Einfalldosis. Unter suboptimaler Feldeinstellung werden Schilddrüse und Claviculae relativ überexponiert. Die Effektivdosis bleibt gegenüber Variationen in der Feldeinstellung weitestgehend stabil [232].

Schädel pa - effektive Konversionsfaktoren.

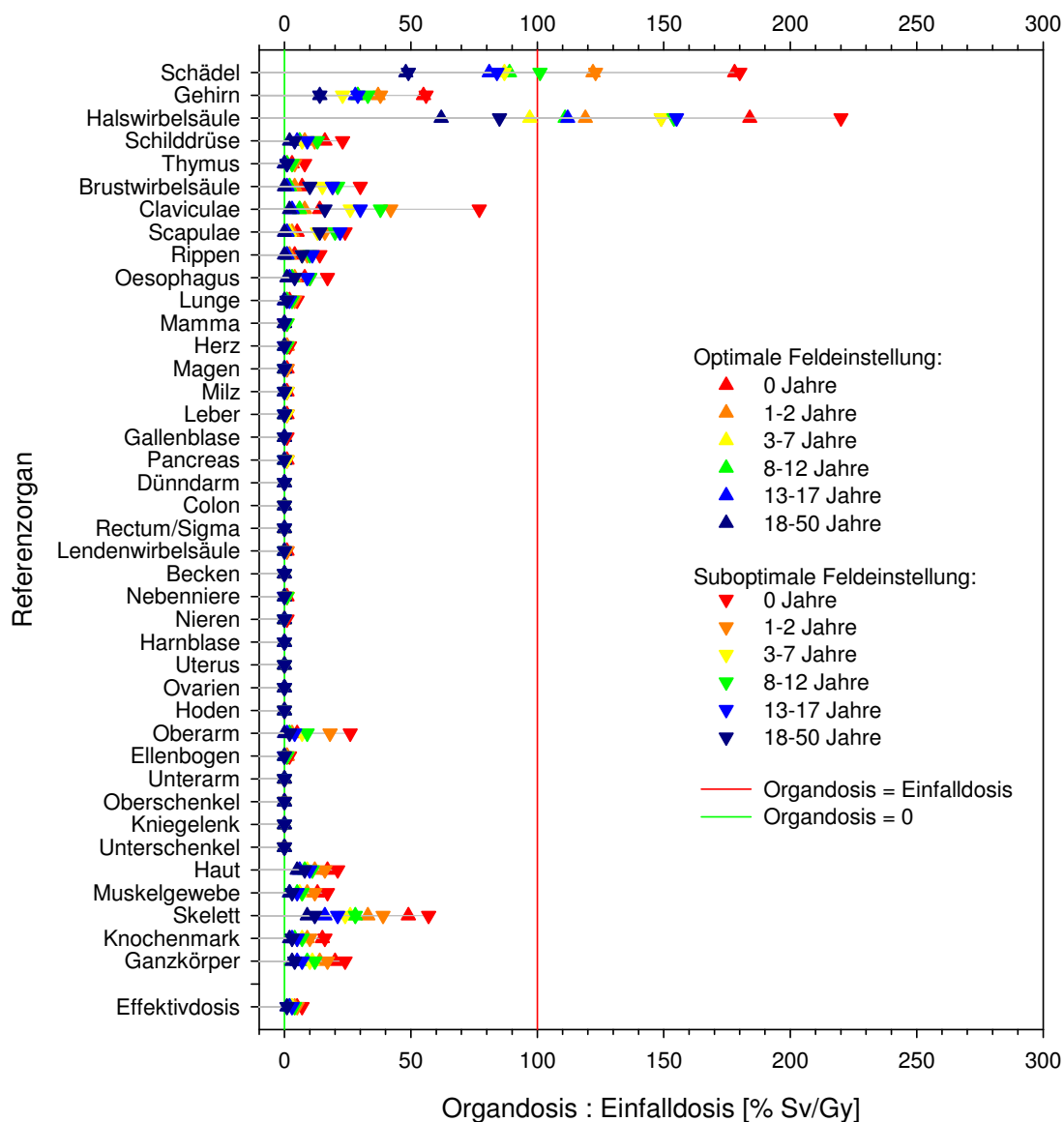


Abb. 79 Effektive Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Schädels in pa-Projektion.

Die Abbildung zeigt die als Mittelwerte über die Quotienten aus Organ- und Einfalldosis definierten effektiven Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Schädels in pa-Projektion für alle Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit erfolgte keine Darstellung der Standardabweichungen vom Mittelwert; sie betragen selten mehr als 20% des Mittelwertes.

Die Höhe der Organdosen bei gegebener Einfalldosis wird wesentlich durch die Feldeinstellung und die stoffliche Zusammensetzung des Gewebes bestimmt. So betragen die Organdosen der im Nutzstrahlenbündel oberflächlich exponierten Skelettstrukturen aufgrund des hohen Knochenmineralgehaltes das Mehrfache der Einfalldosis. Im Gegensatz zur ap-Projektion erfolgt unter suboptimaler Feldeinstellung eine nur geringfügige relative Überexposition einzelner Referenzorgane. Die Effektivdosis bleibt gegenüber Variationen in der Feldeinstellung weitestgehend stabil [232].

6.1.2. Röntgenuntersuchung des Schädels lateral

Schädel lateral - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 0 Jahre.

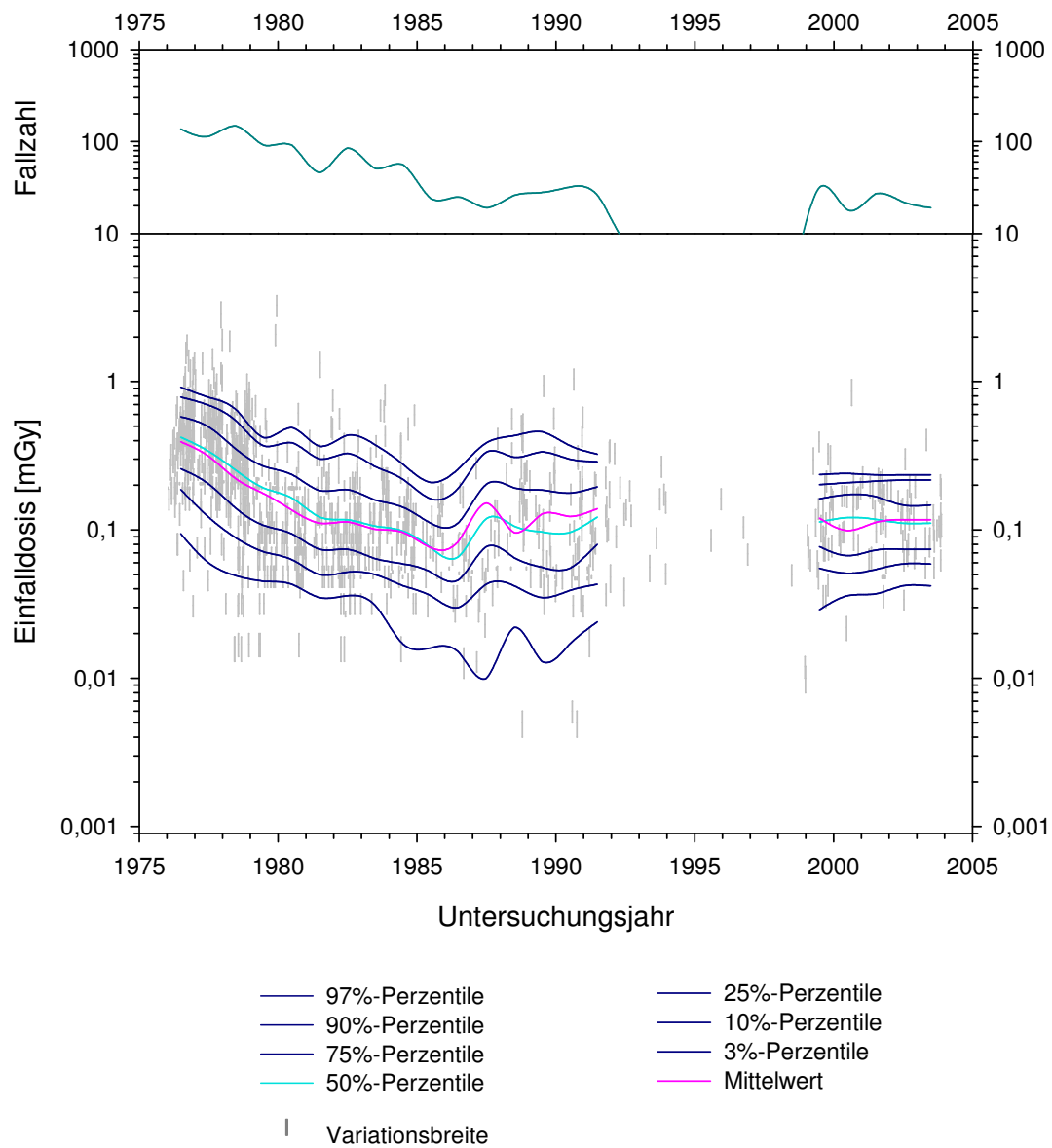


Abb. 80 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Schädels in Lateralprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der Neugeborenen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Viertel gesunken. Für die laterale Röntgenuntersuchung des Schädels in der Altersgruppe der Neugeborenen wurden vom Bundesamt für Strahlenschutz noch keine Referenzwerte bekanntgemacht [554]. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Schädel lateral - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 1-2 Jahre.

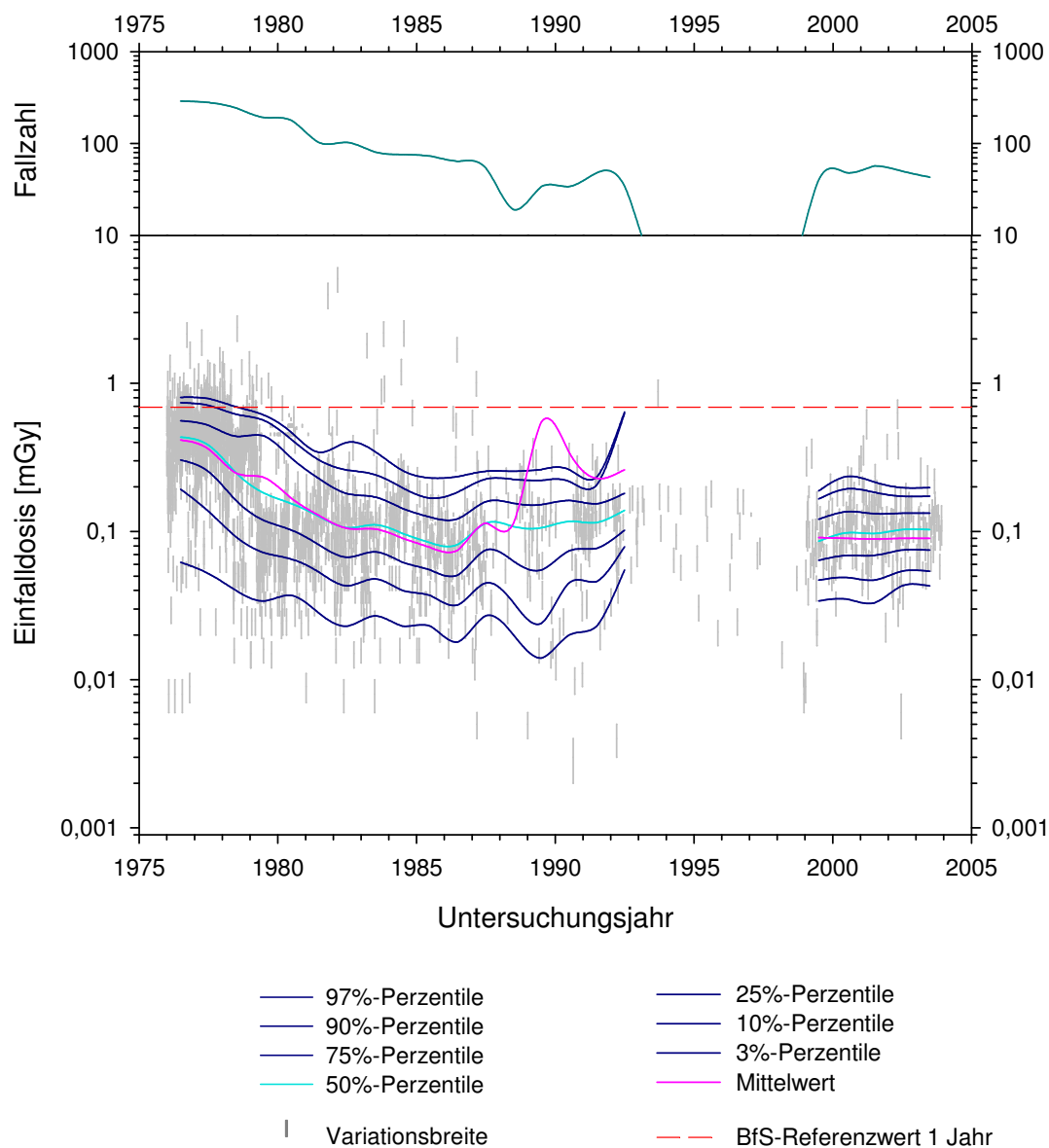


Abb. 81 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Schädels in Lateralprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 1- bis 2-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Viertel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für laterale Röntgenuntersuchungen des Schädels in der Altersgruppe der 1-Jährigen wurde seit Beginn der 1980er-Jahre in nahezu allen Fällen unterschritten. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Schädel lateral - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 3-7 Jahre.

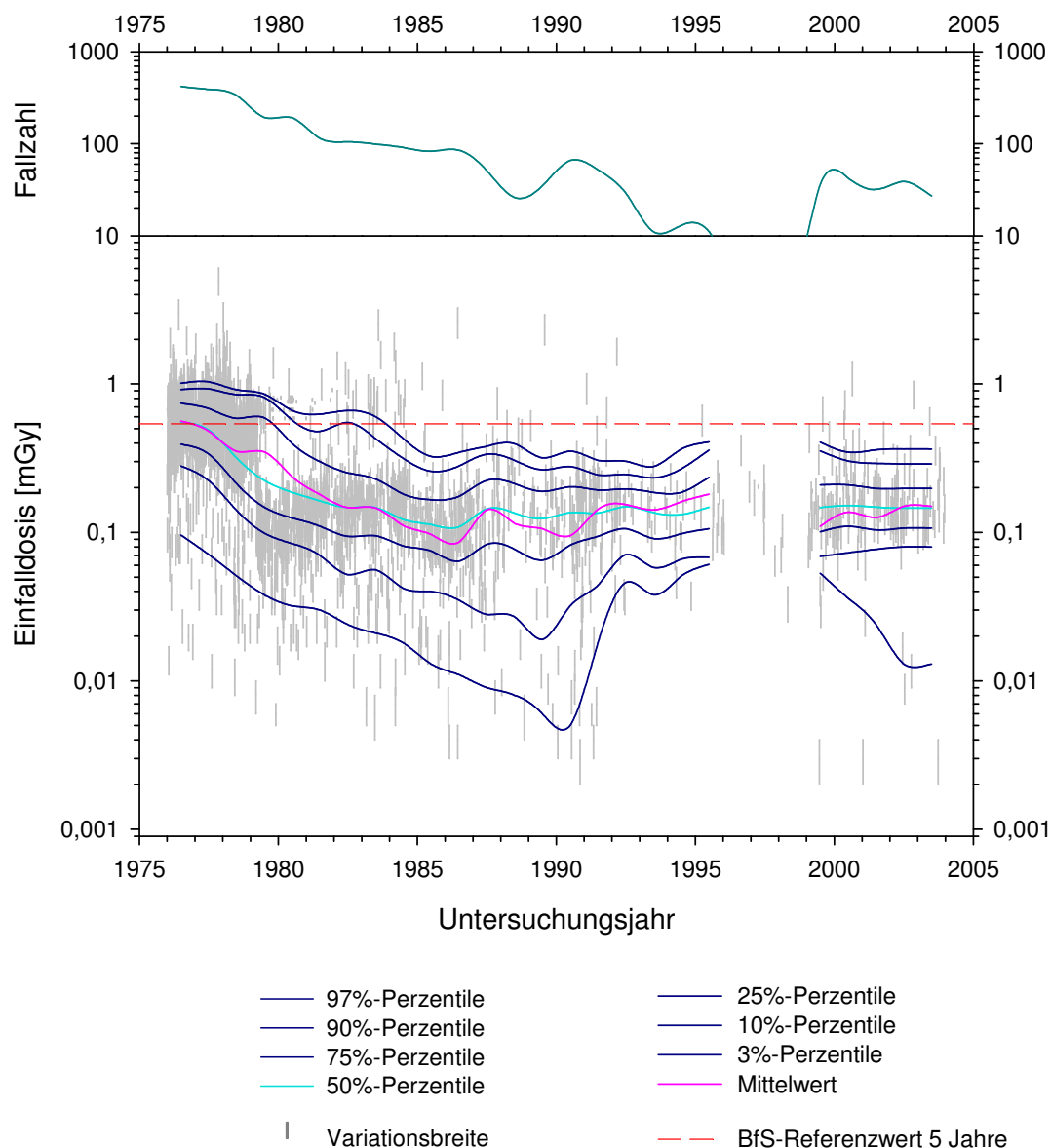


Abb. 82 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Schädels in Lateralprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 3- bis 7-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Viertel gesunken. Die modifiziert als Einfalldosen eingetragenen Referenzwerte des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für laterale Röntgenuntersuchungen des Schädels in der Altersgruppe der 3- bis 7-Jährigen wurde seit Beginn der 1980er-Jahre in den meisten Fällen unterschritten. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Schädel lateral - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 8-12 Jahre.

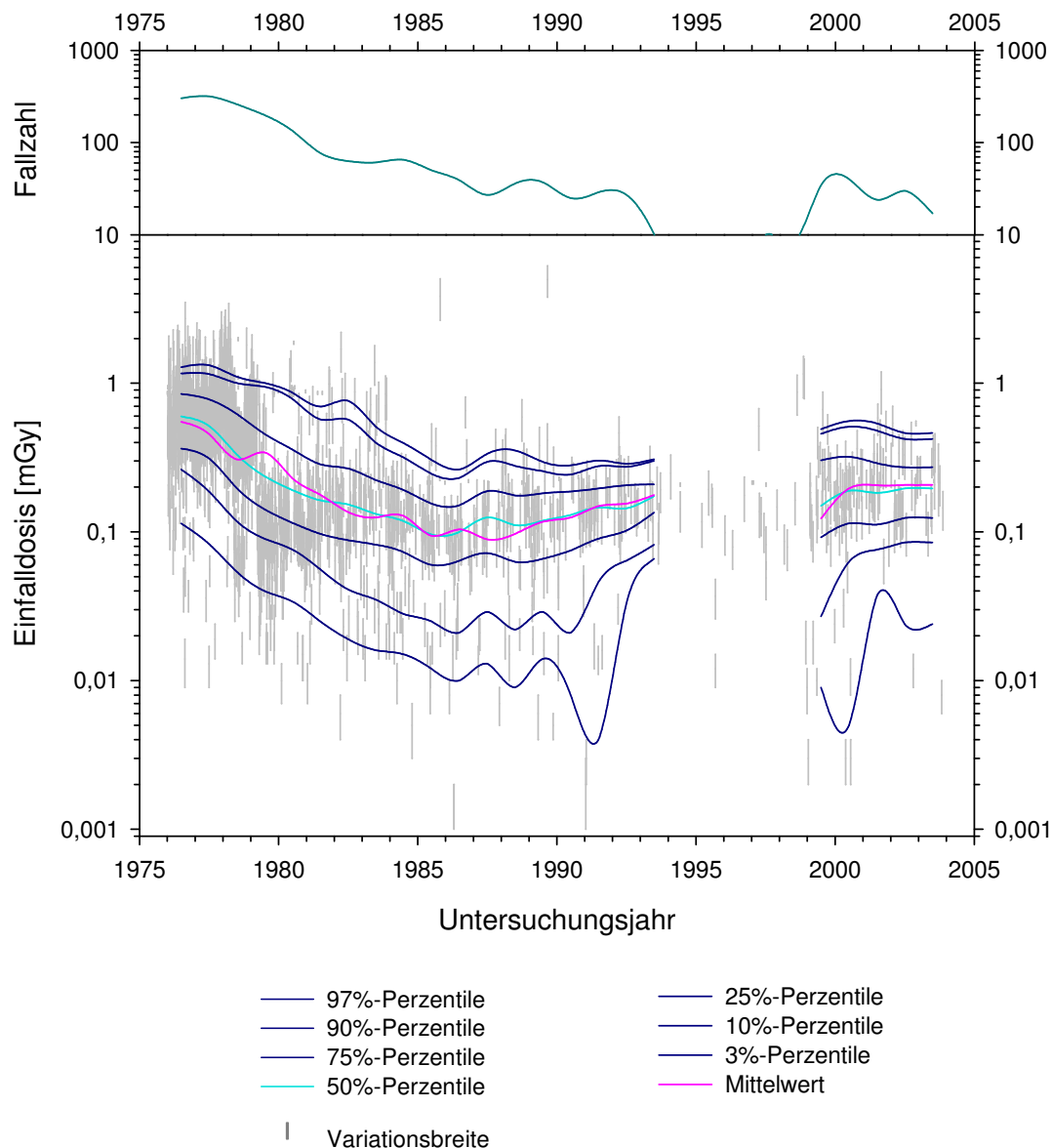


Abb. 83 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Schädels in Lateralprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 8- bis 12-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Drittel gesunken. Für die laterale Röntgenuntersuchung des Schädels in der Altersgruppe der 8- bis 12-Jährigen wurden vom Bundesamt für Strahlenschutz noch keine Referenzwerte bekanntgemacht [554]. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Schädel lateral - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 13-17 Jahre.

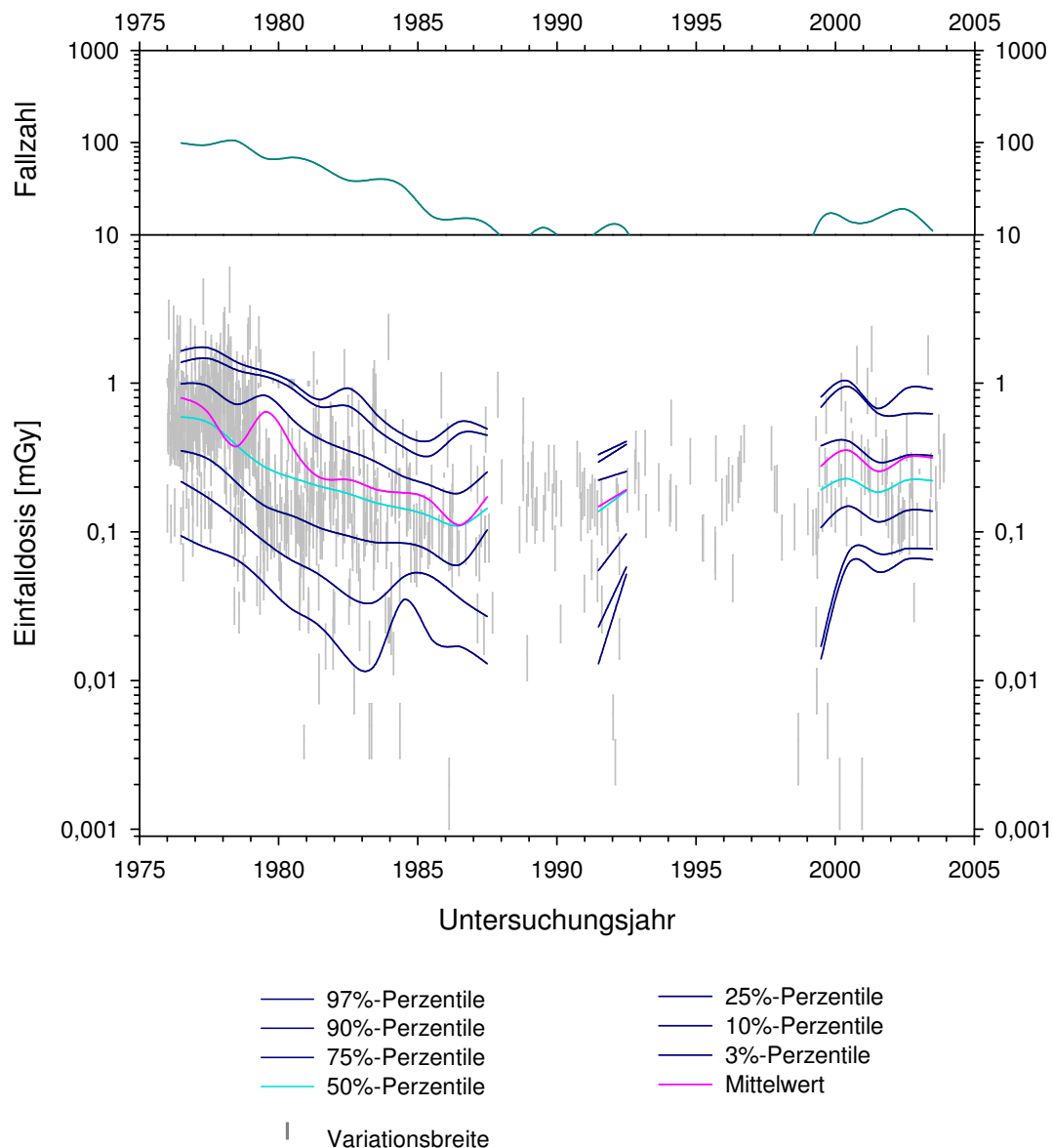


Abb. 84 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Schädels in Lateralprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 13- bis 17-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Drittel gesunken. Für die laterale Röntgenuntersuchung des Schädels in der Altersgruppe der 13- bis 17-Jährigen wurden vom Bundesamt für Strahlenschutz noch keine Referenzwerte bekanntgemacht [554]. Die geringe Fallzahl ab 1986 ist auf den Rückgang der Röntgenuntersuchungsfrequenz und auf die Lücke im elektronischen Datenbestand zurückzuführen; die Abbildung ist daher von nur beschränkter Aussagekraft.

Aufgrund der geringen Fallzahlen unterblieb die Darstellung des Zeitverlaufes der Einfalldosen für die Altersgruppe der 18- bis 50-Jährigen.

Schädel lateral - effektive Konversionsfaktoren.

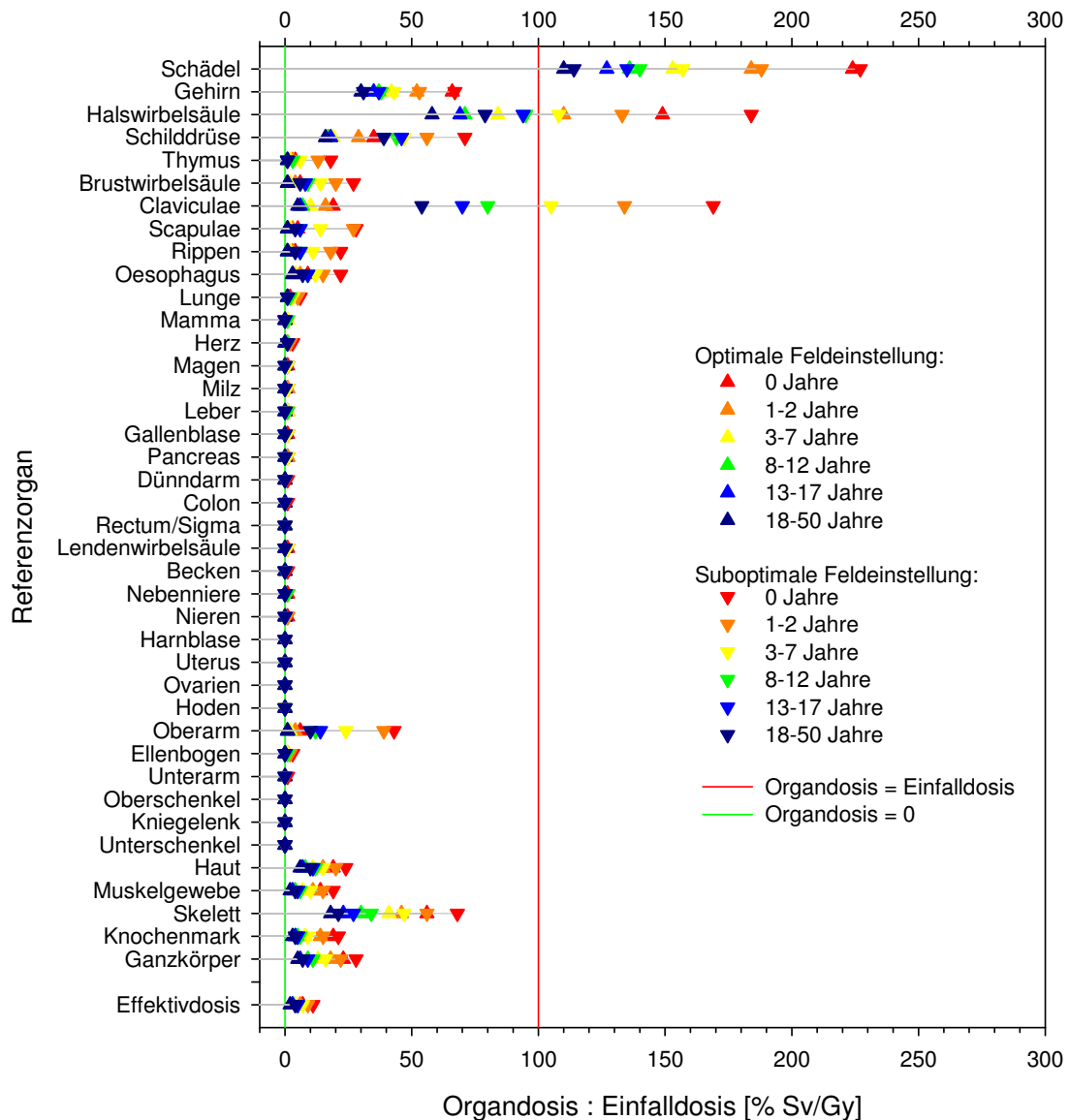


Abb. 85 Effektive Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Schädels in lat-Projektion.

Die Abbildung zeigt die als Mittelwerte über die Quotienten aus Organ- und Einfalldosis definierten effektiven Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Schädels in lat-Projektion für alle Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit erfolgte keine Darstellung der Standardabweichungen vom Mittelwert; sie betragen selten mehr als 20% des Mittelwertes.

Die Höhe der Organdosen bei gegebener Einfalldosis wird wesentlich durch die Feldeinstellung und die stoffliche Zusammensetzung des Gewebes bestimmt. So betragen die Organdosen der im Nutzstrahlenbündel oberflächlich exponierten Skelettstrukturen aufgrund des hohen Knochenmineralgehaltes das Mehrfache der Einfalldosis. Unter suboptimaler Feldeinstellung werden Schilddrüse und Claviculae relativ überexponiert. Die Effektivdosis bleibt gegenüber Variationen in der Feldeinstellung weitestgehend stabil [232].

6.1.3. Röntgenuntersuchung des Thorax ap/pa

Thorax ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 0 Jahre.

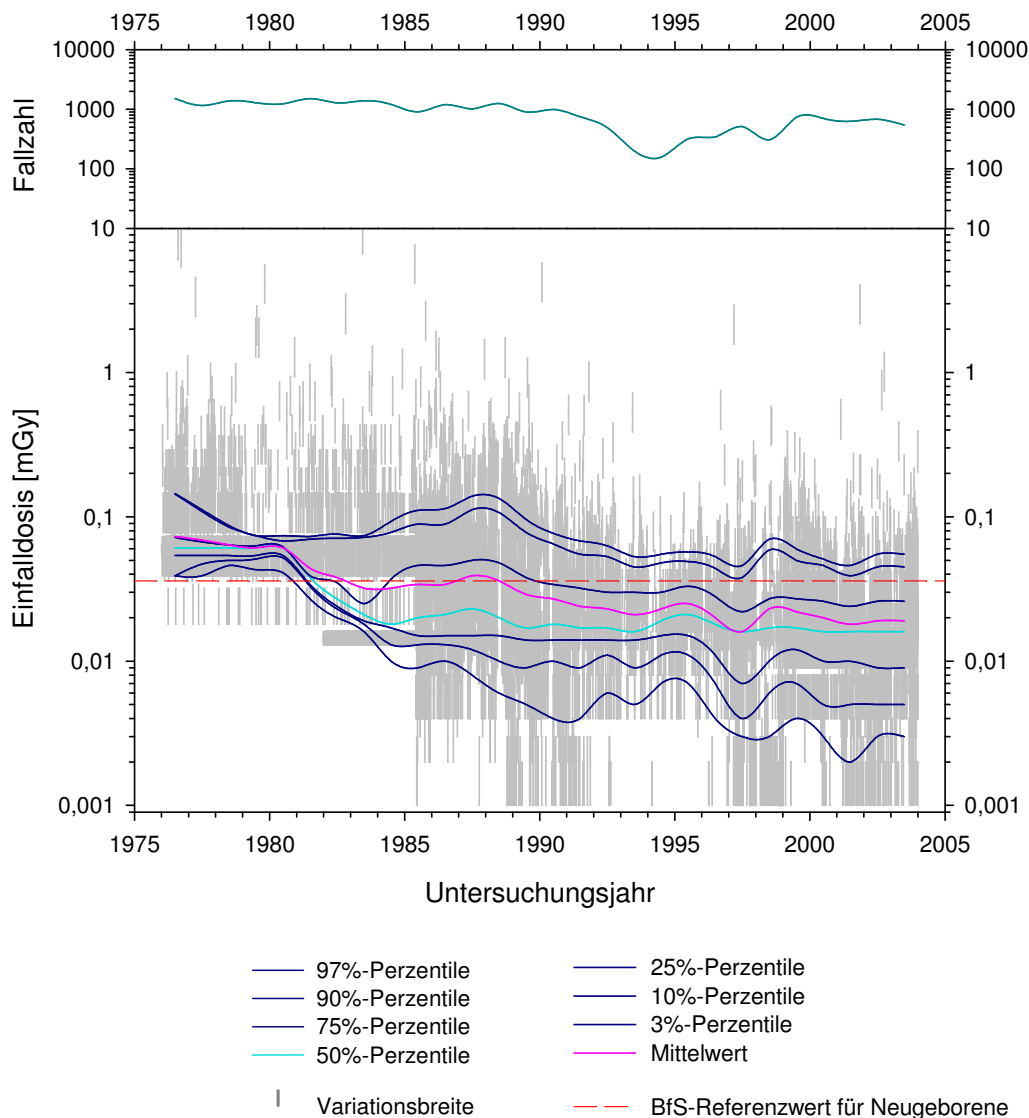


Abb. 86 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Thorax in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der Neugeborenen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Viertel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für sagittale Röntgenuntersuchungen des Thorax bei Neugeborenen wurde bereits zu Beginn der 1980er-Jahre in der Hälfte der Fälle unterschritten. Die Datenstruktur zwischen 1976 und 1985 widerspiegelt eine auf die niedrige Sensitivität der bis 1985 eingesetzten Dosismonitorsysteme zurückzuführende falsch-niedrige Erfassung der Dosisflächenprodukte bei Früh- und Neugeborenen (zu dieser offenbar immer noch aktuellen Problematik siehe auch [192]). Die geringere Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Thorax ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 1-2 Jahre.

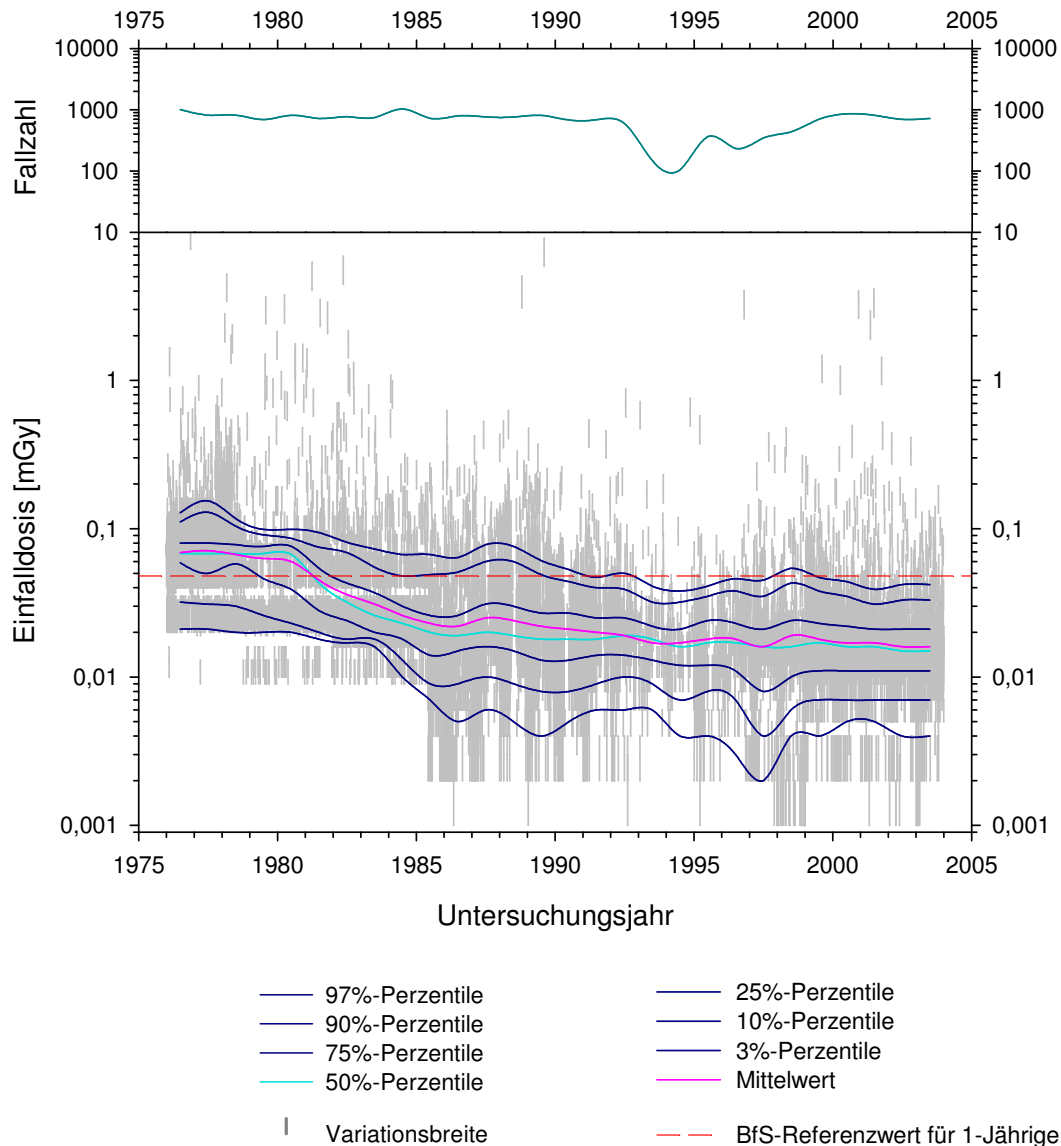


Abb. 87 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Thorax in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 1- bis 2-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Viertel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für sagittale Röntgenuntersuchungen des Thorax in der Altersgruppe der 1-Jährigen wurde bereits seit Beginn der 1990er-Jahre in über 90% der Fälle unterschritten. Die Datenstruktur zwischen 1976 und 1985 widerspiegelt die auf die niedrige Sensitivität der bis 1985 eingesetzten Dosismonitorsysteme zurückzuführende falsch-niedrige Erfassung der Einfalldosen bei der Altersgruppe der 1- bis 2-Jährigen (zu dieser offenbar immer noch aktuellen Problematik siehe auch [192]). Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Thorax ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 3-7 Jahre.

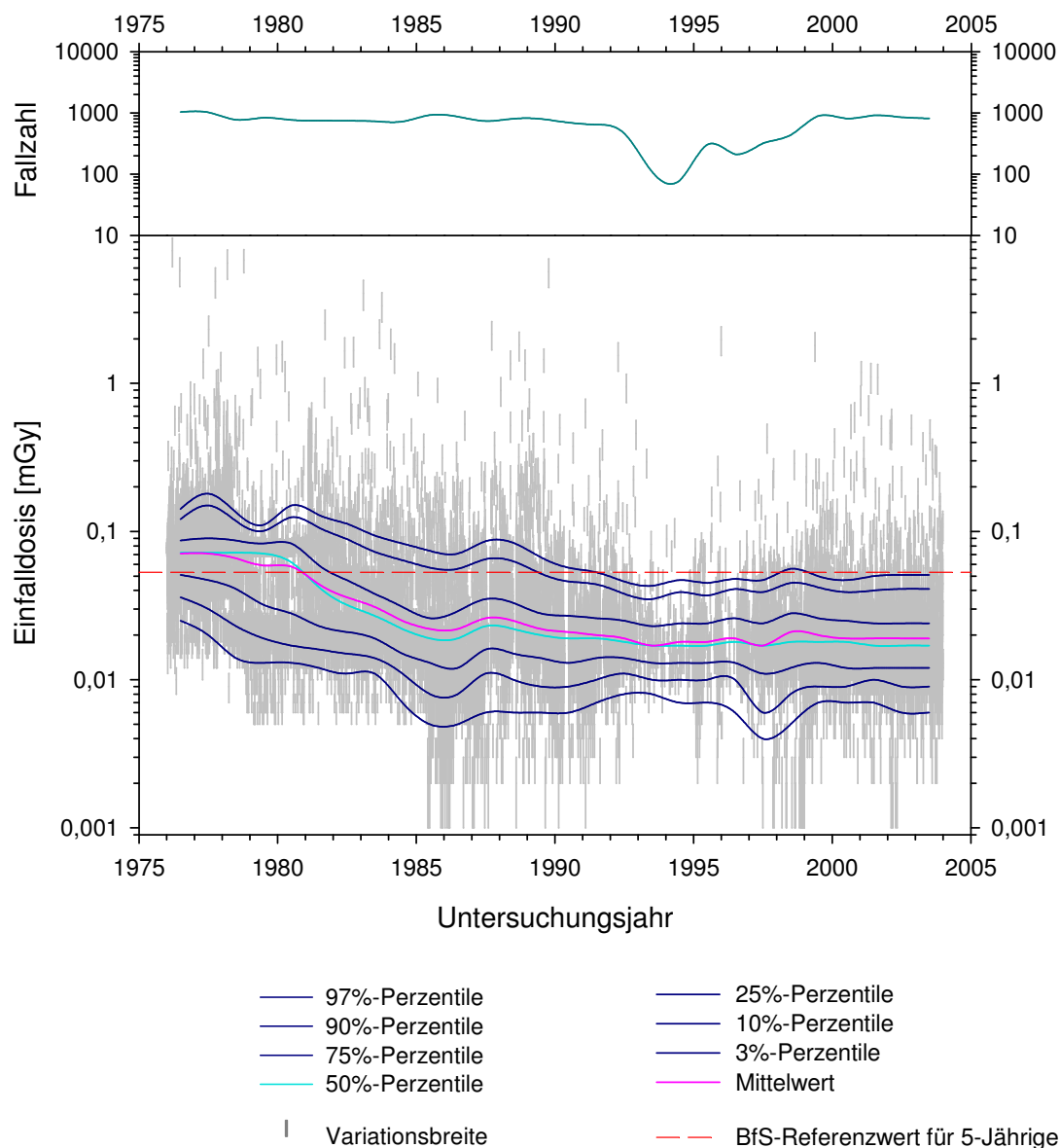


Abb. 88 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Thorax in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 3- bis 7-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Viertel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für sagittale Röntgenuntersuchungen des Thorax in der Altersgruppe der 5-Jährigen wurde bereits seit Beginn der 1990er-Jahre in den meisten Fällen unterschritten. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Thorax ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 8-12 Jahre.

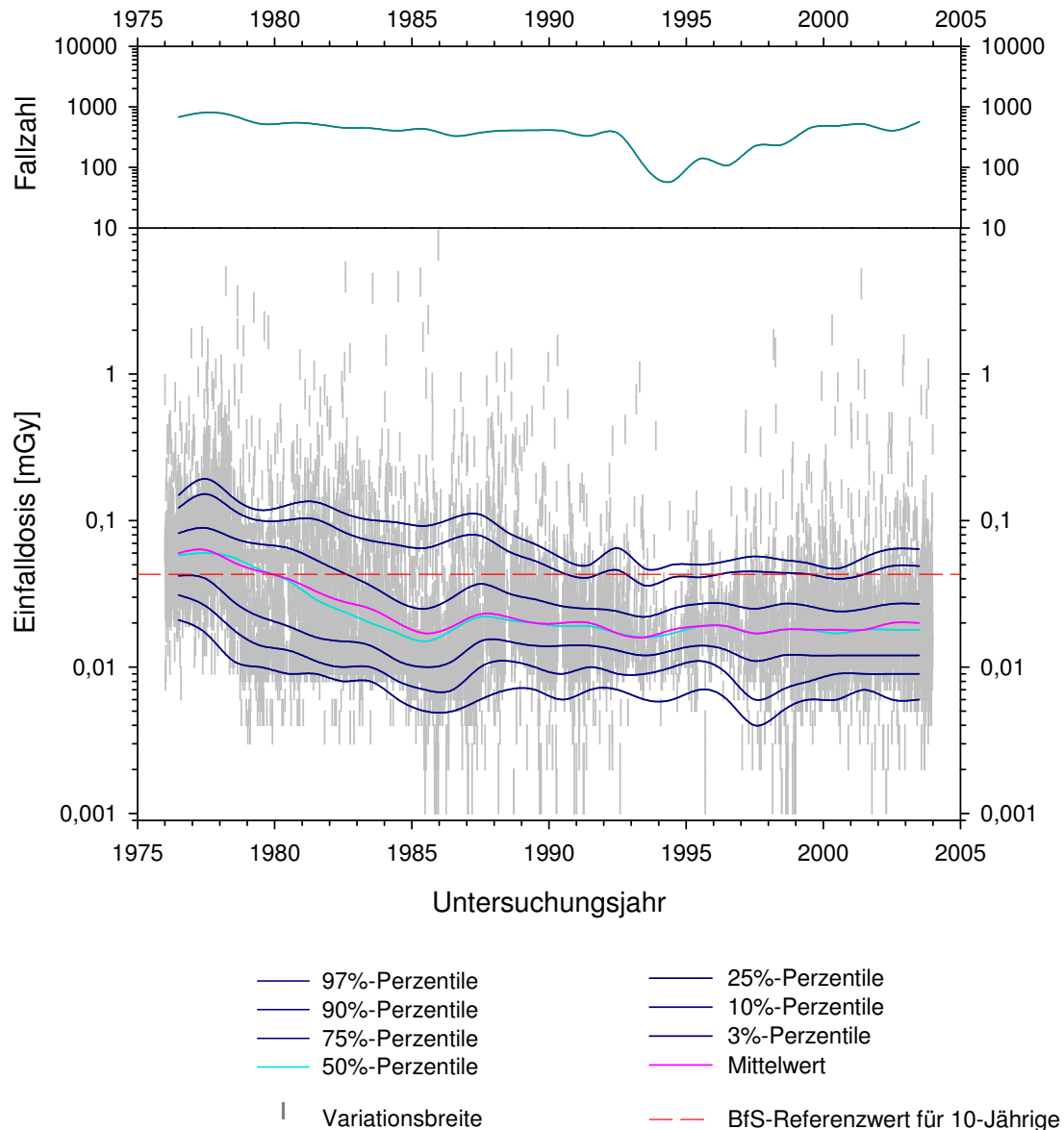


Abb. 89 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Thorax in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 8- bis 12-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Drittel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für sagittale Röntgenuntersuchungen des Thorax in der Altersgruppe der 10-Jährigen wurde bereits seit Beginn der 1990er-Jahre in über 90% der Fälle unterschritten. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Thorax ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 13-17 Jahre.

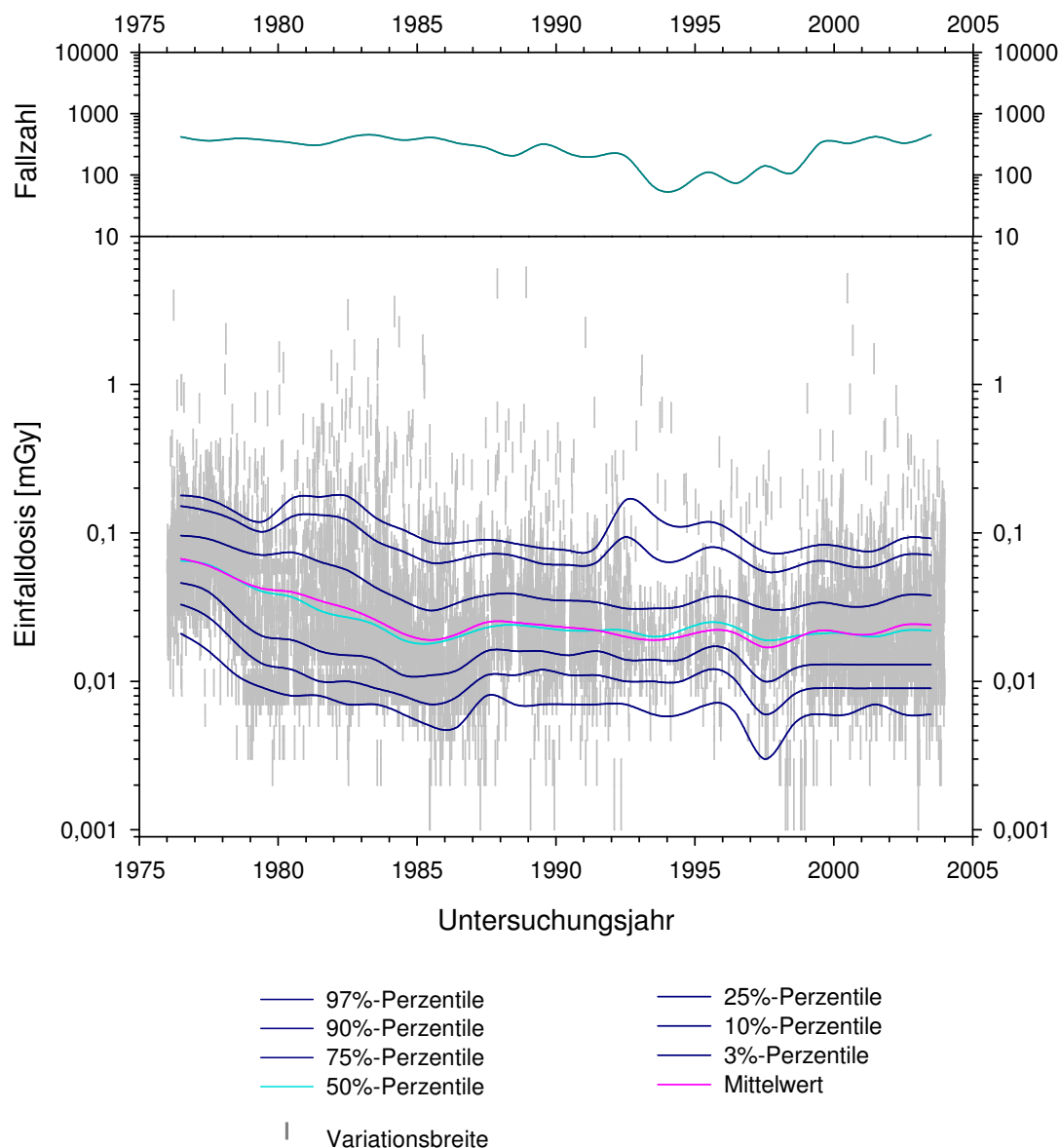


Abb. 90 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Thorax in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 13- bis 17-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Drittel gesunken. Für die sagittale Röntgenuntersuchung des Thorax in der Altersgruppe der 13- bis 17-Jährigen wurden vom Bundesamt für Strahlenschutz noch keine Referenzwerte bekanntgemacht [554]. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Thorax ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 18-50 Jahre.

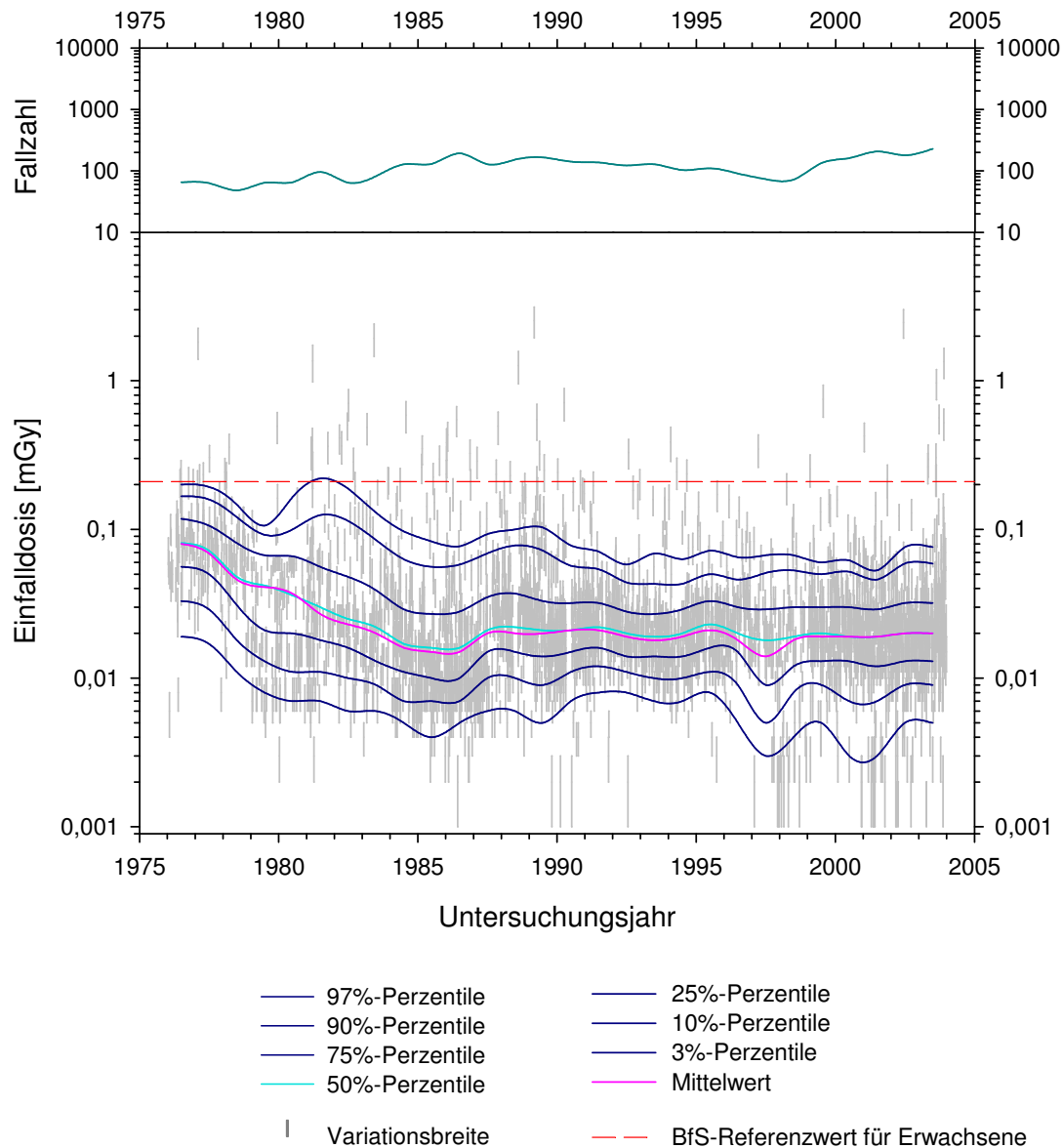


Abb. 91 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Thorax in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 18- bis 50-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Viertel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für sagittale Röntgenuntersuchungen des Thorax bei Erwachsenen wurde im gesamten Untersuchungszeitraum in den meisten Fällen unterschritten. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Thorax ap - effektive Konversionsfaktoren.

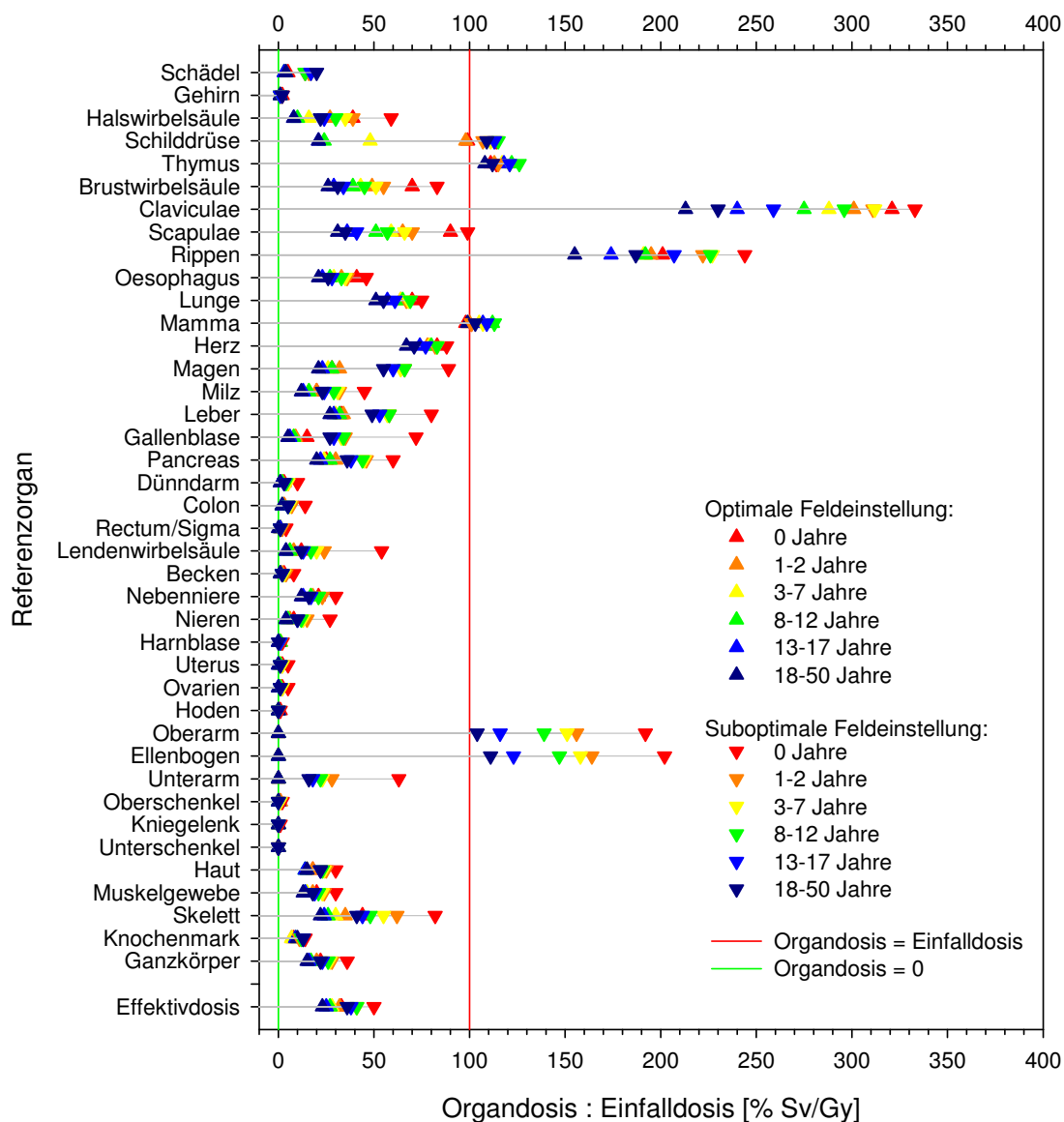


Abb. 92 Effektive Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Thorax in ap-Projektion.

Die Abbildung zeigt die als Mittelwerte über die Quotienten aus Organ- und Einfalldosis definierten effektiven Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Thorax in ap-Projektion für alle Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit erfolgte keine Darstellung der Standardabweichungen vom Mittelwert; sie betragen selten mehr als 20% des Mittelwertes.

Die Höhe der Organdosen bei gegebener Einfalldosis wird wesentlich durch die Feldeinstellung und die stoffliche Zusammensetzung des Gewebes bestimmt. So betragen die Organdosen der im Nutzstrahlenbündel oberflächlich exponierten Skelettstrukturen aufgrund des hohen Knochenmineralgehaltes das Mehrfache der Einfalldosis. Unter suboptimaler Feldeinstellung werden die oberen Extremitäten mitexponiert. Die Effektivdosis bleibt gegenüber Variationen in der Feldeinstellung weitestgehend stabil [232].

Thorax pa - effektive Konversionsfaktoren.

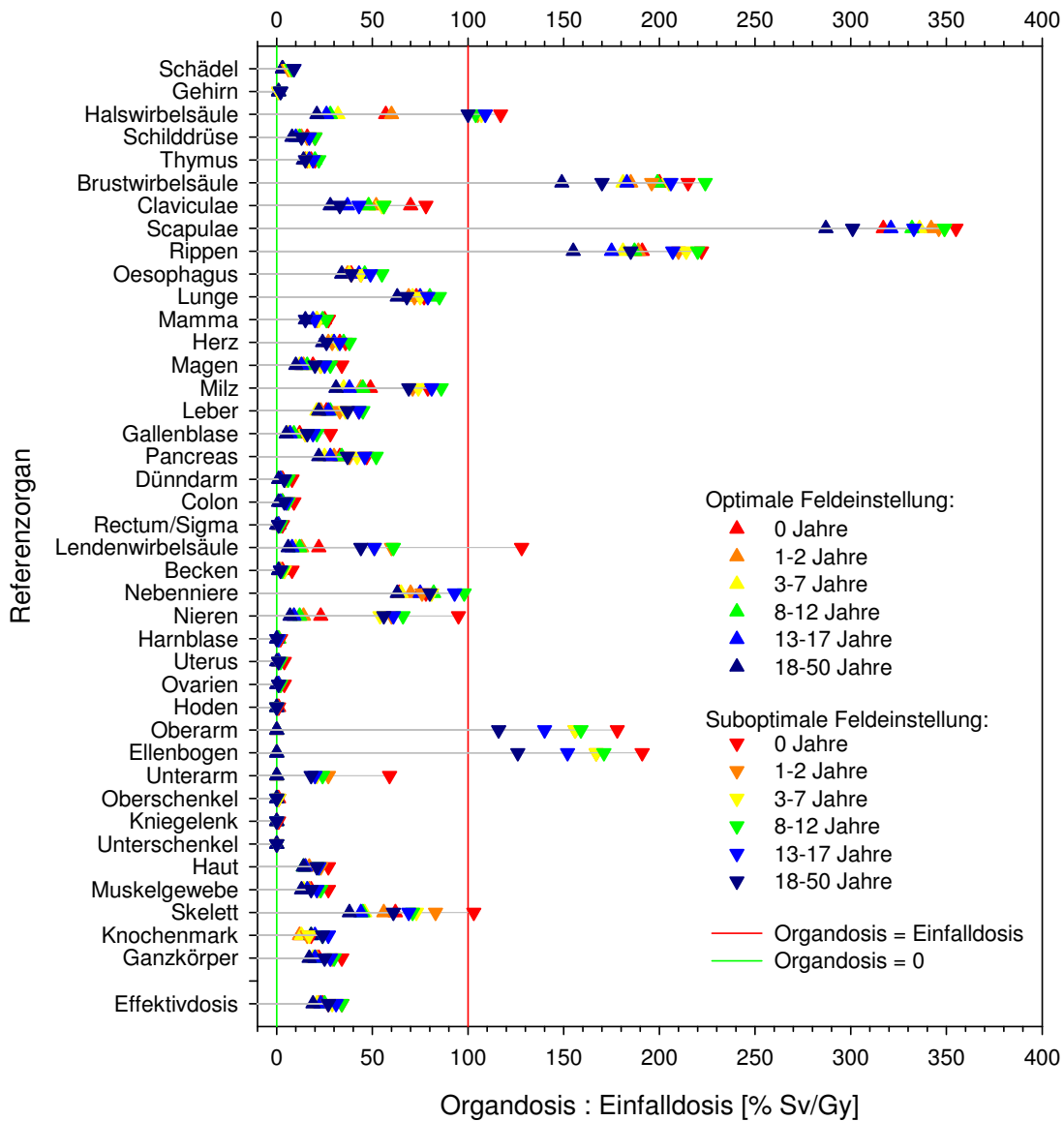


Abb. 93 Effektive Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Thorax in pa-Projektion.

Die Abbildung zeigt die als Mittelwerte über die Quotienten aus Organ- und Einfalldosis definierten effektiven Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Thorax in pa-Projektion für alle Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit erfolgte keine Darstellung der Standardabweichungen vom Mittelwert; sie betragen selten mehr als 20% des Mittelwertes.

Die Höhe der Organdosen bei gegebener Einfalldosis wird wesentlich durch die Feldeinstellung und die stoffliche Zusammensetzung des Gewebes bestimmt. So betragen die Organdosen der im Nutzstrahlenbündel oberflächlich exponierten Skelettstrukturen aufgrund des hohen Knochenmineralgehaltes das Mehrfache der Einfalldosis. Unter suboptimaler Feldeinstellung werden die oberen Extremitäten mitexponiert. Die Effektivdosis bleibt gegenüber Variationen in der Feldeinstellung weitestgehend stabil [232].

6.1.4. Röntgenuntersuchung des Thorax lateral

Thorax lateral - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 0 Jahre.

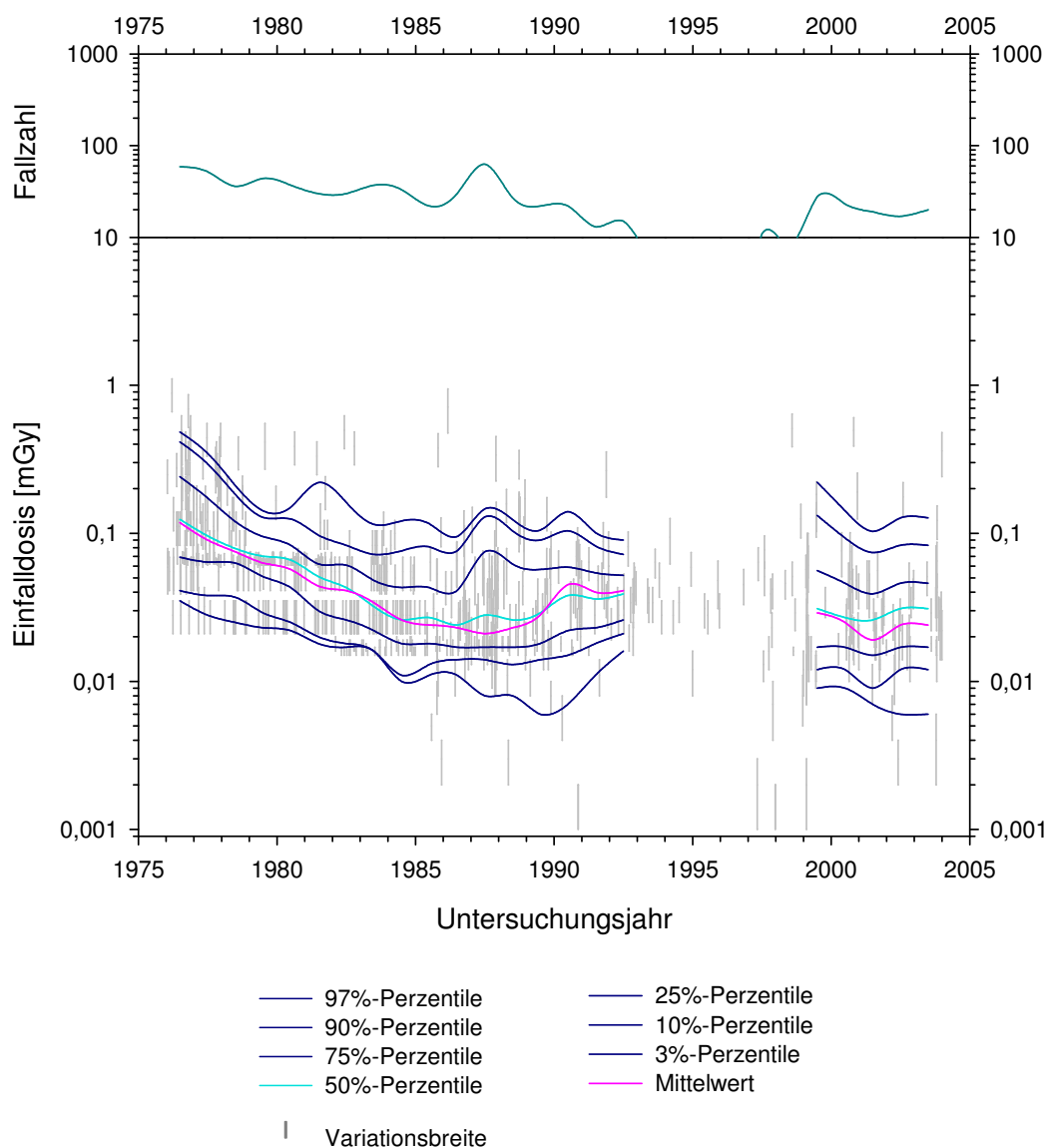


Abb. 94 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Thorax in Lateralprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der Neugeborenen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Fünftel gesunken. Für die laterale Röntgenuntersuchung des Thorax in der Altersgruppe der Neugeborenen wurden vom Bundesamt für Strahlenschutz noch keine Referenzwerte bekanntgemacht [554]. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand. Die Datenstruktur von 1976 bis 1985 widerspiegelt die auf die niedrige Sensitivität der bis 1985 eingesetzten Dosismonitorsysteme zurückzuführende falsch-niedrige Erfassung der Einfalldosen bei Früh- und Neugeborenen (zu dieser offenbar immer noch aktuellen Problematik siehe auch [192]).

Thorax lateral - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 1-2 Jahre.

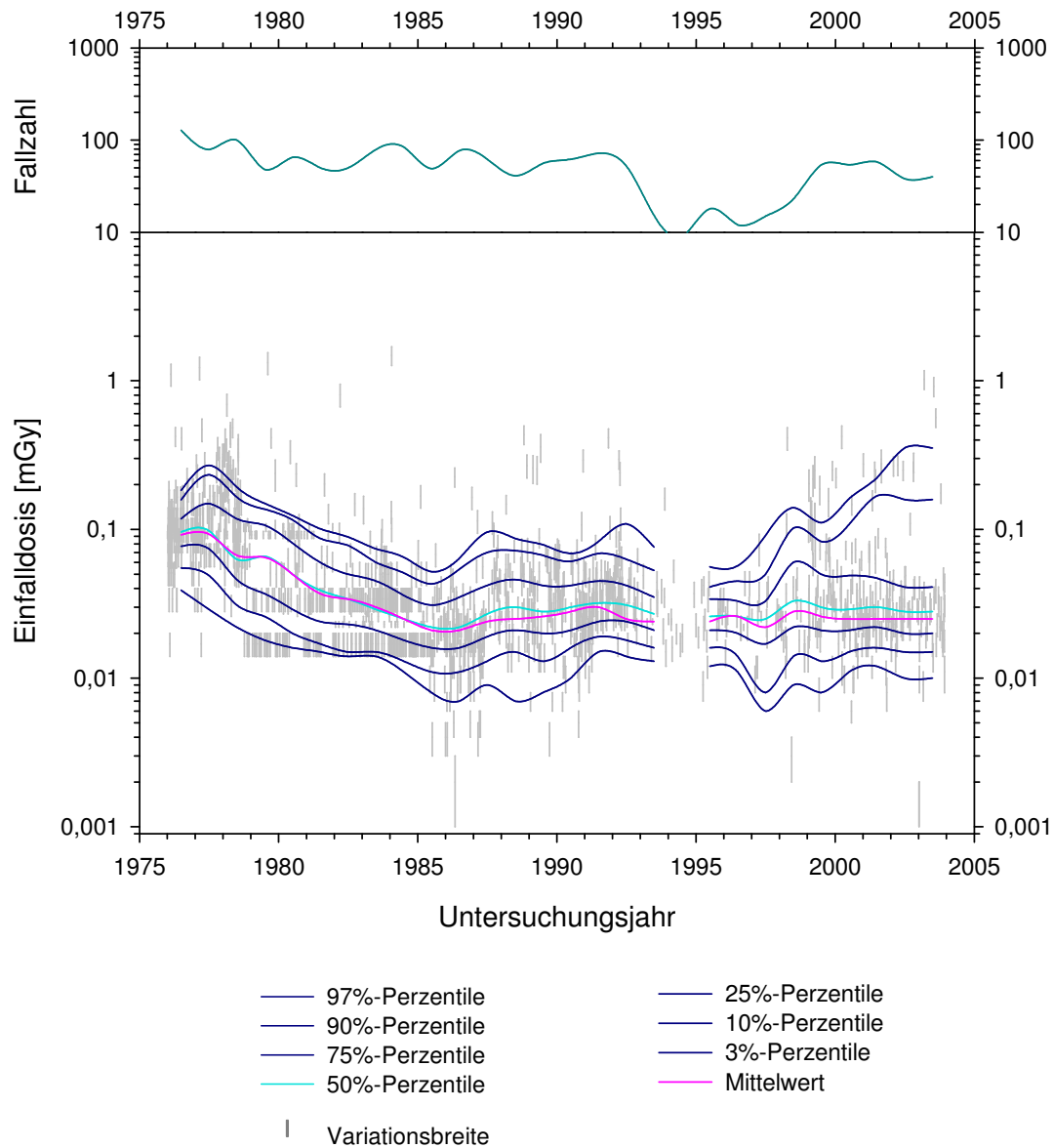


Abb. 95 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Thorax in Lateralprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 1- bis 2-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Fünftel gesunken. Für die laterale Röntgenuntersuchung des Thorax in der Altersgruppe der 1- bis 2-Jährigen wurden vom Bundesamt für Strahlenschutz noch keine Referenzwerte bekanntgemacht [554]. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Thorax lateral - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 3-7 Jahre.

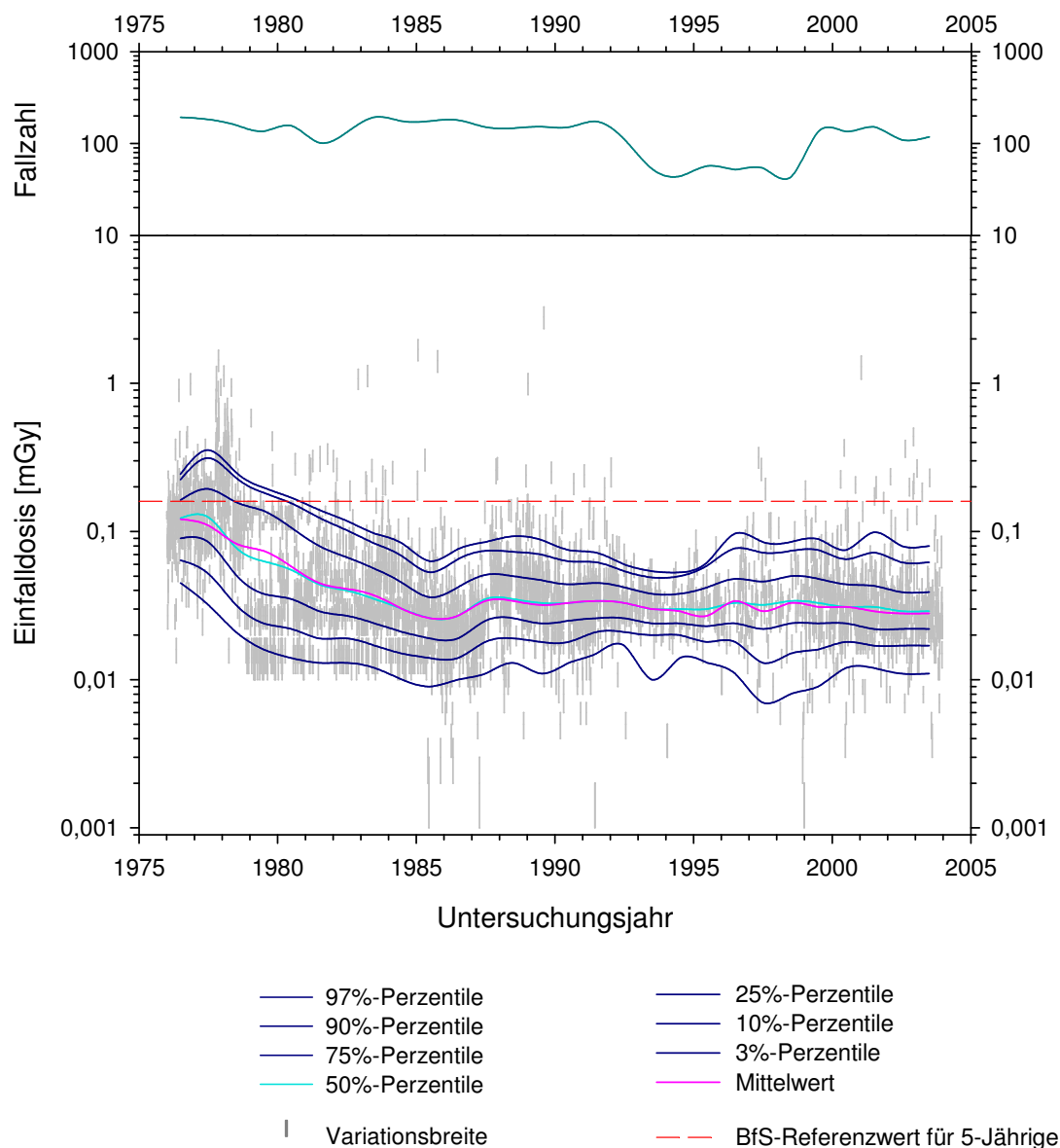


Abb. 96 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Thorax in Lateralprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 3- bis 7-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Viertel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für laterale Röntgenuntersuchungen des Thorax in der Altersgruppe der 5-Jährigen wurde in den meisten Fällen über nahezu den gesamten Untersuchungszeitraum hinweg unterschritten. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Thorax lateral - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 8-12 Jahre.

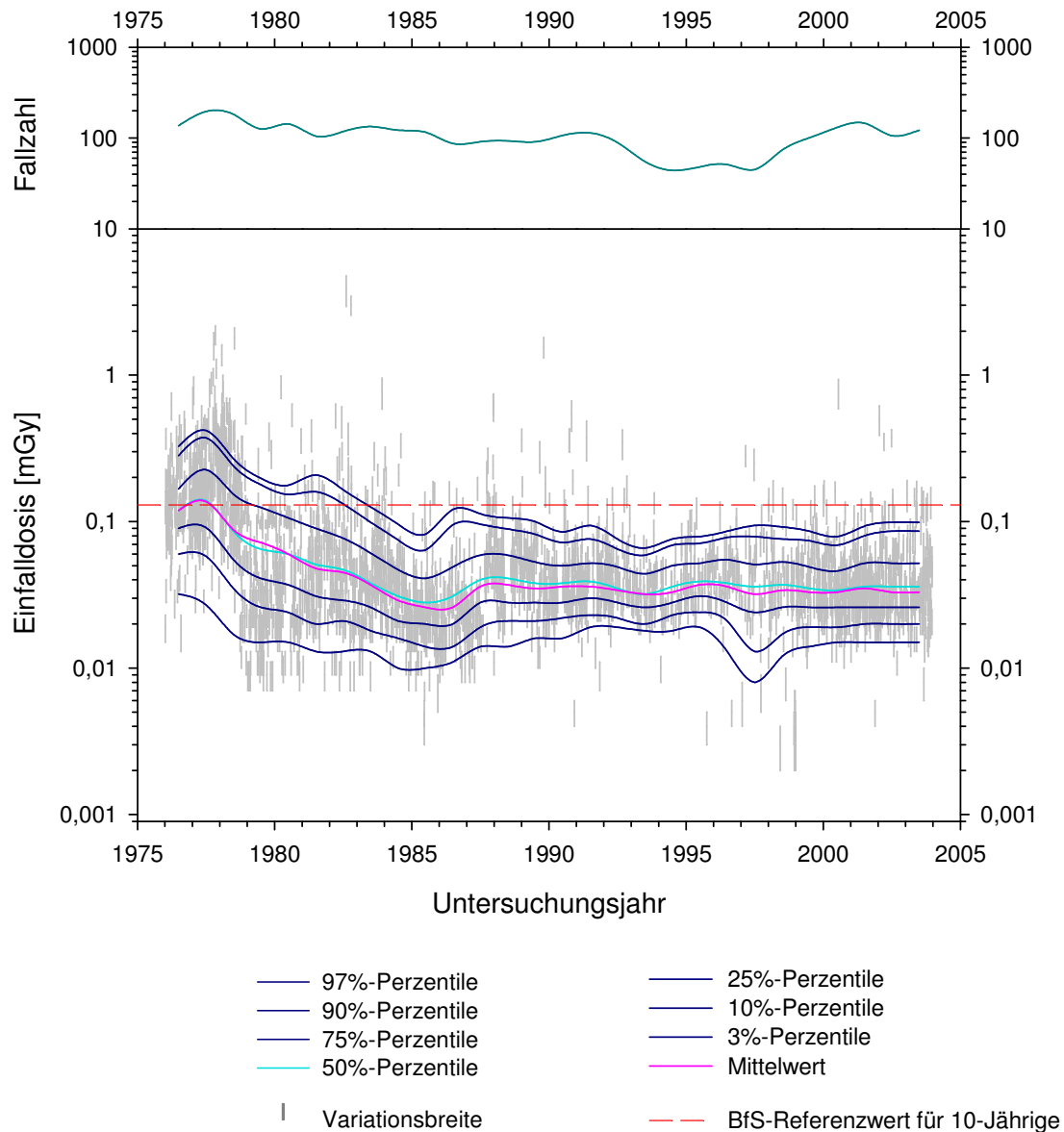


Abb. 97 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Thorax in Lateralprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 8- bis 12-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Fünftel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für laterale Röntgenuntersuchungen des Thorax in der Altersgruppe der 10-Jährigen wurden bereits ab Mitte der 1980er-Jahre hinweg in nahezu allen Fällen unterschritten. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Thorax lateral - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 13-17 Jahre.

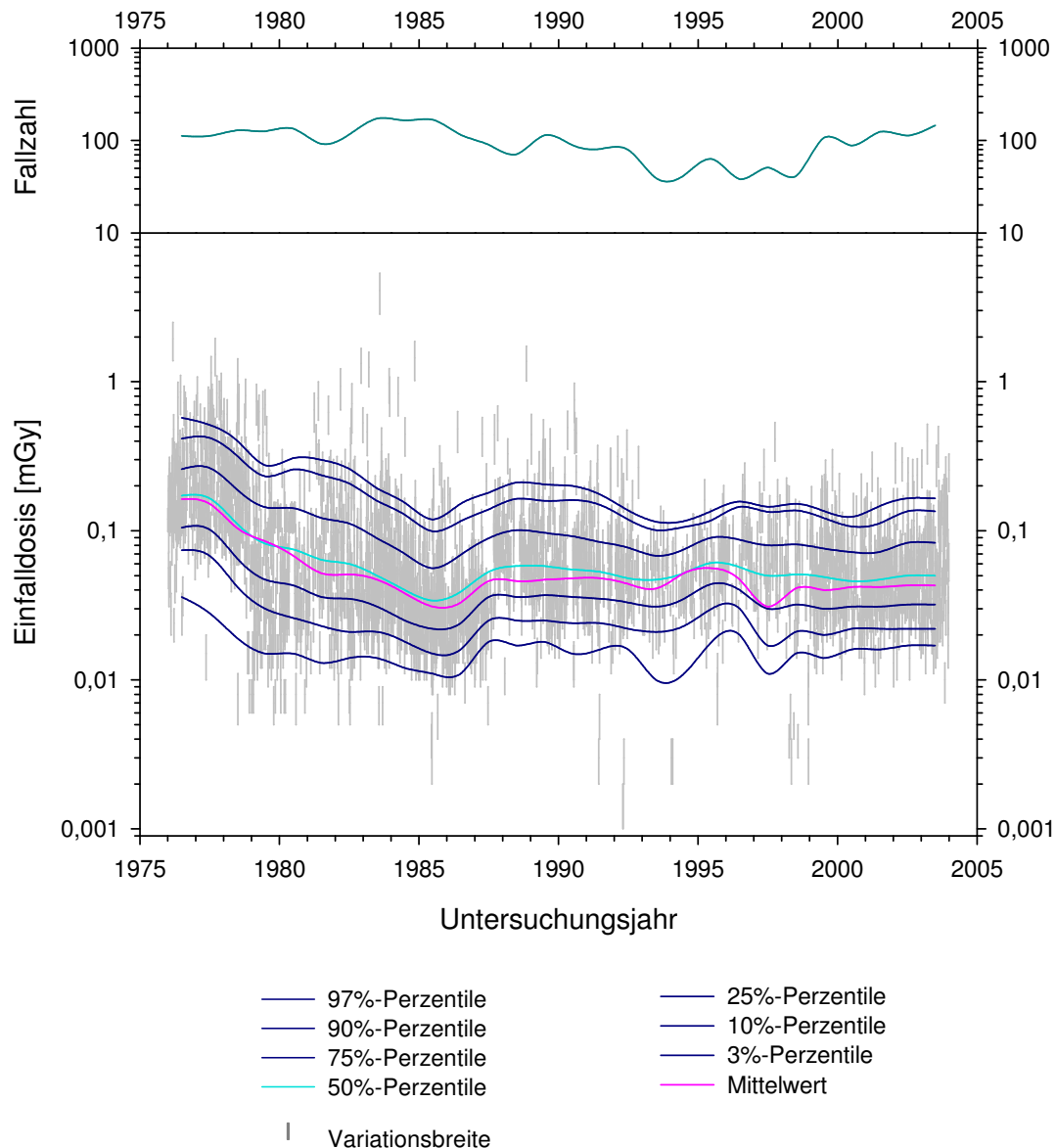


Abb. 98 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Thorax in Lateralprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 13- bis 17-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Viertel gesunken. Für die laterale Röntgenuntersuchung des Thorax in der Altersgruppe der 13- bis 17-Jährigen wurden vom Bundesamt für Strahlenschutz noch keine Referenzwerte bekanntgemacht [554]. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Thorax lateral - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 18-50 Jahre.

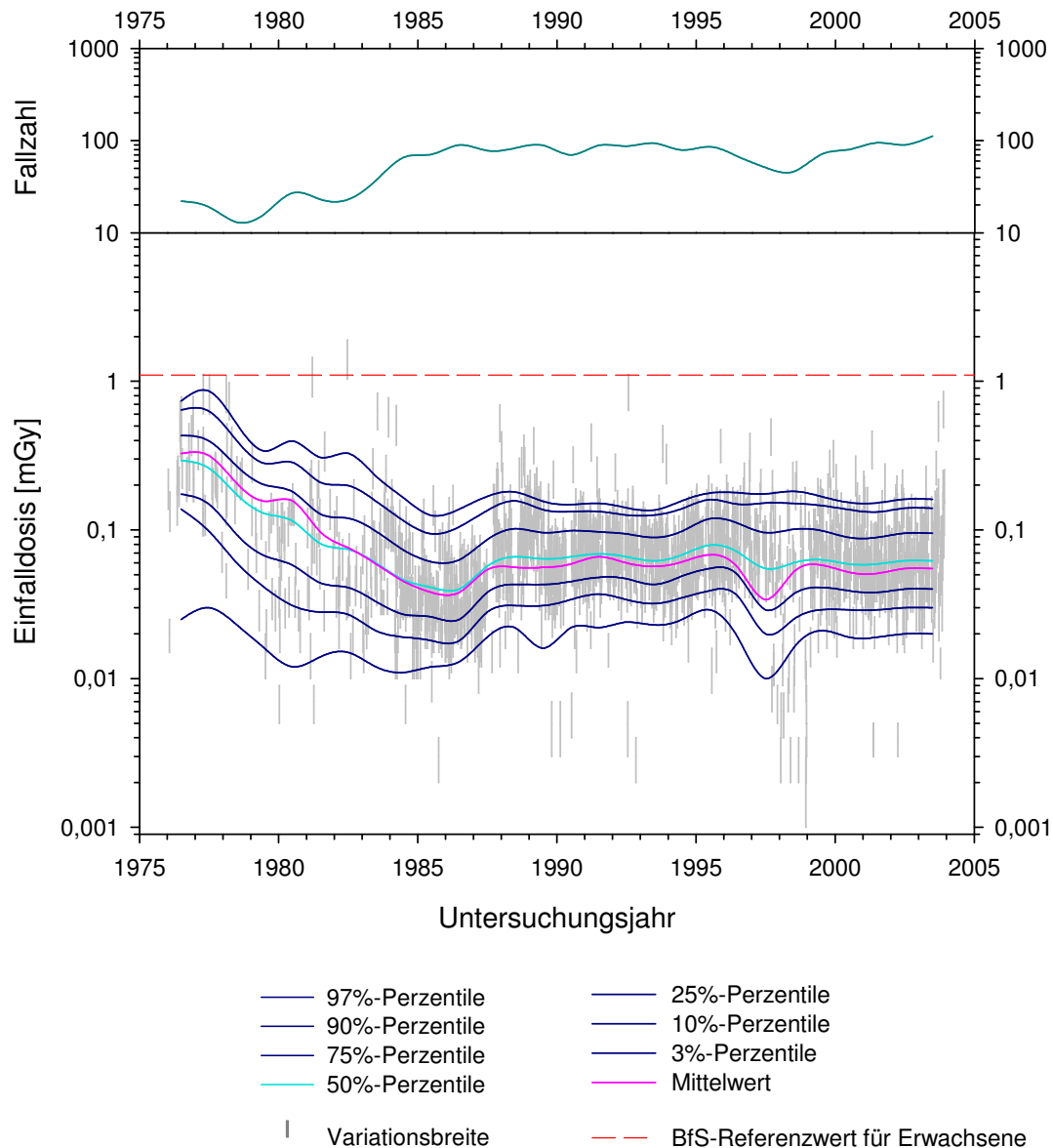


Abb. 99 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Thorax in Lateralprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 18- bis 50-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Fünftel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für laterale Röntgenuntersuchungen des Thorax bei Erwachsenen wurden im hier betrachteten Untersuchungszeitraum in nahezu allen Fällen unterschritten. Die geringe Fallzahl zwischen 1991 und 1998 entspricht der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Thorax lateral - effektive Konversionsfaktoren.

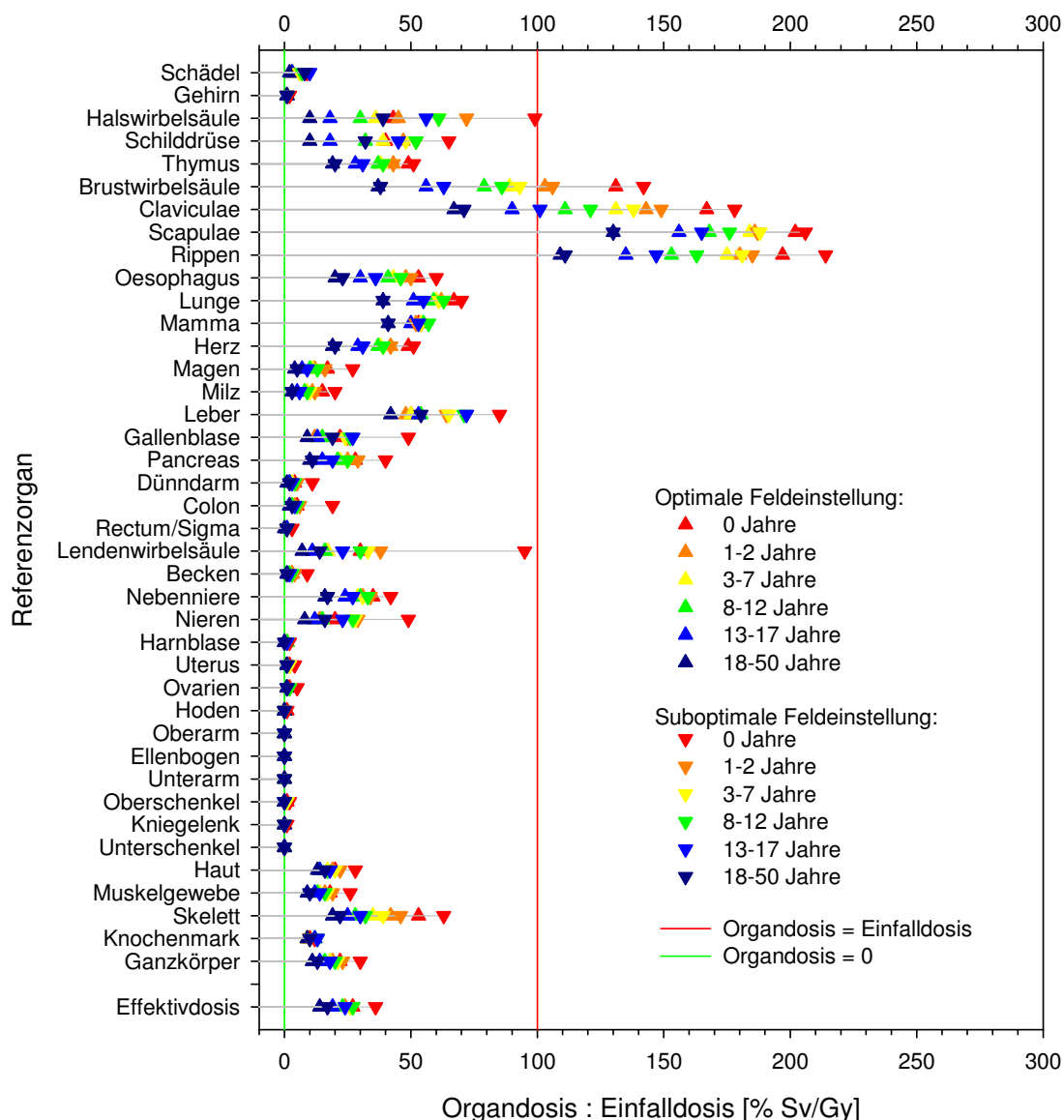


Abb. 100 Effektive Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Thorax in lat-Projektion.

Die Abbildung zeigt die als Mittelwerte über die Quotienten aus Organ- und Einfalldosis definierten effektiven Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Thorax in lat-Projektion für alle Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit erfolgte keine Darstellung der Standardabweichungen vom Mittelwert; sie betragen selten mehr als 20% des Mittelwertes.

Die Höhe der Organdosen bei gegebener Einfalldosis wird wesentlich durch die Feldeinstellung und die stoffliche Zusammensetzung des Gewebes bestimmt. So betragen die Organdosen der im Nutzstrahlenbündel oberflächlich exponierten Skelettstrukturen aufgrund des hohen Knochenmineralgehaltes das Mehrfache der Einfalldosis. Unter suboptimaler Feldeinstellung wird vor allem die Lendenwirbelsäule des Neugeborenen relativ überexponiert. Die Effektivdosis bleibt gegenüber Variationen in der Feldeinstellung weitestgehend stabil [232].

6.1.5. Röntgenuntersuchung des Abdomens ap/pa

Abdomen ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 0 Jahre.

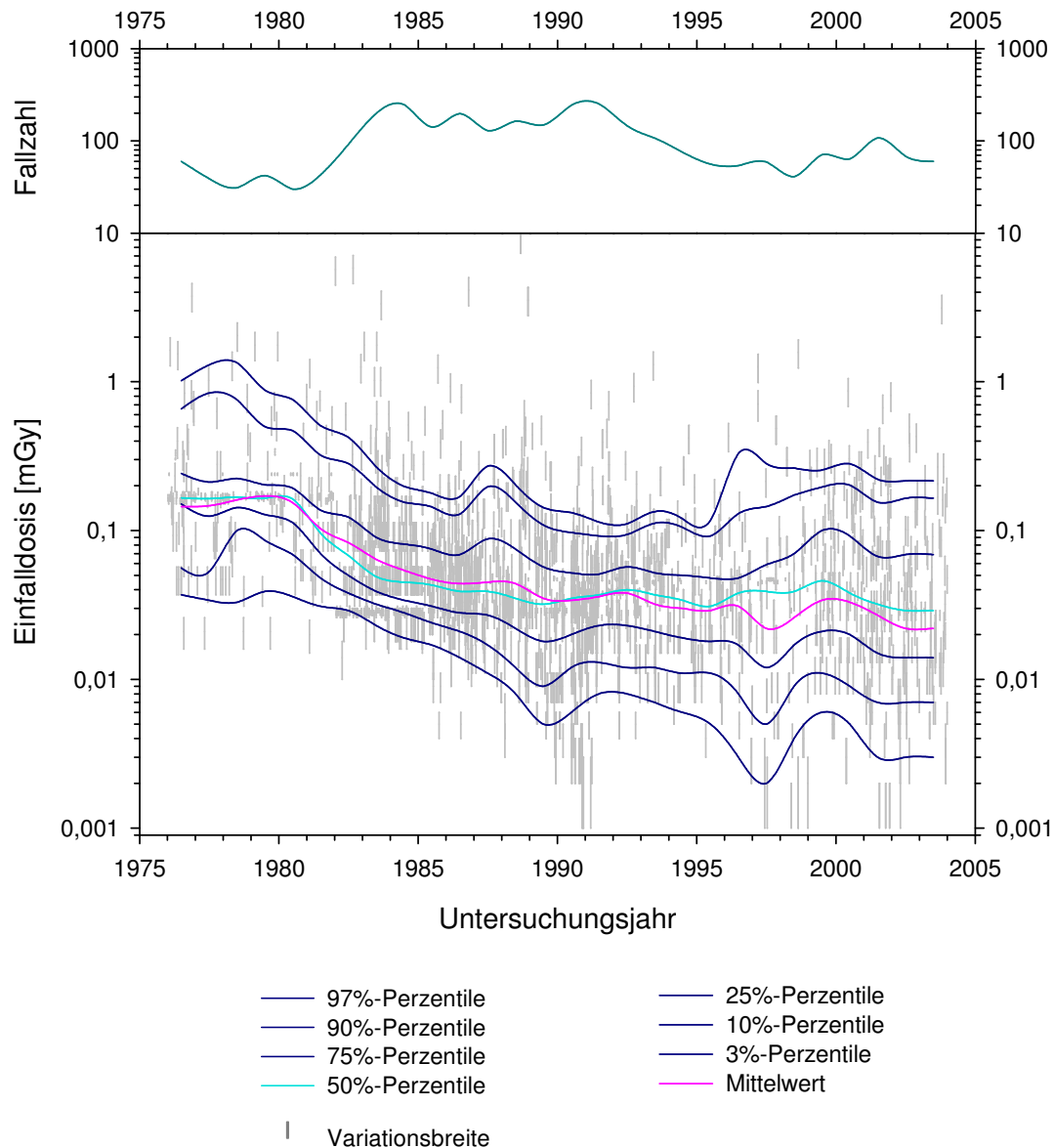


Abb. 101 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Abdomens in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der Neugeborenen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Zehntel gesunken. Für die sagittale Röntgenuntersuchung des Abdomens in der Altersgruppe der Früh- und Neugeborenen wurden vom Bundesamt für Strahlenschutz noch keine Referenzwerte bekanntgemacht [554].

Abdomen ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 1-2 Jahre.

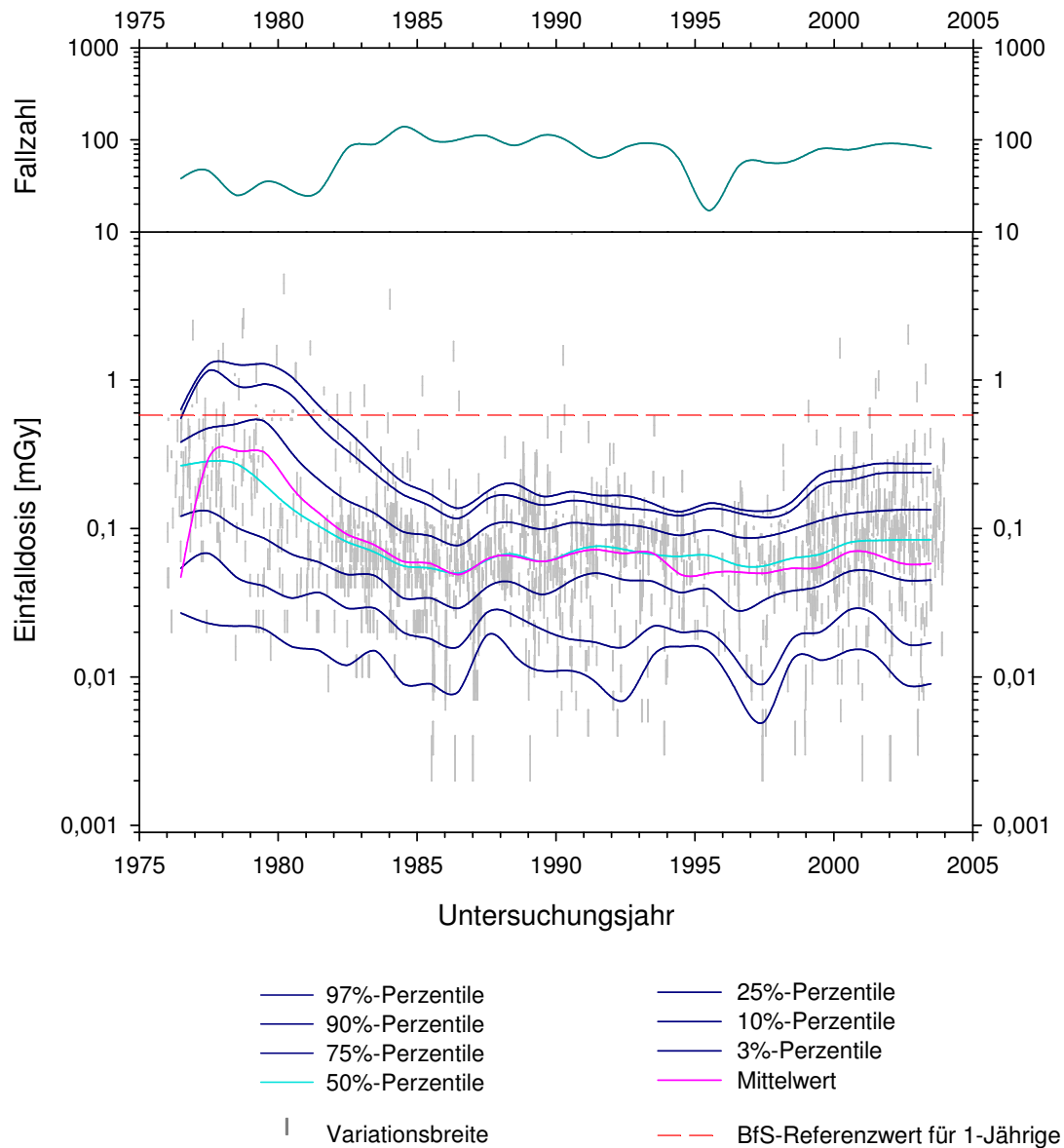


Abb. 102 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Abdomens in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 1- bis 2-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Fünftel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für sagittale Röntgenuntersuchungen des Abdomens in der Altersgruppe der 1-Jährigen wurde bereits seit Beginn der 1980er-Jahre in nahezu allen Fällen unterschritten.

Abdomen ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 3-7 Jahre.

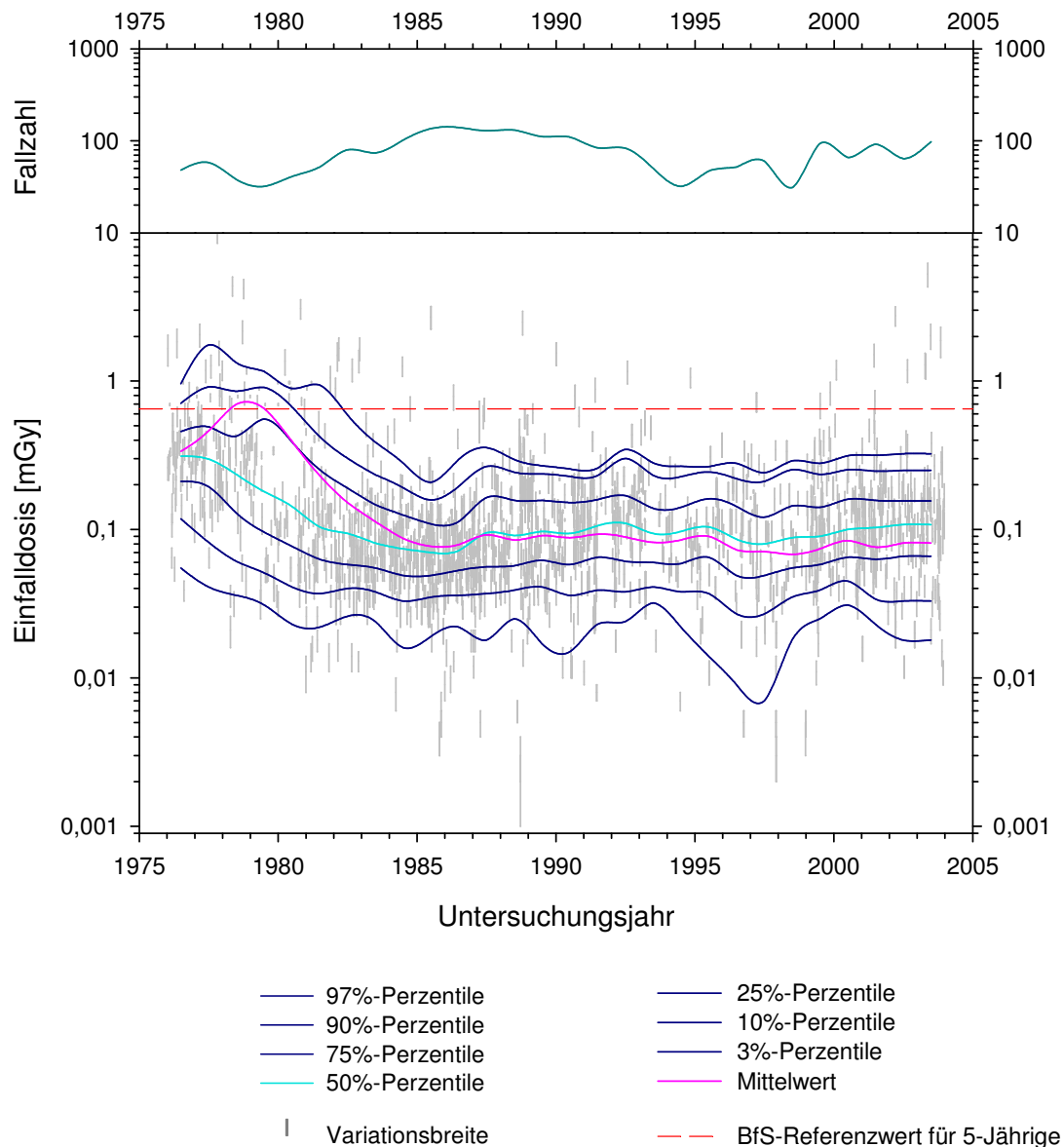


Abb. 103 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Abdomens in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 3- bis 7-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Drittel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für sagittale Röntgenuntersuchungen des Abdomens in der Altersgruppe der 5-Jährigen wurde bereits seit Beginn der 1980er-Jahre in nahezu allen Fällen unterschritten.

Abdomen ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 8-12 Jahre.

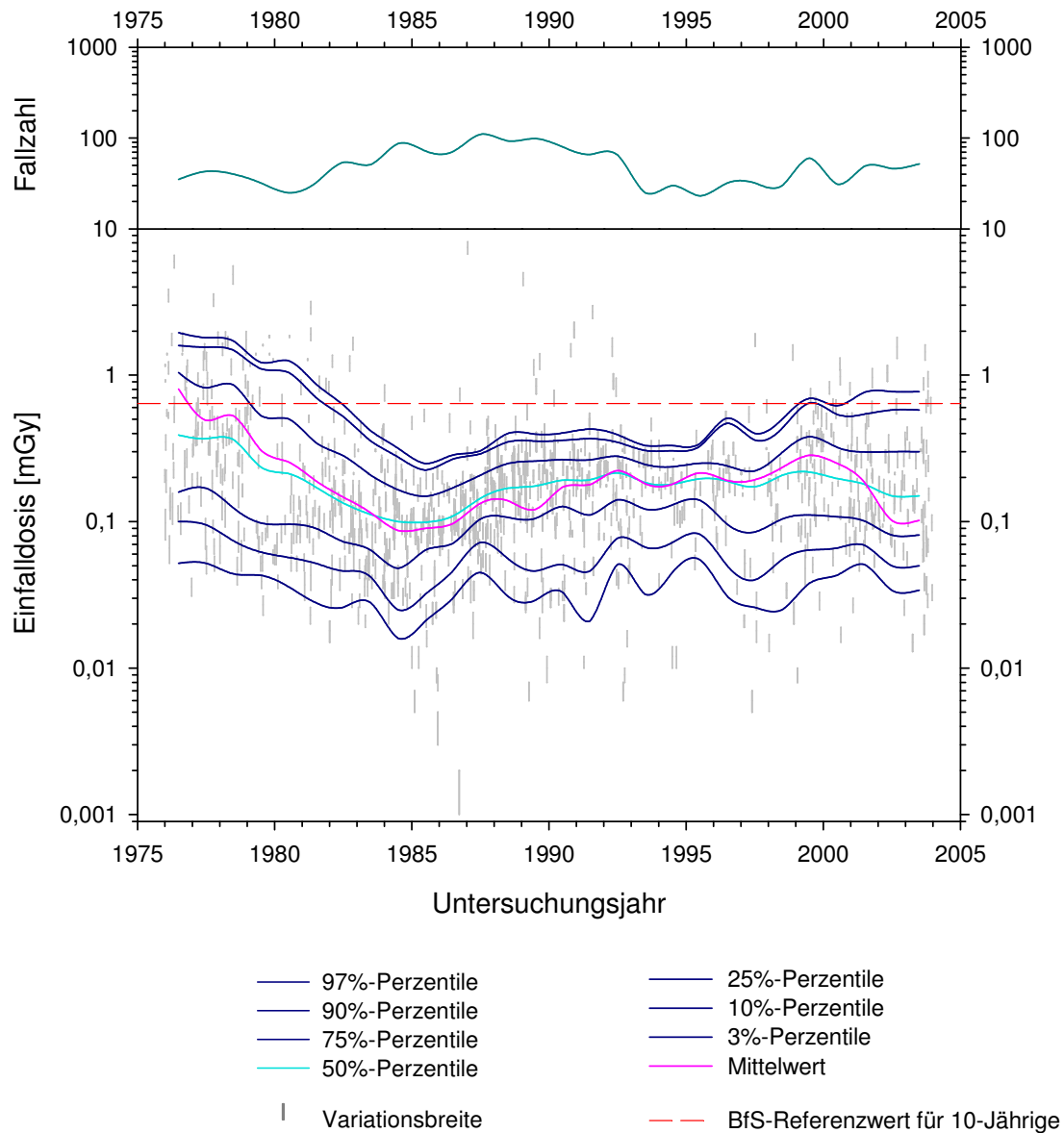


Abb. 104 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Abdomens in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 8- bis 12-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Viertel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für sagittale Röntgenuntersuchungen des Abdomens in der Altersgruppe der 5-Jährigen wurde bereits seit Beginn der 1980er-Jahre in nahezu allen Fällen unterschritten.

Abdomen ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 13-17 Jahre.

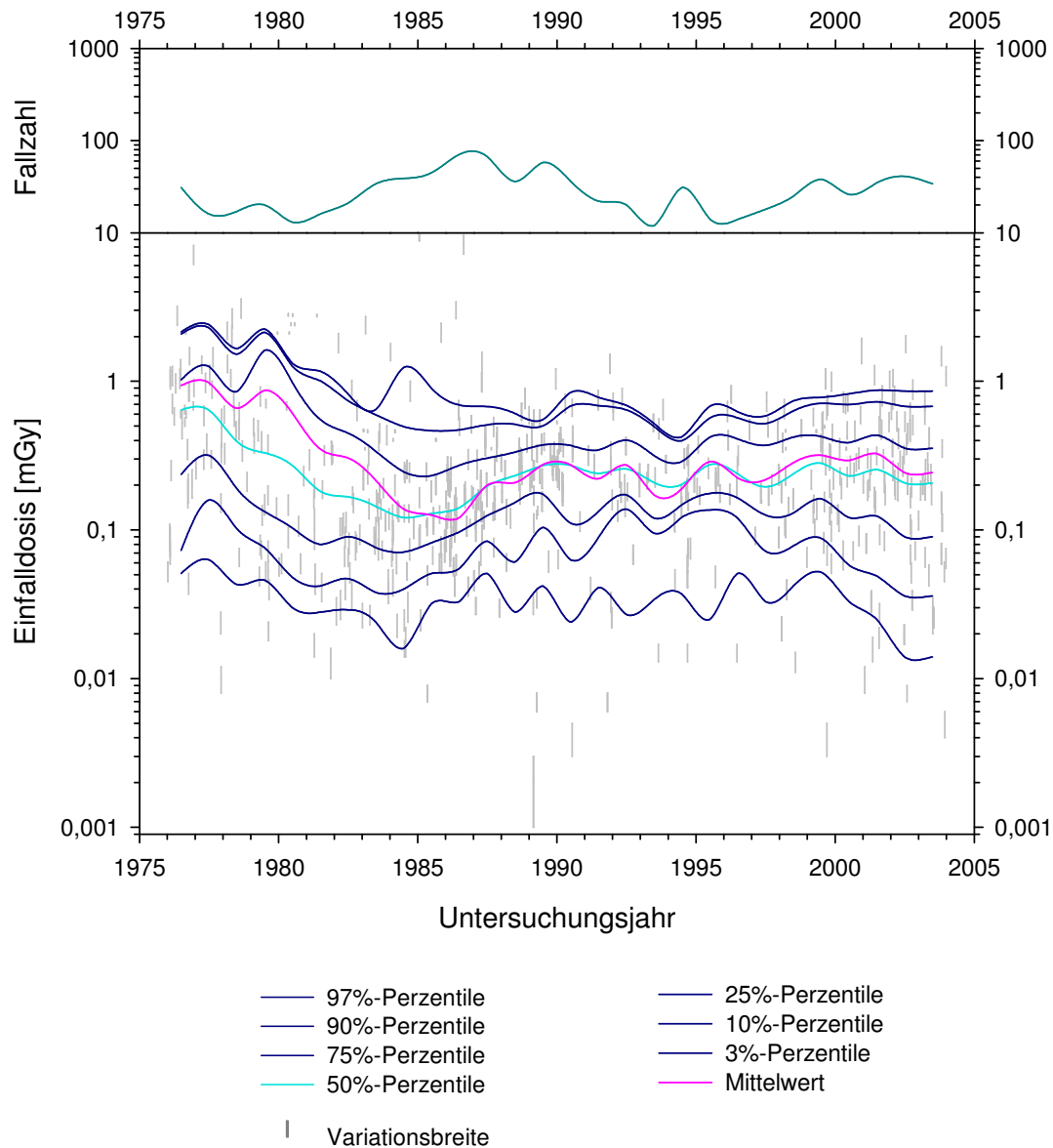


Abb. 105 Zeitverlauf der Einfalldosen bei den Röntgenuntersuchungen des Abdomens in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 13- bis 17-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Viertel gesunken. Für die sagittale Röntgenuntersuchung des Abdomens in der Altersgruppe der 13- bis 17-Jährigen wurden vom Bundesamt für Strahlenschutz noch keine Referenzwerte bekanntgemacht [554].

Aufgrund der geringen Fallzahlen unterblieb die Darstellung des Zeitverlaufes der Einfalldosen für die Altersgruppe der 18- bis 50-Jährigen.

Abdomen ap - effektive Konversionsfaktoren.

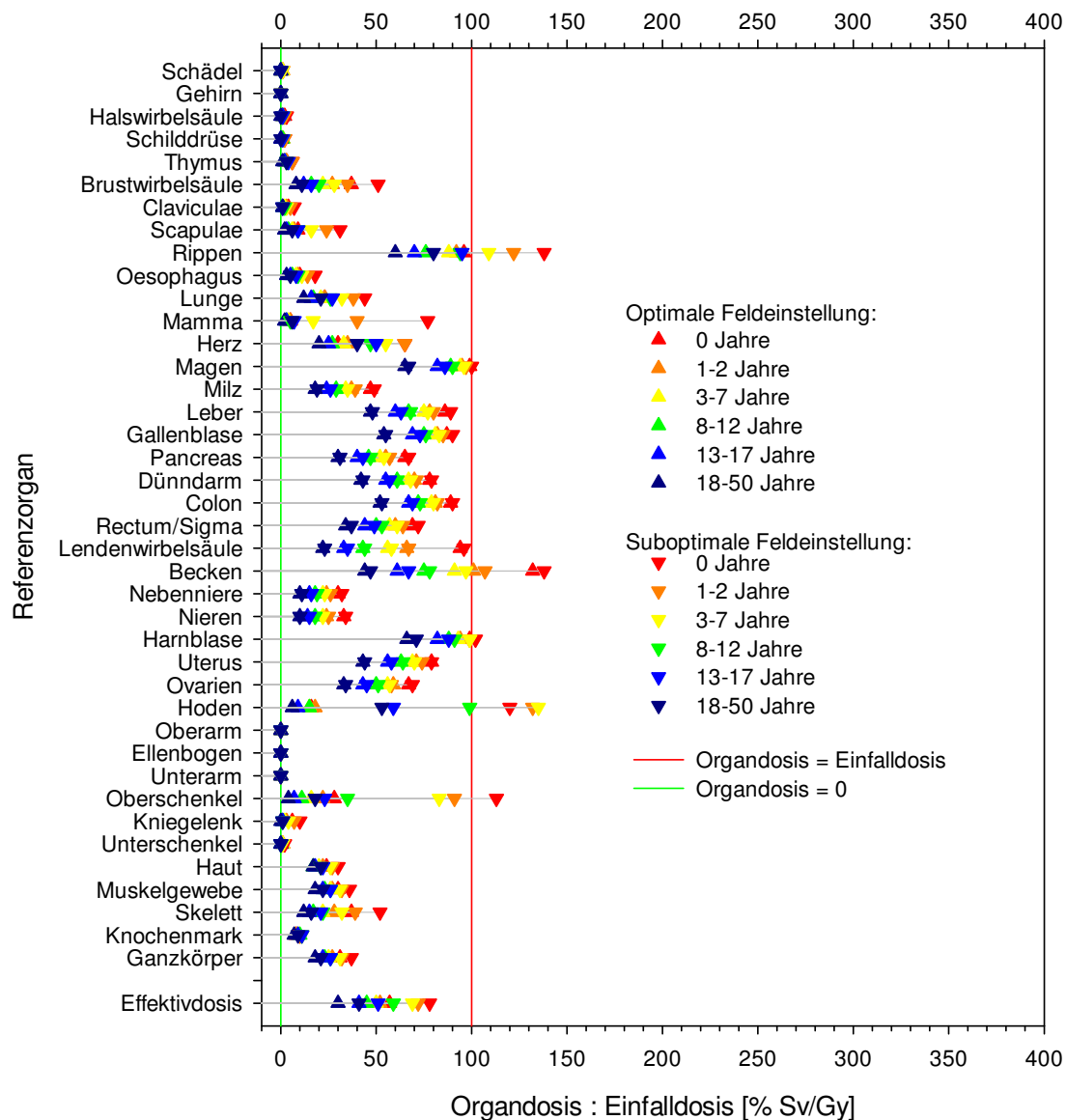


Abb. 106 Effektive Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Abdomens in ap-Projektion.

Die Abbildung zeigt die als Mittelwerte über die Quotienten aus Organ- und Einfalldosis definierten effektiven Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Thorax in ap-Projektion für alle Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit erfolgte keine Darstellung der Standardabweichungen vom Mittelwert; sie betragen selten mehr als 20% des Mittelwertes.

Die Höhe der Organdosen bei gegebener Einfalldosis wird wesentlich durch die Feldeinstellung und die stoffliche Zusammensetzung des Gewebes bestimmt. So betragen die Organdosen der im Nutzstrahlenbündel oberflächlich exponierten Skelettstrukturen aufgrund des hohen Knochenmineralgehaltes das Mehrfache der Einfalldosis. Unter suboptimaler Feldeinstellung werden vor allem Becken, Oberschenkel und Hoden (Berechnungen erfolgten ohne Berücksichtigung eines Gonadenschutzes) mitexponiert. Die Effektivdosis bleibt gegenüber Variationen in der Feldeinstellung weitestgehend stabil [232].

Abdomen pa - effektive Konversionsfaktoren.

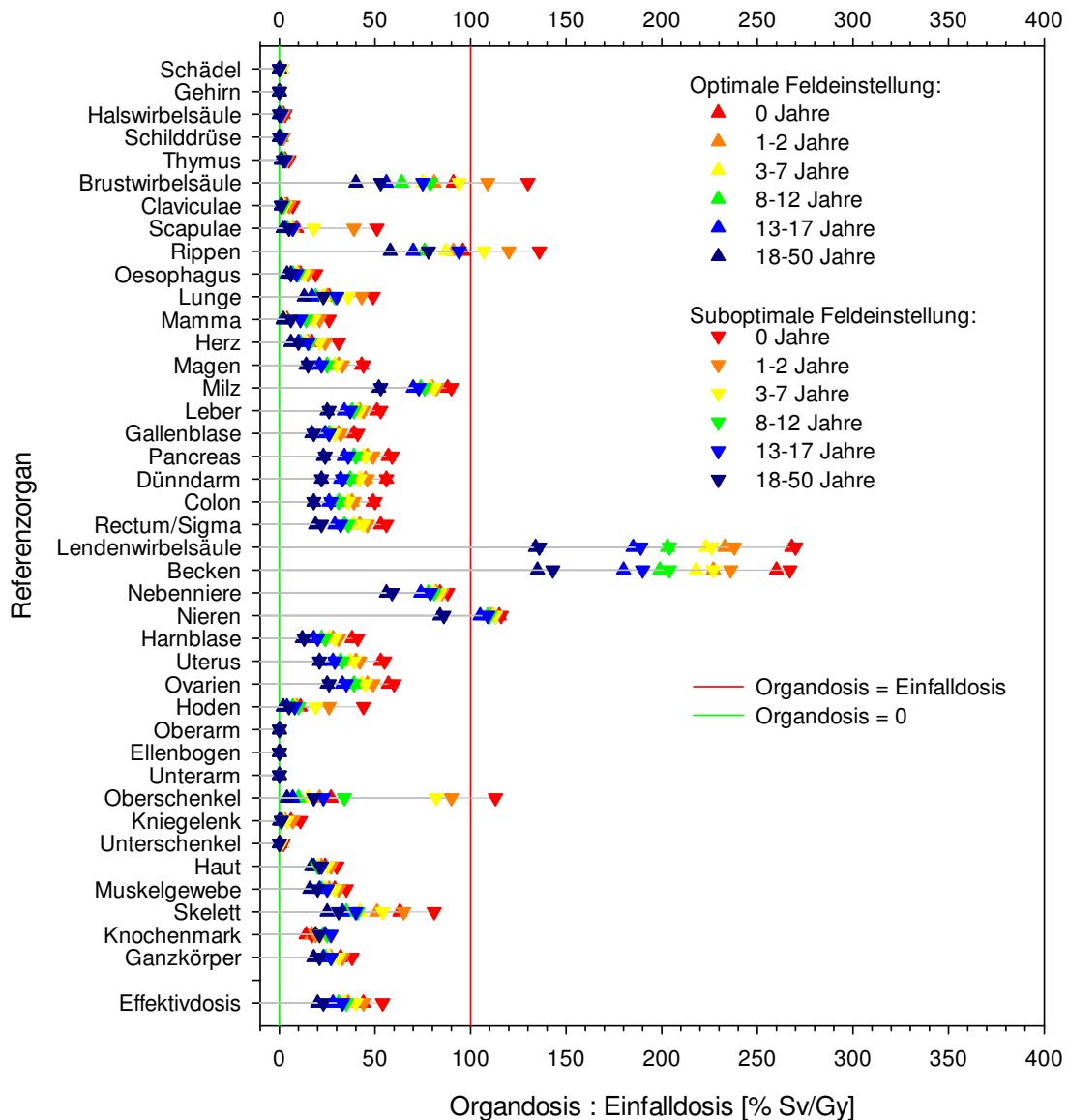


Abb. 107 Effektive Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Abdomens in pa-Projektion.

Die Abbildung zeigt die als Mittelwerte über die Quotienten aus Organ- und Einfalldosis definierten effektiven Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Abdomens in pa-Projektion für alle Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit erfolgte keine Darstellung der Standardabweichungen vom Mittelwert; sie betragen selten mehr als 20% des Mittelwertes.

Die Höhe der Organdosen bei gegebener Einfalldosis wird wesentlich durch die Feldeinstellung und die stoffliche Zusammensetzung des Gewebes bestimmt. So betragen die Organdosen der im Nutzstrahlenbündel oberflächlich exponierten Skelettstrukturen aufgrund des hohen Knochenmineralgehaltes das Mehrfache der Einfalldosis. Unter suboptimaler Feldeinstellung werden vor allem Oberschenkel und Nieren mitexponiert, wogegen die Hoden in der pa-Projektion durch das Weichteilgewebe gut abgeschirmt werden. Die Effektivdosis bleibt gegenüber Variationen in der Feldeinstellung weitestgehend stabil [232].

Abdomen lat - effektive Konversionsfaktoren.

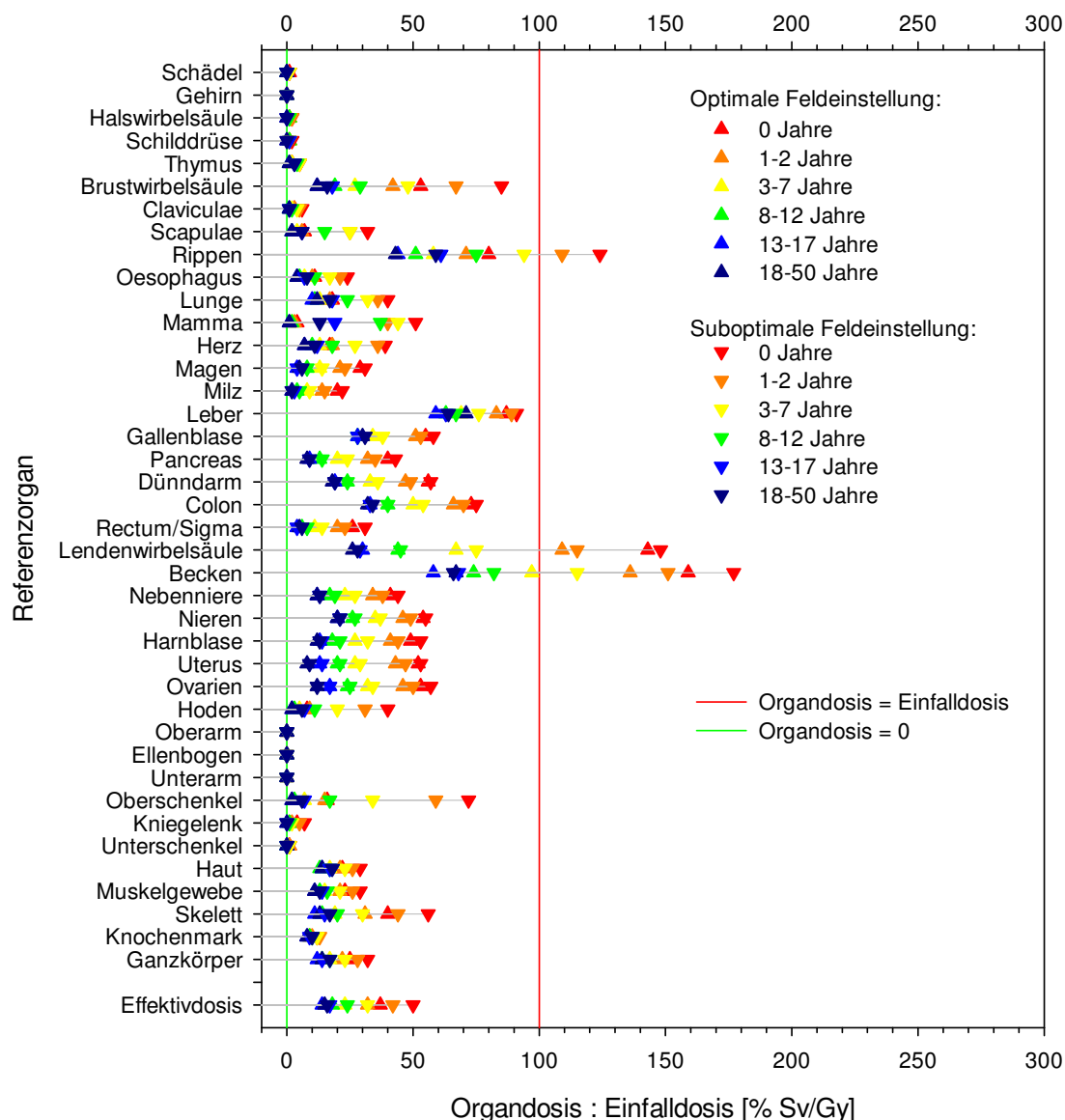


Abb. 108 Effektive Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Abdomens in lat-Projektion.

Die Abbildung zeigt die als Mittelwerte über die Quotienten aus Organ- und Einfalldosis definierten effektiven Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Abdomens in lat-Projektion für alle Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit erfolgte keine Darstellung der Standardabweichungen vom Mittelwert; sie betragen selten mehr als 20% des Mittelwertes.

Die Höhe der Organdosen bei gegebener Einfalldosis wird wesentlich durch die Feldeinstellung und die stoffliche Zusammensetzung des Gewebes bestimmt. So betragen die Organdosen der im Nutzstrahlenbündel oberflächlich exponierten Skelettstrukturen aufgrund des hohen Knochenmineralgehaltes das Mehrfache der Einfalldosis. Unter suboptimaler Feldeinstellung werden vor allem Rippen, Becken und Oberschenkel mitexponiert. Die Effektivdosis bleibt gegenüber Variationen in der Feldeinstellung weitestgehend stabil [232].

6.1.6. Mictionscysturethrographie (MCU) ap/pa

MCU ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 0 Jahre.

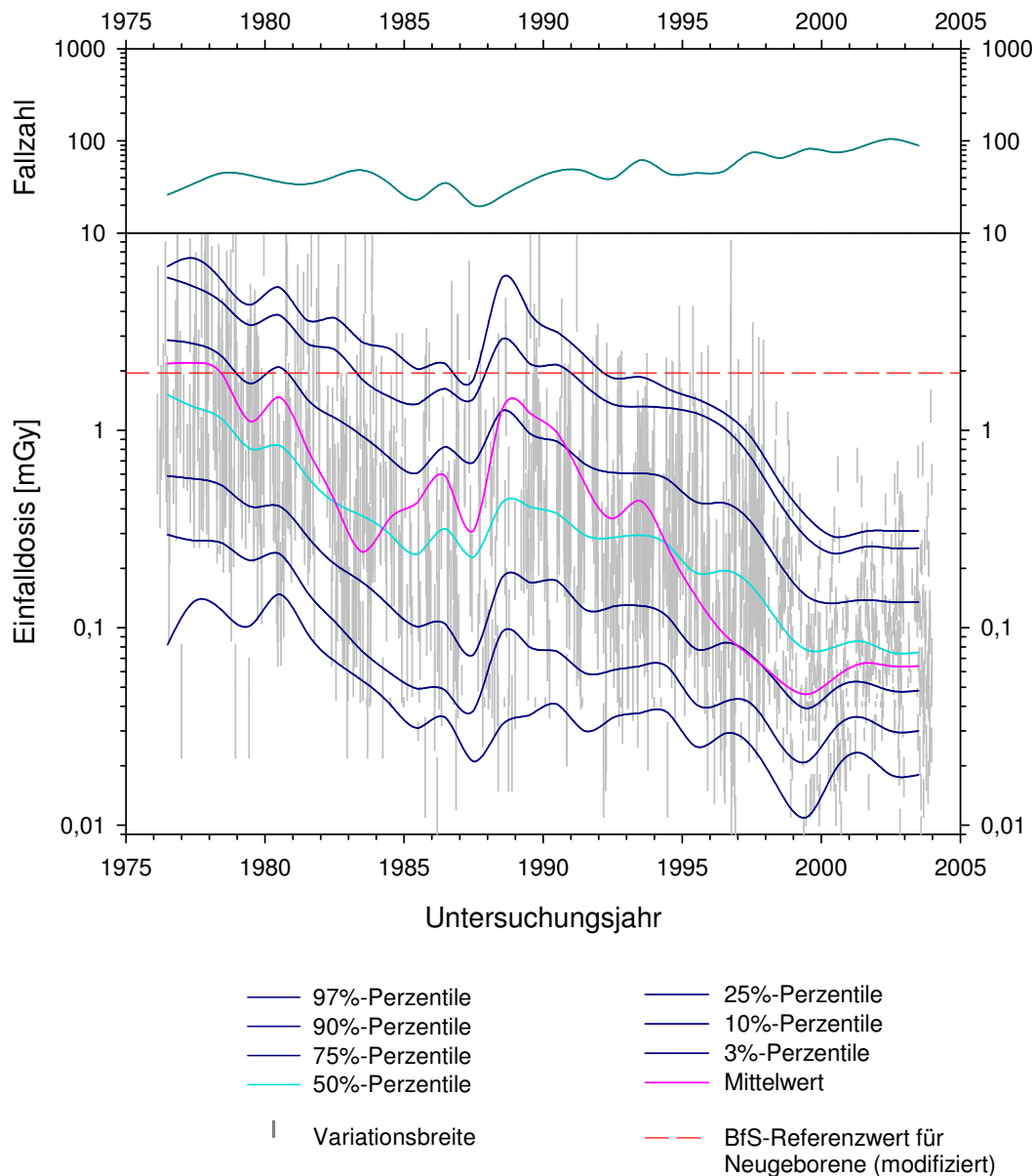


Abb. 109 Zeitverlauf der Einfalldosen bei der Mictionscysturethrographie in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der Neugeborenen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Zwanzigstel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene, halbierte integrale Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für Mictionscysturethrographien in der Altersgruppe der Neugeborenen wurde bereits seit Beginn des Untersuchungszeitraumes in über der Hälfte der Fälle unterschritten.

MCU ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 1-2 Jahre.

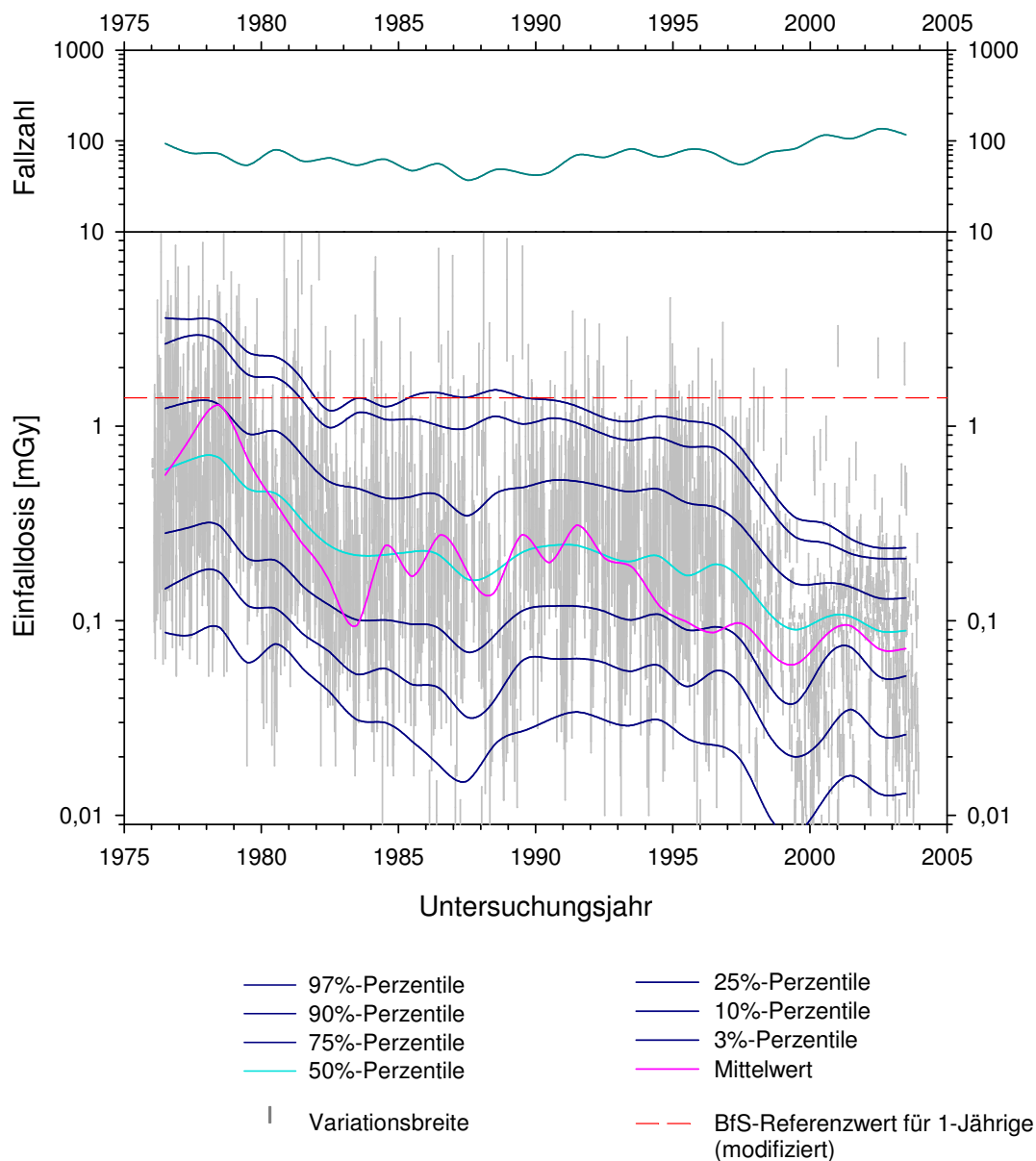


Abb. 110 Zeitverlauf der Einfalldosen bei der Mictionscysturethrographie in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 1- bis 2-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Zehntel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene, halbierte integrale Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für Mictionscysturethrographien in der Altersgruppe der 1-Jährigen wurde bereits seit Beginn der 1980er-Jahre in den meisten Fällen unterschritten.

MCU ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 3-7 Jahre.

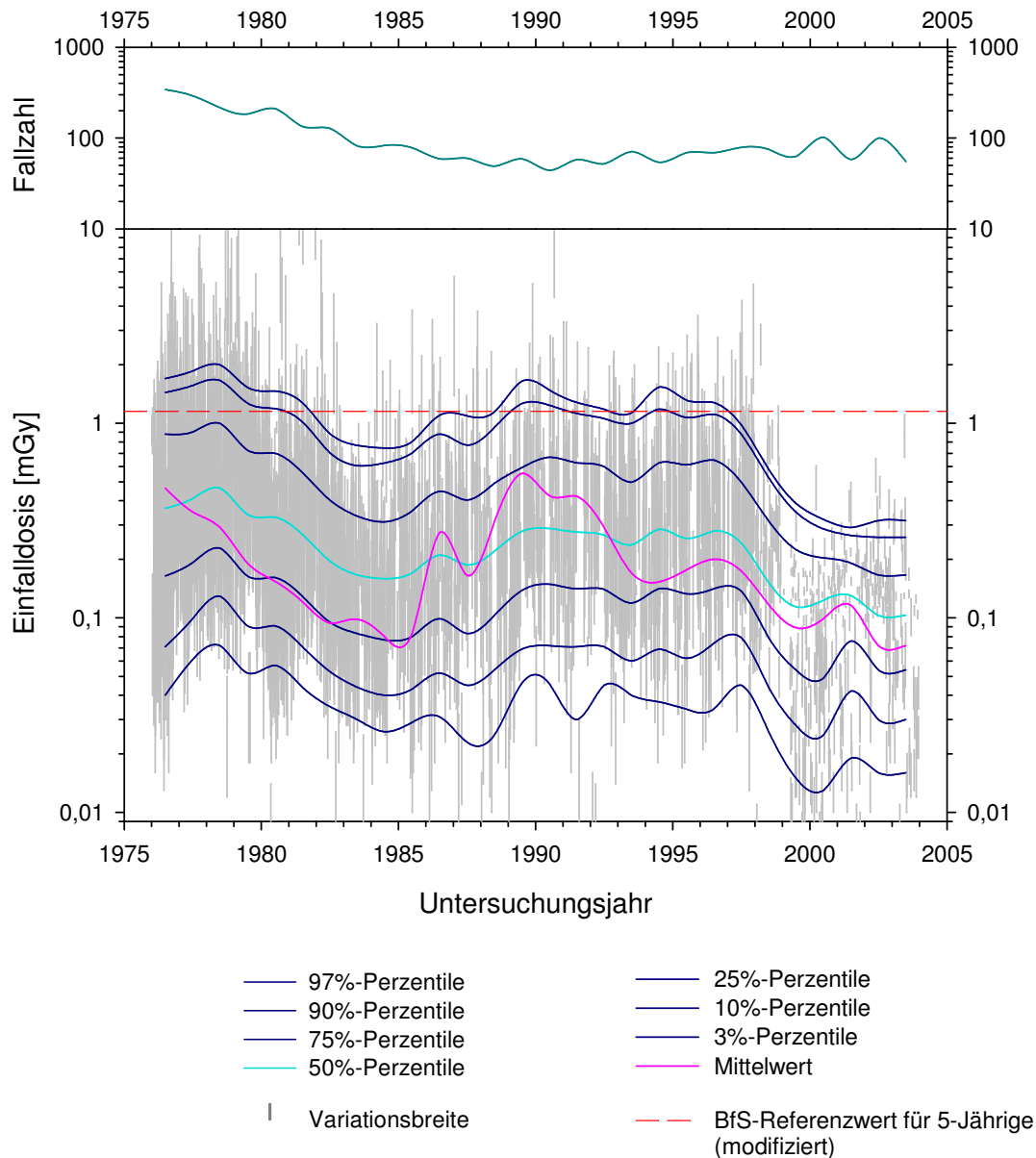


Abb. 111 Zeitverlauf der Einfalldosen bei der Mictionscysturethrographie in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 3- bis 7-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Viertel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene, halbierte integrale Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für Mictionscysturethrographien in der Altersgruppe der 5-Jährigen wurde bereits seit Beginn der 1980er-Jahre in den meisten Fällen unterschritten.

MCU ap/pa - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 8-12 Jahre.

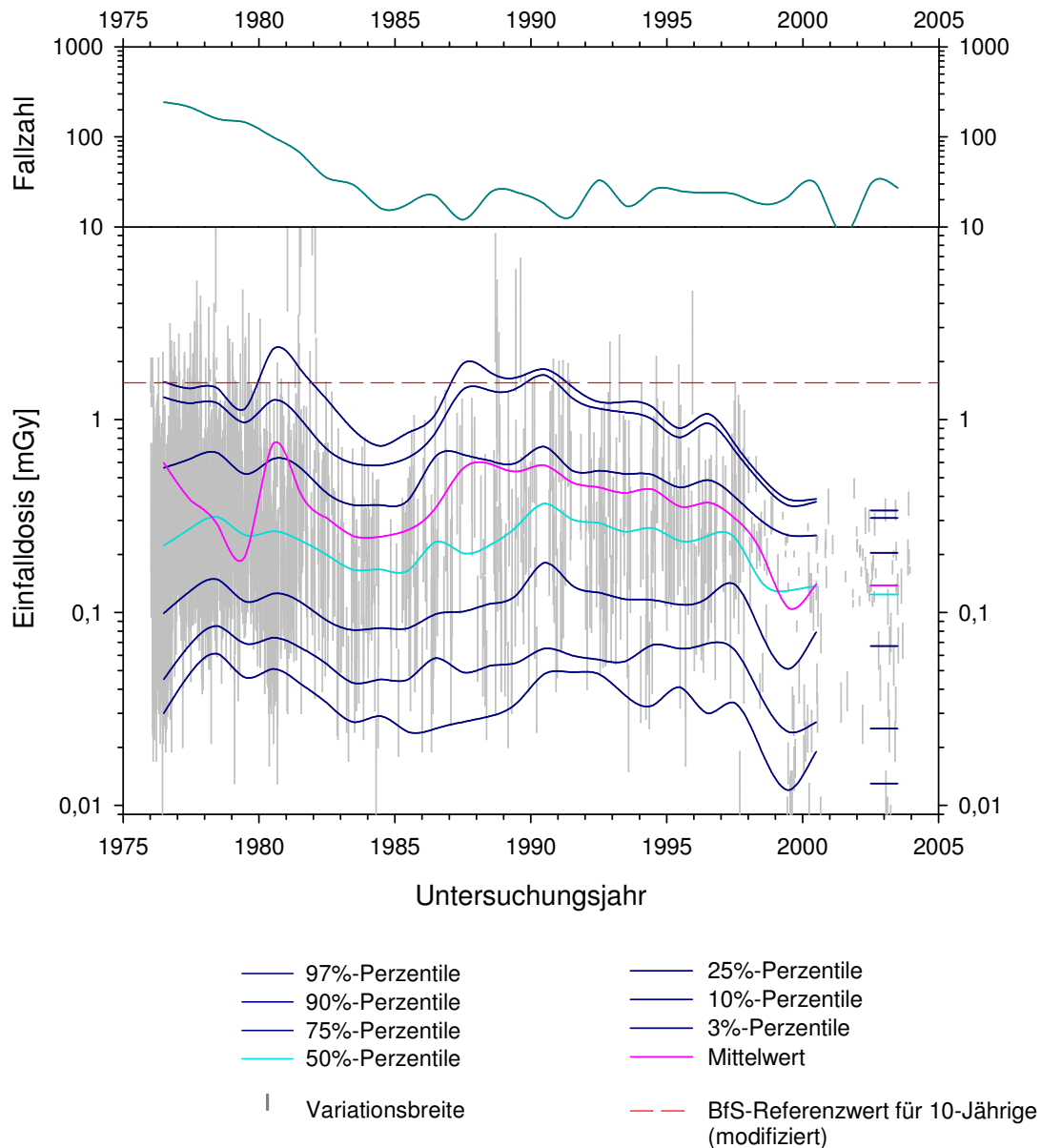


Abb. 112 Zeitverlauf der Einfalldosen bei Mictionscysturothographie in Sagittalprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 8- bis 12-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind, soweit beurteilbar, im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Drittel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene, halbierte integrale Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für Mictionscysturothographien in der Altersgruppe der 10-Jährigen wurde bereits seit Beginn der 1980er-Jahre in den meisten Fällen unterschritten. Die geringen Fallzahlen ab Mitte der 1980er-Jahre sind auf die sinkende Zahl der Indikationsstellungen zur MCU mit steigendem Lebensalter zurückzuführen. Aufgrund letzterer unterblieb die Darstellung für die Altersgruppen der 13- bis 17-Jährigen und der 18- bis 50-Jährigen.

MCU pa - effektive Konversionsfaktoren.

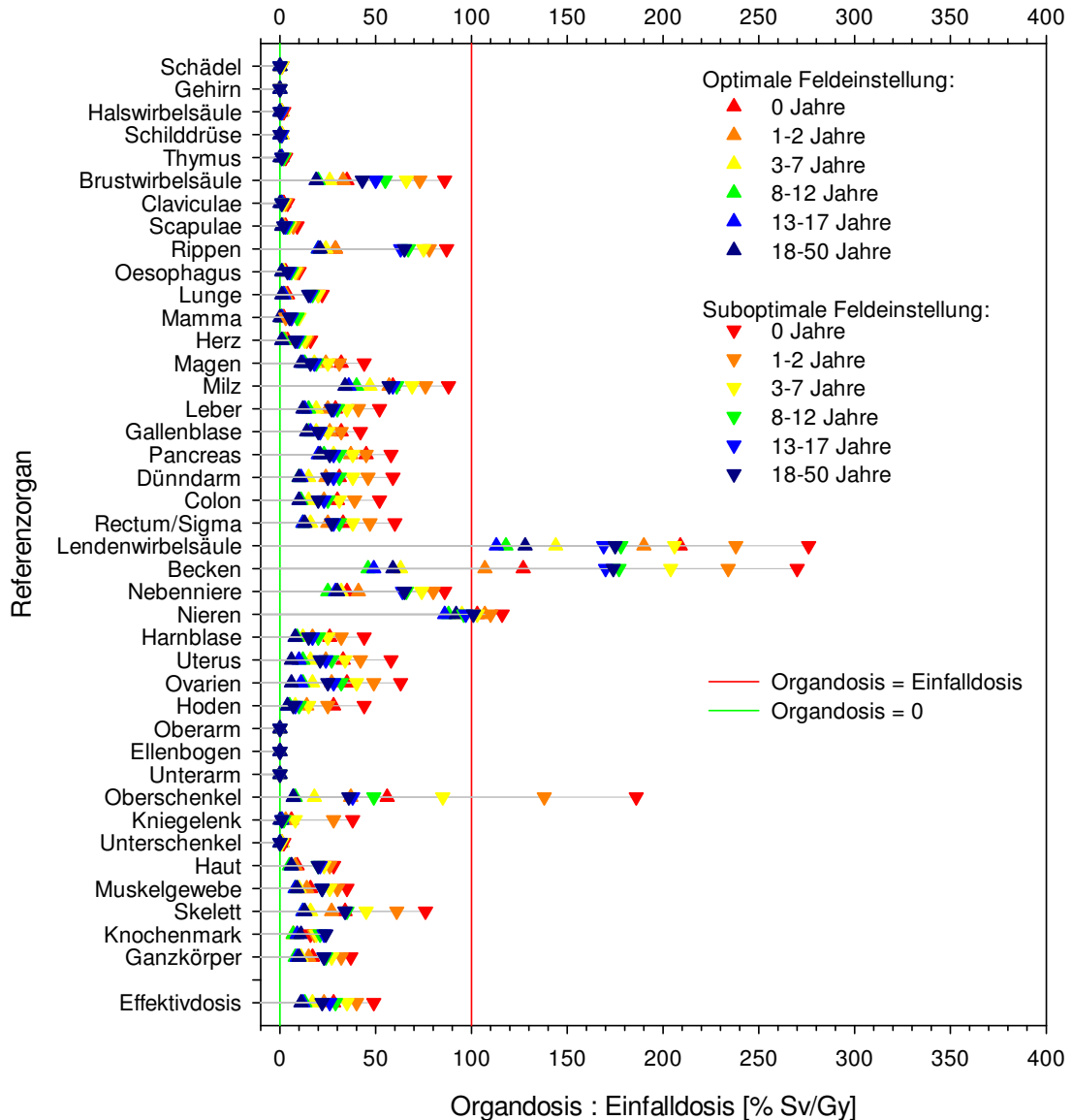


Abb. 113 Effektive Konversionsfaktoren für die Mictionscysturethrographie in pa-Projektion.

Die Abbildung zeigt die als Mittelwerte über die Quotienten aus Organ- und Einfalldosis definierten effektiven Konversionsfaktoren für die Mictionscysturethrographie in pa-Projektion für alle Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit erfolgte keine Darstellung der Standardabweichungen vom Mittelwert; sie betragen selten mehr als 20% des Mittelwertes.

Die Höhe der Organdosen bei gegebener Einfalldosis wird wesentlich durch die Feldeinstellung und die stoffliche Zusammensetzung des Gewebes bestimmt. So betragen die Organdosen der im Nutzstrahlenbündel oberflächlich exponierten Skelettstrukturen aufgrund des hohen Knochenmineralgehaltes das Mehrfache der Einfalldosis. Unter suboptimaler Feldeinstellung werden vor allem Lendenwirbelsäule, Becken und Oberschenkel mitexponiert. Die Effektivdosis bleibt gegenüber Variationen in der Feldeinstellung weitestgehend stabil [232].

6.1.7. Mictionscysturethrographie (MCU) lat

MCU lat - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 0 Jahre.

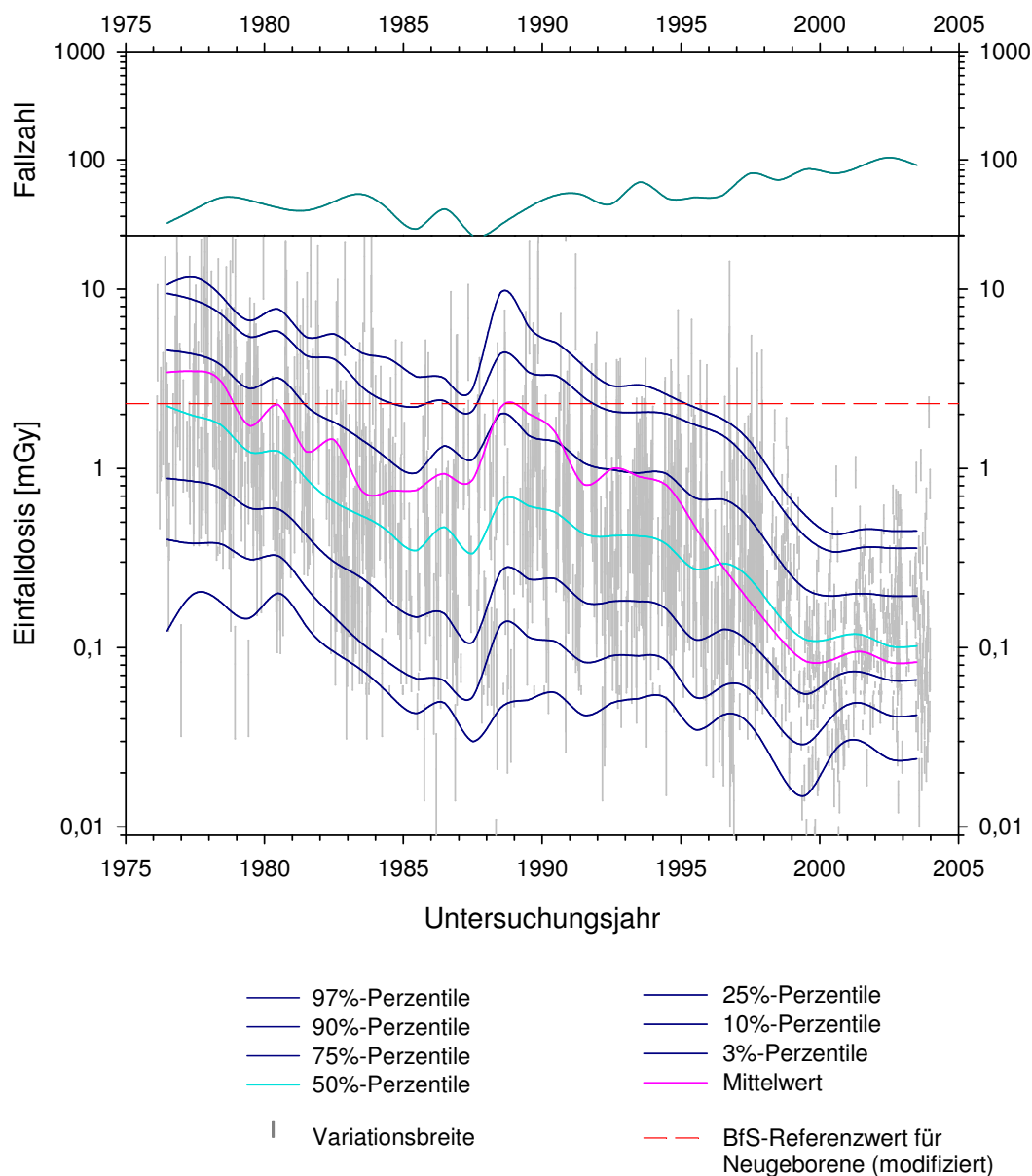


Abb. 114 Zeitverlauf der Einfalldosen bei der Mictionscysturethrographie in Lateralprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der Neugeborenen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Zwanzigstel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene, halbierte integrale Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für Mictionscysturethrographien in der Altersgruppe der Neugeborenen wurde bereits seit Beginn der 1980er-Jahre in über der Hälfte der Fälle unterschritten.

MCU lat - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 1-2 Jahre.

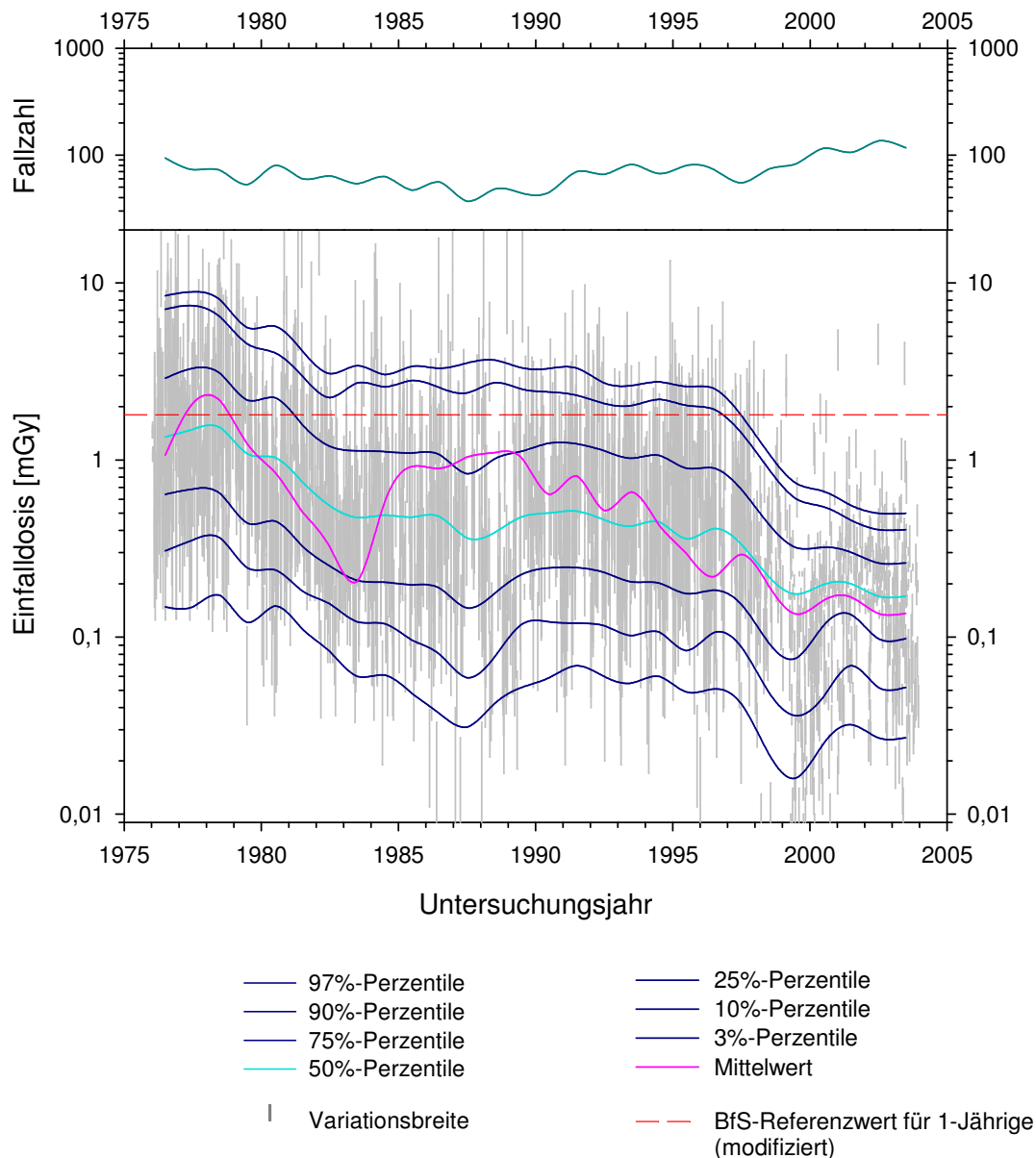


Abb. 115 Zeitverlauf der Einfalldosen bei der Mictionscysturethrographie in Lateralprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 1- bis 2-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Zehntel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene, halbierte integrale Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für Mictionscysturethrographien in der Altersgruppe der 1-Jährigen wurde bereits seit Beginn der 1980er-Jahre in über der Hälfte der Fälle unterschritten.

MCU lat - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 3-7 Jahre.

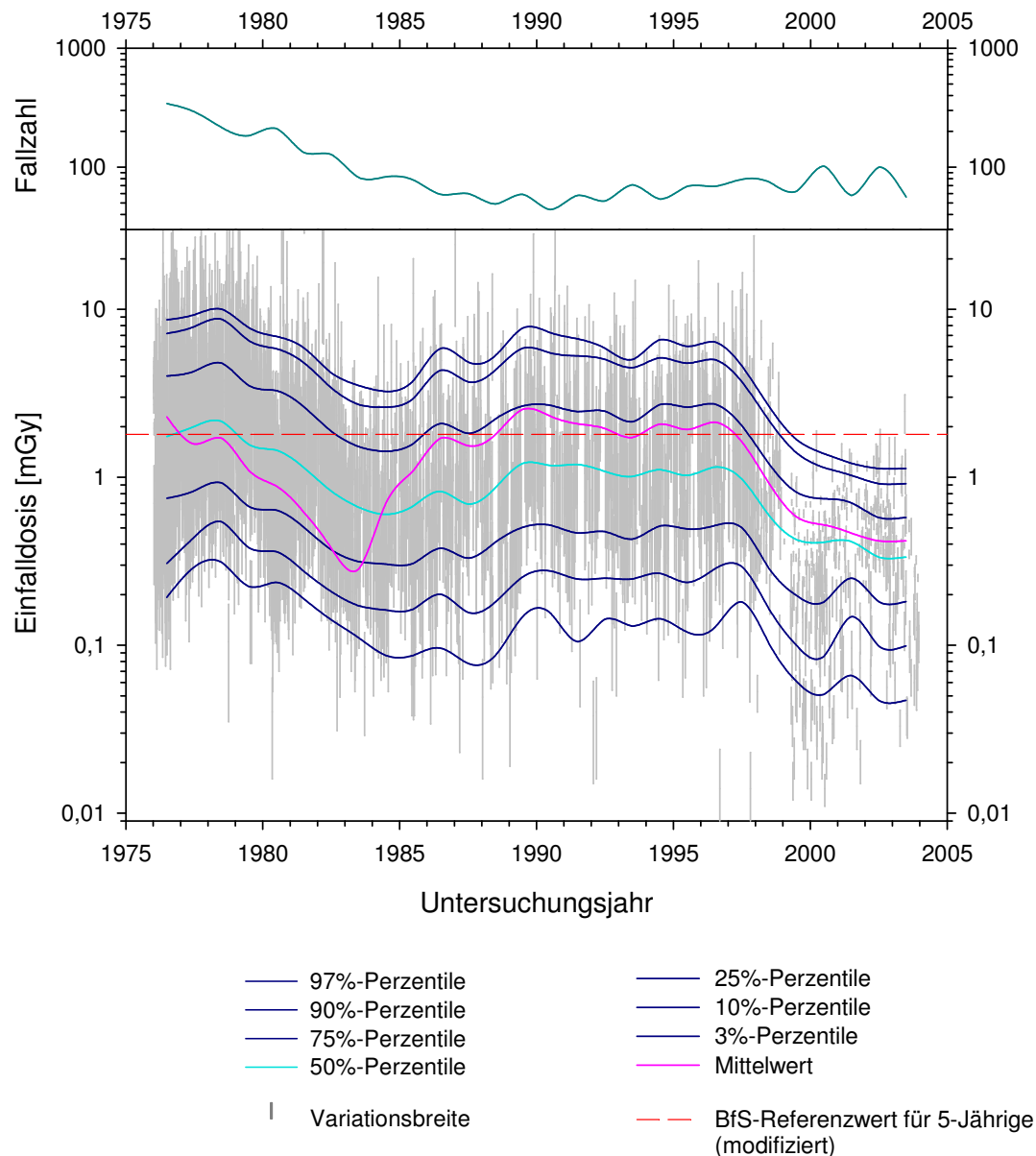


Abb. 116 Zeitverlauf der Einfalldosen bei der Mictionscysturethrographie in Lateralprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 3- bis 7-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Fünftel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene, halbierte integrale Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für Mictionscysturethrographien in der Altersgruppe der 5-Jährigen wurde fast im gesamten Untersuchungszeitraum in der Hälfte der Fälle unterschritten.

MCU lat - Einfalldosen vs. Untersuchungsdatum - Altersgruppe 8-12 Jahre.

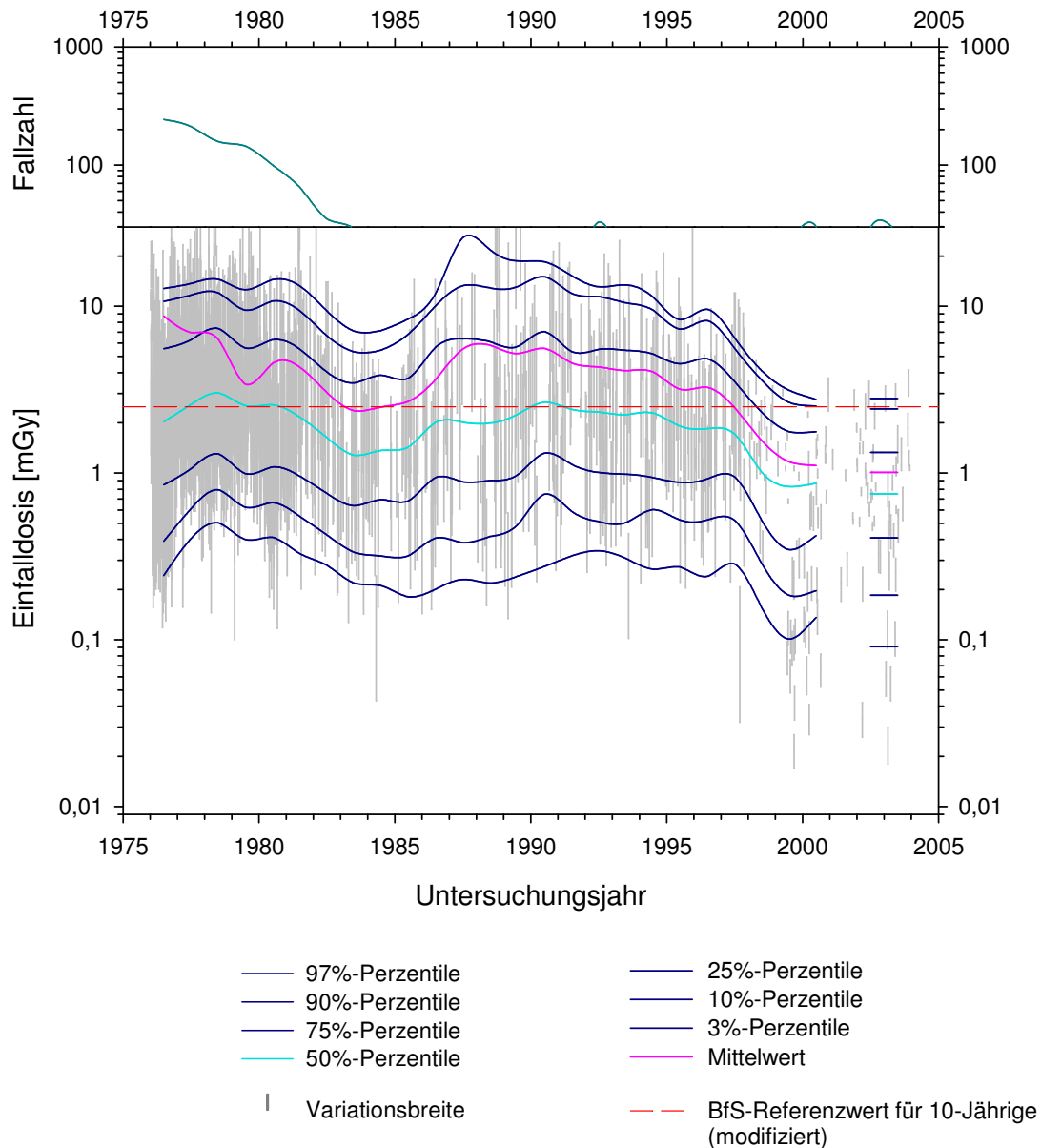


Abb. 117 Zeitverlauf der Einfalldosen bei Mictionscysturothographie in Lateralprojektion im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 8- bis 12-Jährigen.

Die Abbildung zeigt Mittelwert und Perzentilen der Einfalldosen in einer semilogarithmischen Darstellung entlang der Zeitachse. Die Mittelwerts- und Perzentilenkurven wurden für die Gesamtheit der optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen ermittelt.

Median und Mittelwert der Einfalldosen sind, soweit beurteilbar, im Zeitraum von 1976 bis 2003 auf etwa ein Drittel gesunken. Der modifiziert als Einfalldosis eingetragene, halbierte integrale Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 [554] für Mictionscysturothographien in der Altersgruppe der 10-Jährigen wurde im gesamten Untersuchungszeitraum in den meisten Fällen unterschritten. Die geringen Fallzahlen ab Mitte der 1980er-Jahre sind auf die sinkende Zahl der Indikationsstellungen zur MCU mit steigendem Lebensalter zurückzuführen. Aufgrund der geringen Fallzahlen unterblieb die Darstellung für die Altersgruppen der 13- bis 17-Jährigen und der 18- bis 50-Jährigen.

MCU lat - effektive Konversionsfaktoren.

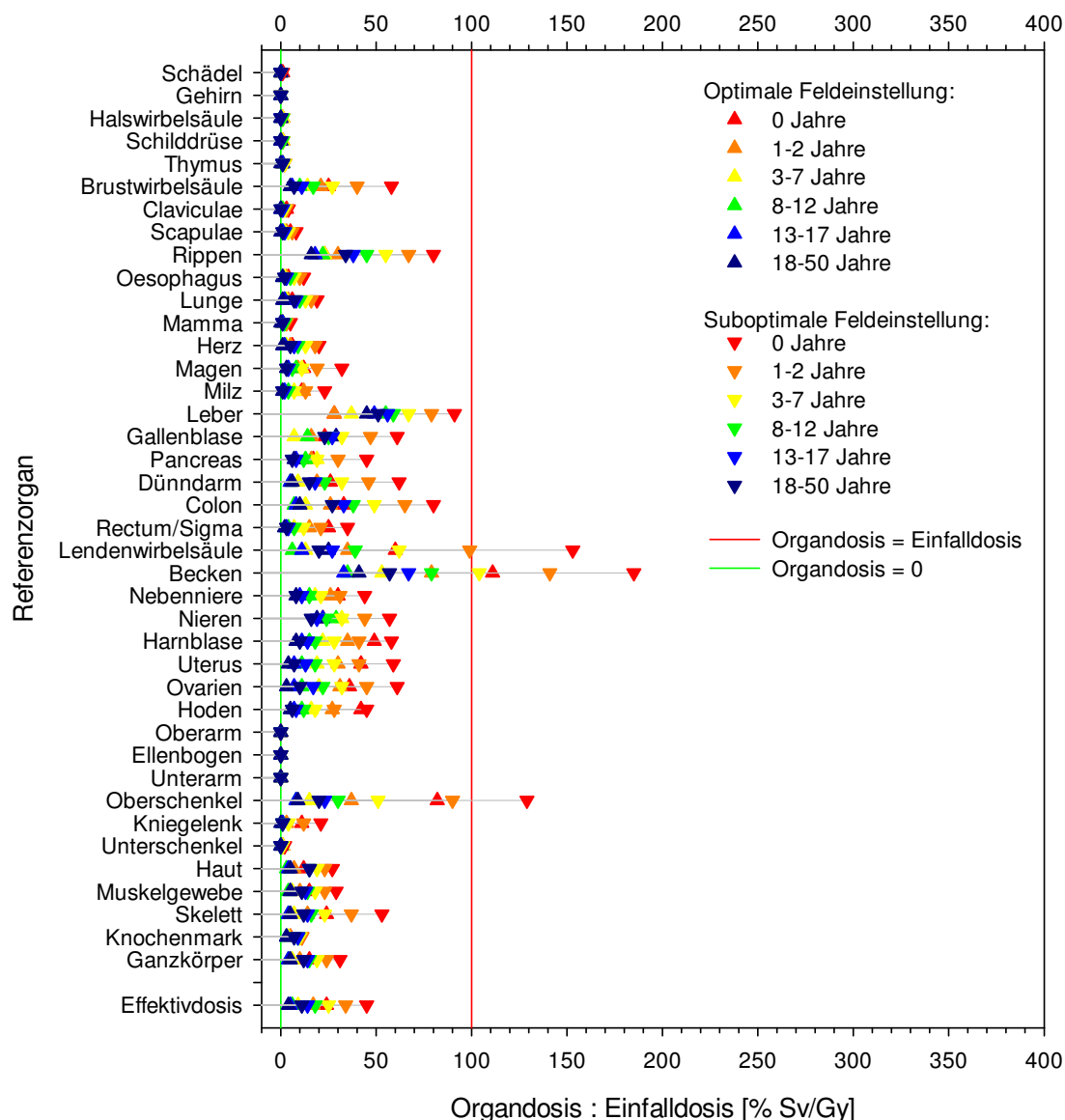


Abb. 118 Effektive Konversionsfaktoren für die Mictionscysturethrographie in lat-Projektion.

Die Abbildung zeigt die als Mittelwerte über die Quotienten aus Organ- und Einfalldosis definierten effektiven Konversionsfaktoren für die Mictionscysturethrographie in lat-Projektion für alle Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit erfolgte keine Darstellung der Standardabweichungen vom Mittelwert; sie betragen selten mehr als 20% des Mittelwertes.

Die Höhe der Organdosen bei gegebener Einfalldosis wird wesentlich durch die Feldeinstellung und die stoffliche Zusammensetzung des Gewebes bestimmt. So betragen die Organdosen der im Nutzstrahlenbündel oberflächlich exponierten Skelettstrukturen aufgrund des hohen Knochenmineralgehaltes das Mehrfache der Einfalldosis. Unter suboptimaler Feldeinstellung werden vor allem Becken und Oberschenkel mitexponiert. Die Effektivdosis bleibt gegenüber Variationen in der Feldeinstellung weitestgehend stabil [232].

6.1.8. Tabellarische Zusammenfassung der Einfalldosen

Die folgenden Tabellen enthalten eine Zusammenfassung der über optimale und suboptimale Feldeinstellungen gemittelten, ungeglätteten 25%-, 50%- und 75%-Perzentilenwerte und Mittelwerte der Einfalldosen für die Röntgenuntersuchungen des Schädels, des Thorax und des Abdomens sowie für die Mictionscysturographie in Abhängigkeit von der Altersgruppe.

Altersgruppe	Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Schädels										
	Zeitraum	Sagittalprojektion					Lateralprojektion				
		Perzentilen der Einfalldosis [mGy]			Mittelwert [mGy]	Fallzahl	Perzentilen der Einfalldosis [mGy]			Mittelwert [mGy]	Fallzahl
		25%	50%	75%			25%	50%	75%		
Neugeborene	1976-1980	0,32	0,55	0,80	0,52	543	0,16	0,27	0,39	0,25	581
	1981-1985	0,14	0,22	0,32	0,20	256	0,06	0,10	0,16	0,10	262
	1986-1990	0,13	0,20	0,35	0,26	122	0,06	0,09	0,17	0,11	130
	1991-1995	0,15	0,23	0,33	0,24	43	0,08	0,13	0,19	0,13	42
	1996-2000	0,14	0,19	0,28	0,17	48	0,06	0,09	0,13	0,10	55
	2001-2003	0,16	0,25	0,35	0,22	67	0,07	0,12	0,16	0,11	68
1 - 2 Jahre	1976-1980	0,49	0,72	1,22	0,74	1084	0,19	0,28	0,48	0,30	1194
	1981-1985	0,17	0,27	0,38	0,22	406	0,07	0,10	0,15	0,09	435
	1986-1990	0,19	0,29	0,40	0,53	192	0,06	0,10	0,14	0,28	205
	1991-1995	0,21	0,32	0,44	0,40	96	0,08	0,12	0,16	0,15	98
	1996-2000	0,15	0,23	0,30	0,24	90	0,05	0,08	0,11	0,08	102
	2001-2003	0,21	0,28	0,37	0,27	137	0,08	0,11	0,14	0,09	150
3 - 7 Jahre	1976-1980	0,68	0,96	1,68	1,10	1274	0,25	0,36	0,64	0,41	1531
	1981-1985	0,25	0,37	0,54	0,33	469	0,09	0,13	0,19	0,12	492
	1986-1990	0,23	0,38	0,53	0,47	238	0,07	0,13	0,20	0,11	263
	1991-1995	0,29	0,42	0,56	0,49	112	0,10	0,14	0,19	0,15	116
	1996-2000	0,28	0,42	0,58	0,46	75	0,10	0,15	0,20	0,13	93
	2001-2003	0,33	0,43	0,58	0,49	79	0,11	0,15	0,20	0,15	98
8 - 12 Jahre	1976-1980	0,66	1,07	1,69	1,14	986	0,24	0,39	0,63	0,41	1215
	1981-1985	0,21	0,37	0,60	0,42	274	0,08	0,13	0,21	0,12	316
	1986-1990	0,20	0,32	0,48	0,37	150	0,06	0,11	0,17	0,10	164
	1991-1995	0,32	0,45	0,61	0,47	70	0,10	0,16	0,20	0,16	75
	1996-2000	0,27	0,44	0,95	0,66	79	0,08	0,15	0,32	0,19	96
	2001-2003	0,40	0,65	0,87	0,74	57	0,13	0,21	0,28	0,23	71
13 - 17 Jahre	1976-1980	0,71	1,24	2,31	1,83	318	0,25	0,43	0,86	0,49	435
	1981-1985	0,25	0,45	0,72	0,57	141	0,09	0,16	0,26	0,15	184
	1986-1990	0,24	0,46	0,78	0,48	49	0,09	0,15	0,23	0,16	56
	1991-1995	0,32	0,53	0,80	0,60	31	0,08	0,16	0,26	0,19	36
	1996-2000	0,34	0,56	0,84	0,61	32	0,10	0,19	0,30	0,23	43
	2001-2003	0,46	0,61	0,93	0,84	34	0,15	0,22	0,33	0,32	45
Erwachsene	1976-1980	0,66	1,24	2,37	1,75	35	0,20	0,42	0,74	0,59	47
	1981-1985	-	-	-	-	< 10	0,05	0,20	0,29	0,18	18
	1986-1990	-	-	-	-	< 10	0,09	0,17	0,35	0,21	14
	1991-1995	-	-	-	-	< 10	-	-	-	-	< 10
	1996-2000	-	-	-	-	< 10	-	-	-	-	< 10
	2001-2003	-	-	-	-	< 10	-	-	-	-	< 10

Tab. 9 Perzentilen- und Mittelwerte der Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Schädels.

Die Tabelle zeigt die durchschnittlichen Perzentilenwerte sowie die Mittelwerte der Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Schädels, geordnet nach Altersgruppen und Untersuchungszeiträumen. Die aufgeführten Dosiswerte basieren jeweils auf mindestens zehn Meßwerten. Die Einfalldosen sind in Abhängigkeit von der Altersgruppe in den letzten Jahren auf etwa die Hälfte gesunken.

Die in Einzelfällen auftretenden Abweichungen der Mittelwerte von den Medianen der Einfalldosen sind auf die Streuung der gemessenen und in den Datenbanken aufgezeichneten Dosiswerte infolge einzelner Überexpositionen, Meß- und Aufzeichnungsfehler sowie auf Artefakte in den Datenbanksystemen zurückzuführen.

Altersgruppe	Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Thorax										
	Zeitraum	Sagittalprojektion					Lateralprojektion				
		Perzentilen der Einfalldosis [mGy]			Mittelwert [mGy]	Fallzahl	Perzentilen der Einfalldosis [mGy]			Mittelwert [mGy]	Fallzahl
		25%	50%	75%			25%	50%	75%		
Neugeborene	1976-1980	0,05	0,06	0,07	0,07	6566	0,06	0,08	0,13	0,08	228
	1981-1985	0,02	0,02	0,03	0,04	6282	0,02	0,04	0,05	0,03	152
	1986-1990	0,01	0,02	0,05	0,03	5354	0,02	0,03	0,06	0,02	164
	1991-1995	0,01	0,02	0,03	0,02	1910	0,03	0,04	0,05	0,04	43
	1996-2000	0,01	0,02	0,03	0,02	2594	0,02	0,04	0,06	0,04	71
	2001-2003	0,01	0,02	0,03	0,02	1852	0,02	0,03	0,04	0,02	56
1 - 2 Jahre	1976-1980	0,05	0,07	0,08	0,07	4144	0,06	0,08	0,13	0,08	420
	1981-1985	0,02	0,03	0,04	0,03	3996	0,02	0,03	0,04	0,03	312
	1986-1990	0,01	0,02	0,03	0,02	3812	0,02	0,03	0,04	0,02	298
	1991-1995	0,01	0,02	0,03	0,02	1896	0,02	0,03	0,04	0,03	166
	1996-2000	0,01	0,02	0,02	0,02	2574	0,02	0,03	0,05	0,03	158
	2001-2003	0,01	0,02	0,02	0,02	2229	0,02	0,03	0,04	0,03	136
3 - 7 Jahre	1976-1980	0,04	0,07	0,09	0,07	4432	0,06	0,09	0,17	0,10	827
	1981-1985	0,02	0,03	0,04	0,03	3875	0,02	0,03	0,05	0,03	780
	1986-1990	0,01	0,02	0,03	0,02	3911	0,02	0,03	0,05	0,03	782
	1991-1995	0,01	0,02	0,02	0,02	1599	0,03	0,03	0,04	0,03	439
	1996-2000	0,01	0,02	0,03	0,02	2675	0,02	0,03	0,05	0,03	420
	2001-2003	0,01	0,02	0,02	0,02	2580	0,02	0,03	0,04	0,03	380
8 - 12 Jahre	1976-1980	0,03	0,06	0,08	0,06	3261	0,07	0,10	0,18	0,10	785
	1981-1985	0,01	0,02	0,04	0,02	2247	0,03	0,04	0,06	0,04	595
	1986-1990	0,01	0,02	0,03	0,02	1921	0,03	0,04	0,05	0,03	469
	1991-1995	0,01	0,02	0,02	0,02	999	0,03	0,04	0,05	0,03	350
	1996-2000	0,01	0,02	0,03	0,02	1499	0,03	0,04	0,05	0,03	402
	2001-2003	0,01	0,02	0,03	0,02	1485	0,03	0,04	0,05	0,03	374
13 - 17 Jahre	1976-1980	0,03	0,05	0,08	0,05	1881	0,08	0,13	0,23	0,12	613
	1981-1985	0,01	0,02	0,05	0,03	1941	0,03	0,05	0,09	0,04	714
	1986-1990	0,02	0,02	0,04	0,02	1350	0,03	0,05	0,09	0,04	479
	1991-1995	0,01	0,02	0,03	0,02	643	0,03	0,05	0,08	0,05	304
	1996-2000	0,01	0,02	0,03	0,02	979	0,03	0,05	0,08	0,04	325
	2001-2003	0,01	0,02	0,04	0,02	1207	0,03	0,05	0,08	0,04	383
Erwachsene	1976-1980	0,04	0,06	0,09	0,05	305	0,11	0,19	0,28	0,23	97
	1981-1985	0,01	0,02	0,04	0,02	500	0,03	0,06	0,09	0,07	220
	1986-1990	0,01	0,02	0,03	0,02	780	0,04	0,06	0,09	0,05	410
	1991-1995	0,02	0,02	0,03	0,02	600	0,05	0,07	0,10	0,06	435
	1996-2000	0,01	0,02	0,03	0,02	530	0,04	0,06	0,11	0,05	315
	2001-2003	0,01	0,02	0,03	0,02	614	0,04	0,06	0,09	0,05	297

Tab. 10 Perzentilen- und Mittelwerte der Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Thorax.

Die Tabelle zeigt die durchschnittlichen Perzentilenwerte sowie die Mittelwerte der Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Thorax, geordnet nach Altersgruppen und Untersuchungszeiträumen. Die aufgeführten Dosiswerte basieren jeweils auf mindestens zehn Meßwerten. Die Einfalldosen sind in Abhängigkeit von der Altersgruppe in den letzten Jahren auf etwa ein Drittel gesunken.

Wie aus den Tabellen ersichtlich, sind die Einfalldosen bei allen betrachteten Röntgenuntersuchungen im Laufe der Jahre in Abhängigkeit von der Altersgruppe der Patienten stark gesunken. Insbesondere wurden die vom Bundesamt für Strahlenschutz im Jahre 2003 bekanntgemachten und für die vorliegende Arbeit in Einfalldosen transformierten Referenzwerte für die pädiatrische Radiologie [554] in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital bei den meisten Röntgenuntersuchungen bereits seit mehreren Jahren unterschritten.

Altersgruppe	Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Abdomens										
	Zeitraum	Sagittalprojektion					Lateralprojektion				
		Perzentilen der Einfalldosis [mGy]			Mittelwert [mGy]	Fallzahl	Perzentilen der Einfalldosis [mGy]			Mittelwert [mGy]	Fallzahl
		25%	50%	75%			25%	50%	75%		
Neugeborene	1976-1980	0,12	0,16	0,20	0,16	202	0,10	0,20	0,32	0,23	66
	1981-1985	0,04	0,06	0,10	0,07	722	0,06	0,11	0,18	0,10	124
	1986-1990	0,02	0,04	0,07	0,04	884	0,03	0,07	0,11	0,08	44
	1991-1995	0,02	0,04	0,05	0,03	635	0,04	0,07	0,11	0,08	30
	1996-2000	0,02	0,04	0,08	0,03	289	0,04	0,07	0,45	0,27	31
	2001-2003	0,01	0,03	0,07	0,02	236	0,11	0,25	0,55	0,47	25
1 - 2 Jahre	1976-1980	0,11	0,23	0,47	0,28	172	0,20	0,31	0,48	0,32	30
	1981-1985	0,04	0,06	0,09	0,06	440	0,09	0,16	0,25	0,18	41
	1986-1990	0,04	0,06	0,10	0,06	505	0,06	0,13	0,27	0,15	18
	1991-1995	0,04	0,07	0,10	0,06	312	-	-	-	-	< 10
	1996-2000	0,04	0,06	0,10	0,05	323	-	-	-	-	< 10
	2001-2003	0,05	0,09	0,14	0,07	260	0,14	0,23	0,40	0,33	38
3 - 7 Jahre	1976-1980	0,14	0,25	0,54	0,54	217	0,36	0,62	1,14	0,90	54
	1981-1985	0,05	0,08	0,14	0,08	444	0,15	0,30	0,50	0,51	47
	1986-1990	0,06	0,09	0,15	0,09	621	-	-	-	-	< 10
	1991-1995	0,06	0,10	0,15	0,09	296	-	-	-	-	< 10
	1996-2000	0,06	0,09	0,14	0,07	303	-	-	-	-	< 10
	2001-2003	0,07	0,11	0,16	0,08	254	-	-	-	-	< 10
8 - 12 Jahre	1976-1980	0,15	0,32	0,68	0,39	175	0,48	1,28	2,08	1,64	28
	1981-1985	0,06	0,12	0,23	0,12	296	0,31	0,54	0,99	0,71	29
	1986-1990	0,10	0,15	0,23	0,12	453	-	-	-	-	< 10
	1991-1995	0,13	0,19	0,25	0,20	209	-	-	-	-	< 10
	1996-2000	0,10	0,20	0,31	0,24	185	-	-	-	-	< 10
	2001-2003	0,09	0,15	0,28	0,12	147	-	-	-	-	< 10
13 - 17 Jahre	1976-1980	0,21	0,43	1,26	0,79	97	0,59	1,08	5,21	2,45	16
	1981-1985	0,07	0,14	0,24	0,18	155	0,40	0,68	1,29	0,92	18
	1986-1990	0,15	0,22	0,33	0,21	268	-	-	-	-	< 10
	1991-1995	0,13	0,22	0,33	0,21	99	-	-	-	-	< 10
	1996-2000	0,15	0,26	0,44	0,29	121	-	-	-	-	< 10
	2001-2003	0,09	0,21	0,37	0,26	110	-	-	-	-	< 10
Erwachsene	1976-1980	-	-	-	-	< 10	-	-	-	-	< 10
	1981-1985	0,11	0,32	0,53	0,32	34	-	-	-	-	< 10
	1986-1990	0,13	0,21	0,37	0,23	108	-	-	-	-	< 10
	1991-1995	0,28	0,38	0,50	0,38	60	-	-	-	-	< 10
	1996-2000	0,24	0,34	0,45	0,35	30	-	-	-	-	< 10
	2001-2003	0,12	0,25	0,45	0,30	55	-	-	-	-	< 10

Tab. 11 Perzentilen- und Mittelwerte der Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Abdomens.

Die Tabelle zeigt die durchschnittlichen Perzentilenwerte sowie die Mittelwerte der Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Abdomens, geordnet nach Altersgruppen und Untersuchungszeiträumen. Die aufgeführten Dosiswerte basieren jeweils auf mindestens zehn Meßwerten. Die Einfalldosen sind in Abhängigkeit von der Altersgruppe in den letzten Jahren auf etwa die Hälfte gesunken.

Reduktion der Einfalldosis zwischen 1976 und 2003.

Wie aus Tab. 9 - Tab. 12 ersichtlich, konnten die Einfalldosen und damit die Strahlenexpositionen der Patienten bei den meisten Röntgenuntersuchungstechniken von 1976 bis 2003 um das Mehrfache ihrer initialen Werte gesenkt werden. Zusammenfassend zeigt Tab. 13 für die verschiedenen Altersgruppen die Höhe der medianen Einfalldosen im Jahre 2003, bezogen auf die medianen Einfalldosen im Jahre 1976.

Altersgruppe	Einfalldosen bei der Mictionscysturographie										
	Zeitraum	Sagittalprojektion					Lateralprojektion				
		Perzentilen der Einfalldosis [mGy]			Mittelwert [mGy]	Fallzahl	Perzentilen der Einfalldosis [mGy]			Mittelwert [mGy]	Fallzahl
		25%	50%	75%			25%	50%	75%		
Neugeborene	1976-1980	0,51	1,08	2,23	1,31	184	0,74	1,62	3,61	2,06	184
	1981-1985	0,19	0,40	1,07	0,52	180	0,27	0,59	1,63	1,10	180
	1986-1990	0,13	0,35	0,92	0,94	163	0,20	0,52	1,47	1,61	163
	1991-1995	0,12	0,27	0,59	0,32	237	0,17	0,39	0,95	0,77	237
	1996-2000	0,05	0,11	0,23	0,04	344	0,07	0,16	0,34	0,09	344
	2001-2003	0,05	0,08	0,13	0,07	282	0,07	0,11	0,19	0,09	282
1 - 2 Jahre	1976-1980	0,25	0,57	1,10	0,88	373	0,55	1,29	2,65	1,49	372
	1981-1985	0,11	0,24	0,52	0,15	289	0,24	0,54	1,24	0,37	288
	1986-1990	0,09	0,20	0,44	0,22	230	0,19	0,43	1,03	1,09	230
	1991-1995	0,11	0,22	0,49	0,18	365	0,22	0,46	1,13	0,49	365
	1996-2000	0,06	0,12	0,23	0,07	401	0,11	0,25	0,50	0,17	401
	2001-2003	0,07	0,10	0,14	0,09	359	0,12	0,19	0,28	0,15	359
3 - 7 Jahre	1976-1980	0,19	0,41	0,86	0,25	1245	0,81	1,90	4,12	1,24	1245
	1981-1985	0,09	0,19	0,38	0,09	505	0,35	0,74	1,73	0,50	504
	1986-1990	0,11	0,24	0,52	0,37	271	0,43	0,98	2,32	2,10	271
	1991-1995	0,14	0,27	0,61	0,21	304	0,48	1,10	2,50	1,94	304
	1996-2000	0,09	0,17	0,38	0,14	388	0,34	0,70	1,50	1,14	388
	2001-2003	0,06	0,12	0,17	0,09	213	0,20	0,36	0,60	0,41	214
8 - 12 Jahre	1976-1980	0,13	0,29	0,61	0,25	858	1,13	2,80	6,35	4,58	858
	1981-1985	0,09	0,19	0,43	0,50	165	0,77	1,57	4,29	3,16	163
	1986-1990	0,11	0,24	0,63	0,52	100	0,93	2,11	5,90	5,13	100
	1991-1995	0,13	0,30	0,55	0,45	114	1,07	2,39	5,60	4,30	114
	1996-2000	0,09	0,17	0,32	0,20	117	0,61	1,17	2,72	1,75	117
	2001-2003	0,09	0,14	0,21	0,15	65	0,47	0,80	1,40	1,01	65
13 - 17 Jahre	1976-1980	0,08	0,21	0,45	0,20	144	1,69	4,23	9,92	7,94	144
	1981-1985	0,06	0,15	0,31	0,38	43	1,06	2,80	6,83	5,09	43
	1986-1990	0,12	0,28	0,52	0,36	29	1,93	6,06	9,69	7,22	29
	1991-1995	0,09	0,21	0,49	0,45	38	1,67	4,46	8,17	6,09	38
	1996-2000	0,05	0,15	0,33	0,24	40	0,82	2,26	5,38	3,80	40
	2001-2003	0,14	0,22	0,32	0,22	32	1,41	2,57	3,86	2,88	32
Erwachsene	1976-1980	-	-	-	-	< 10	-	-	-	-	< 10
	1981-1985	-	-	-	-	< 10	-	-	-	-	< 10
	1986-1990	-	-	-	-	< 10	-	-	-	-	< 10
	1991-1995	-	-	-	-	< 10	-	-	-	-	< 10
	1996-2000	-	-	-	-	< 10	-	-	-	-	< 10
	2001-2003	-	-	-	-	< 10	-	-	-	-	< 10

Tab. 12 Perzentilen- und Mittelwerte der Einfalldosen bei der Mictionscysturographie.

Die Tabelle zeigt die durchschnittlichen Perzentilenwerte sowie die Mittelwerte der Einfalldosen bei der Mictionscysturographie, geordnet nach Altersgruppen und Untersuchungszeiträumen. Die aufgeführten Dosiswerte basieren jeweils auf mindestens zehn Meßwerten. Die Einfalldosen sind in Abhängigkeit von der Altersgruppe in den letzten Jahren um das Mehrfache gesunken.

Die größten Dosisreduktionen um bis zu 90% konnten vor allem bei den Altersgruppen der Neugeborenen und der Säuglinge und hier wiederum vor allem im Bereich der dosisintensiveren Röntgenuntersuchungstechniken wie bei der Röntgenuntersuchung des Abdomens und bei der Mictionscysturethrographie durch eine massive Erhöhung der Zusatzfilterung auf 0,1 bis 0,2 mm Cu erzielt werden. In der Projektionsradiographie trug der Ersatz der alten Universalfolien durch hochverstärkende Seltene-Erden-Folien und höherempfindliche Röntgenfilme und in der Durchleuchtung die Einführung der gepulsten digitalen Durchleuchtungstechnik wesentlich zur Dosisreduzierung bei.

Altersgruppe	Röntgenuntersuchung							
	Schädel		Thorax		Abdomen		MCU	
	sagittal	lateral	sagittal	lateral	sagittal	lateral	sagittal	lateral
Neugeborene	0,4	0,4	0,3	0,4	0,2	-	0,1	0,1
1 - 2 Jahre	0,4	0,4	0,3	0,4	0,4	-	0,2	0,2
3 - 7 Jahre	0,4	0,4	0,3	0,3	0,4	-	0,3	0,2
8 - 12 Jahre	0,6	0,5	0,3	0,4	0,5	-	0,5	0,3
13 - 17 Jahre	0,5	0,5	0,4	0,4	0,5	-	1,0	0,6
Erwachsene	-	-	0,3	0,3	-	-	-	-

MCU = Mictionscysturethrographie.

Tab. 13 Reduktion der Einfall Dosen bei diversen Röntgenuntersuchungen von 1976 bis 2003.

Angegeben sind die Verhältnisse der medianen Einfall Dosen im Jahr 2003 zu den medianen Einfall Dosen aus dem Jahre 1976. Für die fehlenden Parameterkombinationen konnten aufgrund zu geringer Fallzahlen keine Perzentilwerte ermittelt werden.

Überexpositionen.

Nach Abschätzungen von *Eder et al.* [55, 56, 57, 338] treten bei etwa rund 1% aller Röntgenuntersuchungen anwender- oder gerätebedingte Störfälle auf, die in Einzelfällen zu Überexpositionen des Patienten führen. In der Abteilung Radiologie konnten in einigen wenigen Fällen Einzelexpositionen beobachtet werden, deren Höhe den Bereich der 97%-Perzentilen der Einfall Dosis weit überstieg. Eine genauere Analyse dieser Überexpositionen unter ausschließlicher Berücksichtigung jener Röntgenuntersuchungsfälle, bei denen die Einfall Dosen aus den gemessenen Dosisflächenprodukten ermittelt wurden, lieferte die in Tab. 14 gezeigten relativen Häufigkeiten von Einzelexpositionen, die eine Einfall Dosis von 1 mGy bzw. 10 mGy überschritten. Einzelexpositionen zwischen 1 mGy und 10 mGy beim Skelettsystem können teilweise durch die Mehrfelderuntersuchung des Skelettstatus, Einzelexpositionen von über 10 mGy bei Durchleuchtungsuntersuchungen durch den erhöhten Dosisbedarf bei Kontrastmittelanwendung erklärt werden. Hingegen sind bei den projektionsradiographischen Röntgenuntersuchungen Einzelexpositionen über 10 mGy möglicherweise auf anwenderbedingte Fehlexpositionen und gerätebedingte Störfälle zurückzuführen. Der in der vorliegenden Arbeit gefundene Anteil der Überexpositionen an allen Röntgenuntersuchungen von 1% steht mit den Schätzungen von *Eder et al.* in guter Übereinstimmung.

Röntgenuntersuchungstechnik	Relative Häufigkeit von Einfall Dosen K_E [%] mit	
	$1 \text{ mGy} < K_E < 10 \text{ mGy}$	$10 \text{ mGy} < K_E$
Projektionsradiographie		
Skelettsystem	13	1,0
Thorax, Abdomen, Babygramm	0,6	0,0
Durchleuchtung mit Kontrastmittel	27	2,7
Alle Röntgenuntersuchungen	11	1,0

Tab. 14 Relative Anzahl der Überexpositionen bei allen Röntgenuntersuchungen von 1976 bis 2003.

Die Tabelle zeigt die relative Häufigkeit von Einzelexpositionen, deren Einfall Dosen jeweils 1 mGy bzw. 10 mGy überschritten.

6.1.9. Konversionsfaktoren

Die Eigenschaften der Konversionsfaktoren zur Berechnung von Organ- und Effektivdosen aus den Einfalldosen oder den Dosisflächenprodukten wurden in der Literatur bereits ausführlich diskutiert [208 - 258]. Eine vollständige Abhandlung der Eigenschaften der Konversionsfaktoren würde aufgrund der Komplexität der simulierten Röntgenexpositionsbedingungen und der Vielzahl der zu berücksichtigenden Einflußgrößen den Rahmen der vorliegenden Arbeit bei weitem überschreiten. Aus diesen Gründen sollen im folgenden lediglich jene grundlegenden Merkmale der Konversionsfaktoren exemplarisch vorgestellt werden, die für die Fehlerbetrachtungen in der vorliegenden Arbeit von Bedeutung sind.

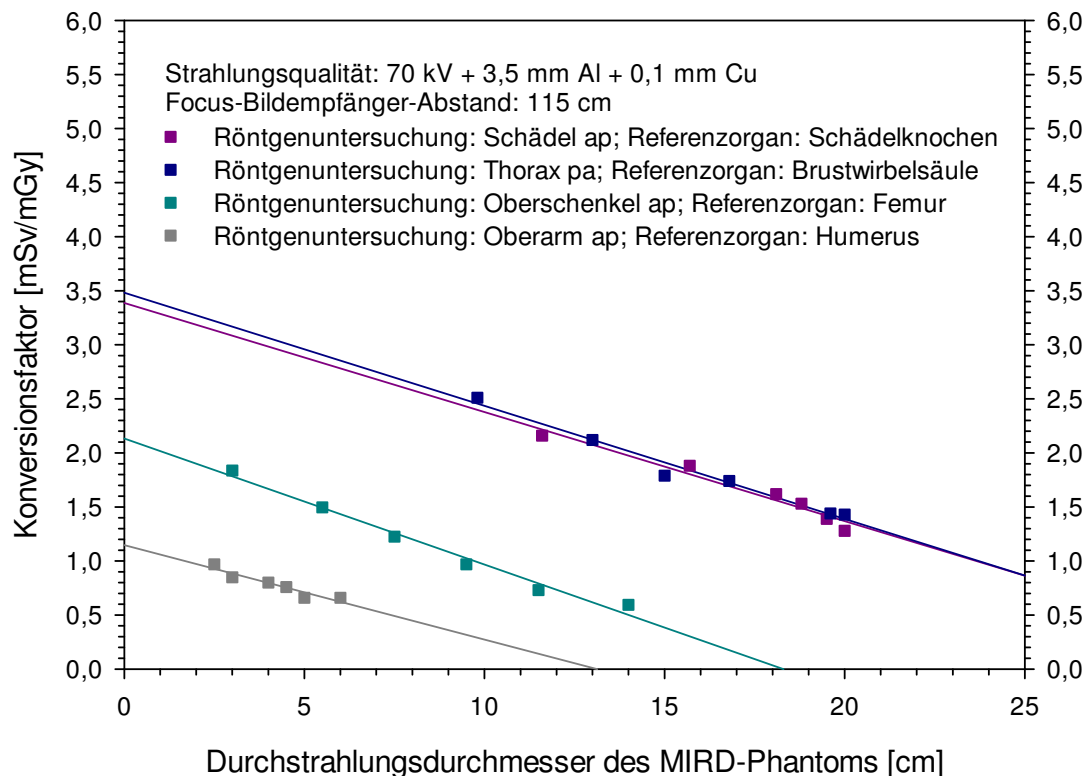


Abb. 119 Abhängigkeit der Konversionsfaktoren vom Durchstrahlungsdurchmesser.

Die Abbildung zeigt die Abhängigkeit der Konversionsfaktoren vom Durchstrahlungsdurchmesser der vom Nutzstrahlenbündel durchstrahlten Körperregion des MIRD-Phantoms exemplarisch anhand vierer ausgewählter Konversionsfaktoren von vier verschiedenen Röntgenuntersuchungen, die verschiedenen Körperregionen der MIRD-Phantome der Altersstufen 0, 1, 5, 10, 15 und 30 Jahre entsprechen, deren Referenzorganbereich aber jeweils von ähnlicher stofflicher Beschaffenheit (hier: Knochengewebe) ist.

Abhängigkeit der Konversionsfaktoren vom Durchstrahlungsdurchmesser.

Abb. 119 zeigt die Abhängigkeit der Konversionsfaktoren vom Durchstrahlungsdurchmesser der durchstrahlten Körperregion des MIRD-Phantoms exemplarisch anhand von vier Röntgenuntersuchungstechniken, die auf unterschiedliche Körperabschnitte angewandt werden, nämlich anhand der Röntgenuntersuchung des Schädels, der Röntgenuntersuchung des Thorax, der Röntgenuntersuchung des Oberschenkels und der Röntgenuntersuchung des Oberarmes. Zum weitestgehenden Ausschluß von Störeinflüssen durch andere Parameter schien bei jeder der vier Röntgenuntersuchungen die Betrachtung der Konversionsfaktoren jener Referenzorgane sinnvoll, die bei den Röntgenuntersuchungen aller Altersstufen bei optimaler

Strahlungsfeldeinstellung vollständig vom Strahlungsfeld erfaßt wurden, möglichst nahe der Strahleintrittsebene lokalisiert und von ähnlicher stofflicher Zusammensetzung waren. Diese Bedingungen erfüllten bei der Röntgenuntersuchung des Schädels der Schädelknochen, bei der Röntgenuntersuchung des Thorax die Brustwirbelsäule, bei der Röntgenuntersuchung des Oberschenkels der Femur und bei der Röntgenuntersuchung des Oberarmes der Humerus. Wie aus der Abbildung ersichtlich wird, findet sich bei steigendem Durchstrahlungsdurchmesser und damit wachsender Größe des vom Strahlungsfeld durchsetzten Körpervolumens eine Abnahme der Höhe der Konversionsfaktoren. Diese Abnahme kann für Referenzorgan-gewebe von gleicher stofflicher Zusammensetzung in guter Näherung unabhängig von der Röntgenuntersuchungstechnik durch lineare Funktionen mit gleichen Linearitätskoeffizienten beschrieben werden. Wie Abb. 120 zeigt, werden die Linearitätskoeffizienten im wesentlichen von der stofflichen Zusammensetzung der Referenzorgangewebe bestimmt. Diese ad hoc überraschende [255] Tatsache könnte ihre Erklärung in der Abhängigkeit der linearen [267, 268] bzw. effektiven [564] Schächungs- und Energieabsorptionskoeffizienten für Photonenstrahlungen von der Dichte und der chemischen Zusammensetzung der Referenzorgangewebe finden. Die in den Abbildungen gezeigten Diagramme dürften dann als lineare Approximationen eines eigentlich exponentiellen Zusammenhanges aufzufassen sein (siehe dazu auch den mathematischen Anhang zu dieser Arbeit).

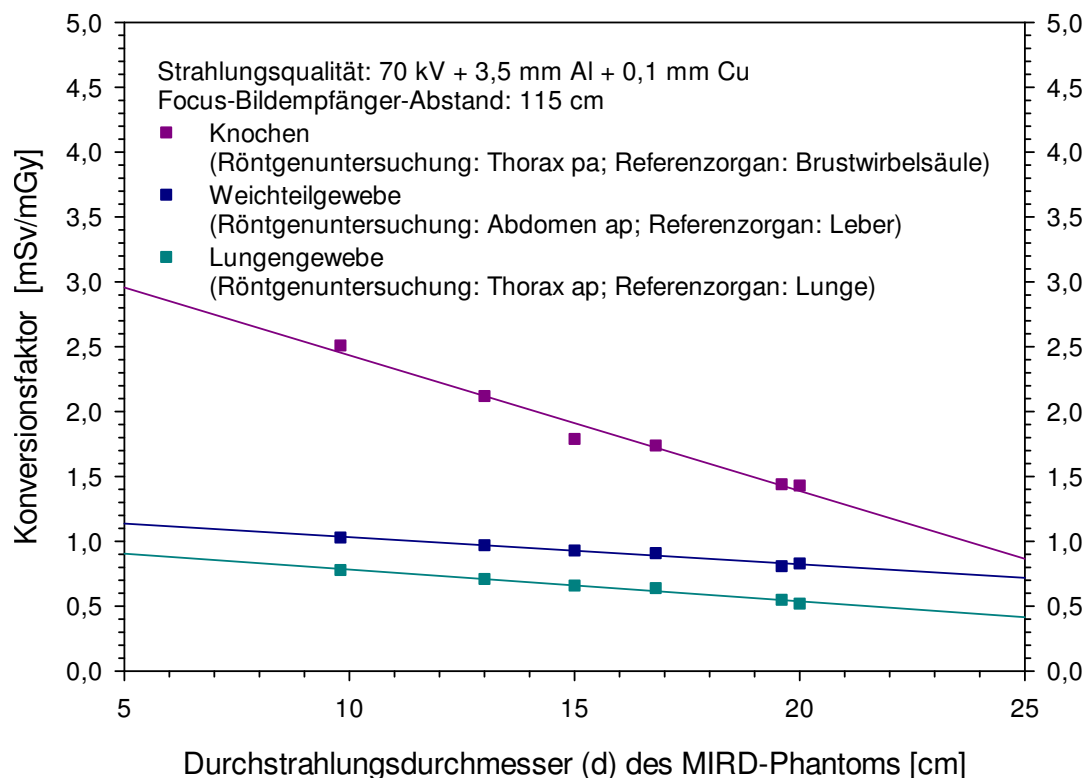


Abb. 120 Abhängigkeit der Konversionsfaktoren vom Durchstrahlungsdurchmesser der MIRD-Phantome und von der stofflichen Zusammensetzung der Referenzorganbereiche.

Die Abbildung zeigt die Abhängigkeit der Konversionsfaktoren vom Durchstrahlungsdurchmesser der vom Nutzstrahlenbündel durchstrahlten Körperregion des MIRD-Phantoms und der stofflichen Zusammensetzung der Referenzorganbereiche exemplarisch anhand dreier ausgewählter Konversionsfaktoren von drei verschiedenen Röntgenuntersuchungen, die ähnlichen Körperregionen der MIRD-Phantome der Altersstufen 0, 1, 5, 10, 15 und 30 Jahre entsprechen, deren Referenzorganbereich aber von verschiedener stofflicher Beschaffenheit ist.

Abhängigkeit der Konversionsfaktoren vom Focus-Haut-Abstand.

Abb. 121 zeigt die Abhängigkeit der Konversionsfaktoren vom Focus-Haut-Abstand am Beispiel der Röntgenuntersuchung des Thorax. Die eingezeichneten Konversionsfaktoren entsprechen Referenzorganen in verschiedenen Tiefenlagen. Die Konversionsfaktoren für jedes Referenzorgan wurden aus Gründen der Übersichtlichkeit auf den jeweiligen Konversionsfaktor bei einem Focus-Haut-Abstand von 95 cm normiert. In der radiologischen Praxis gebräuchlich sind Focus-Haut-Abstände ab 70 cm; kürzere Focus-Haut-Abstände wurden lediglich zur Visualisierung der Abhängigkeit der Konversionsfaktoren vom Focus-Haut-Abstand im Diagramm betrachtet.

Wie ersichtlich, liegt in Abhängigkeit von der Tiefenlage der Referenzorgane eine starke Variation der Konversionsfaktoren mit dem Focus-Haut-Abstand vor. Diese Tatsache besitzt jedoch nur geringe Konsequenzen für die Unsicherheit bei der Bestimmung der Konversionsfaktoren, da der Focus-Haut-Abstand in der klinischen Praxis in aller Regel mit einer Genauigkeit von 5 cm festgelegt wird.

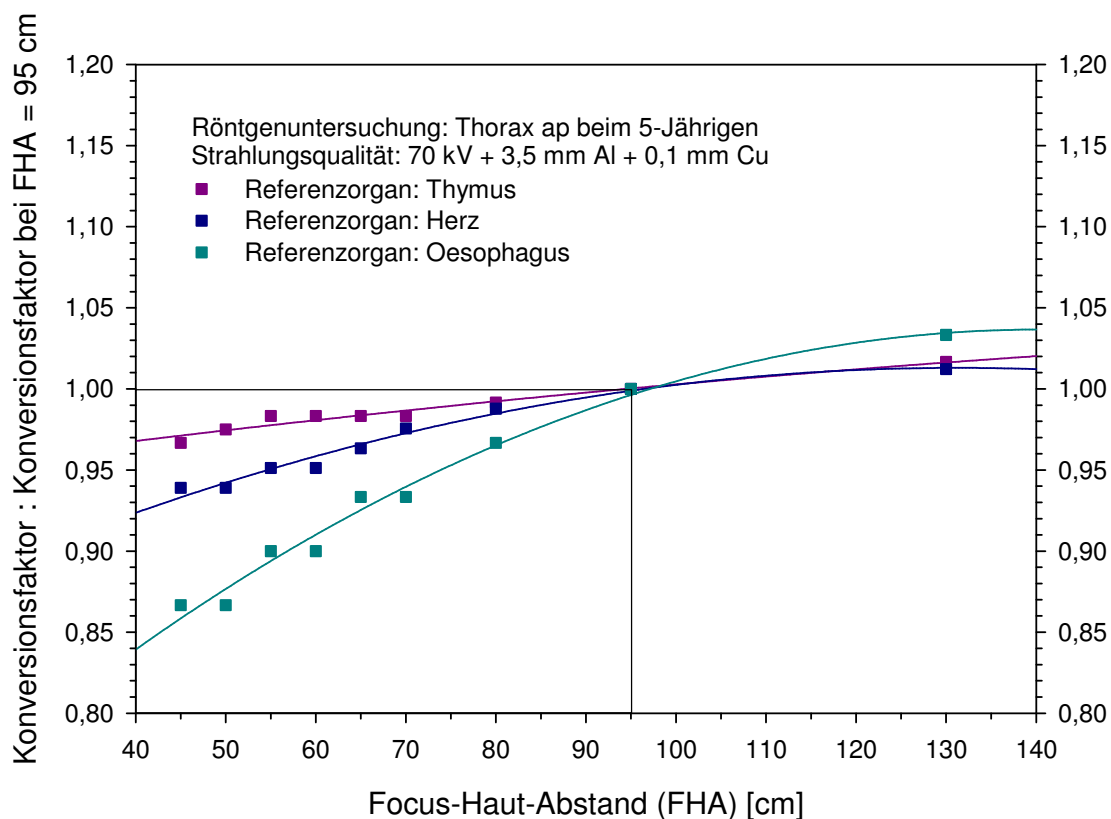


Abb. 121 Abhängigkeit der Konversionsfaktoren vom Focus-Haut-Abstand.

Die Abbildung zeigt die Abhängigkeit der Konversionsfaktoren vom Focus-Haut-Abstand exemplarisch anhand der Röntgenuntersuchung des Thorax in ap-Projektion in unterschiedlichen (u.a. unrealistischen) Focus-Haut-Abständen und der resultierenden Konversionsfaktoren für drei Referenzorgane in unterschiedlichen Tiefenlagen. Die Konversionsfaktoren für jedes Referenzorgan wurden auf den jeweiligen Konversionsfaktor bei einem Focus-Haut-Abstand von 95 cm normiert.

Abhängigkeit der Konversionsfaktoren von der Strahlungsqualität.

Abb. 122 zeigt die Abhängigkeit der Konversionsfaktoren von der Strahlungsqualität am Beispiel der Röntgenuntersuchung des Thorax beim 5-Jährigen. Die eingezeichneten Konversionsfaktoren entsprechen Referenzorganen ähnlicher stofflicher Zusammensetzung in verschiedenen Tiefenlagen. Die Konversionsfaktoren für jedes Referenzorgan wurden aus Grün-

den der Übersichtlichkeit jeweils auf den Konversionsfaktor bei einer Röntgenröhrenspannung von 70 kV normiert. Einige Röntgenröhrenspannungen werden bei der Thoraxaufnahme beim 5-Jährigen in der radiologischen Praxis nicht angewandt und wurden lediglich zur Visualisierung der Abhängigkeit der Konversionsfaktoren von der Röntgenröhrenspannung im Diagramm betrachtet.

Wie ersichtlich, liegt in Abhängigkeit der Tiefenlage der Referenzorgane eine starke Variation der Konversionsfaktoren mit der Röntgenröhrenspannung vor. Dennoch trägt die in der Methodik beschriebene lineare Interpolation der Konversionsfaktoren zwischen den Röntgenröhrenspannungen nur äußerst gering zur Unsicherheit bei der Bestimmung der Konversionsfaktoren bei, da die Konversionsfaktoren für alle in der radiologischen Praxis gebräuchlichen Röntgenröhrenspannungen im 10-kV-Abstand berechnet wurden.

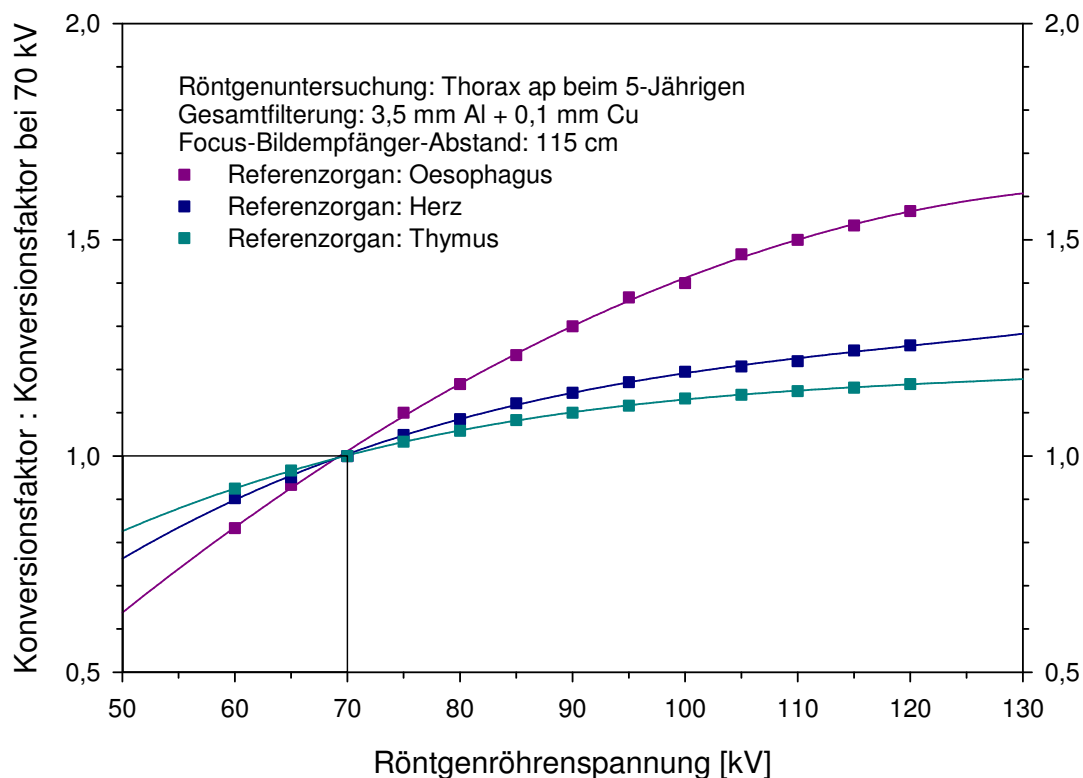


Abb. 122 Abhängigkeit der Konversionsfaktoren von der Strahlungsqualität.

Die Abbildung zeigt die Abhängigkeit der Konversionsfaktoren von der Strahlungsqualität exemplarisch anhand der Röntgenuntersuchung des Thorax in ap-Projektion beim 5-Jährigen für unterschiedliche (u.a. beim 5-Jährigen unrealistische) Röntgenröhrenspannungen bei gleichbleibender Gesamtfilterung und der resultierenden Konversionsfaktoren für drei Referenzorgane in unterschiedlichen Tiefenlagen. Die Konversionsfaktoren für jedes Referenzorgan wurden auf den jeweiligen Konversionsfaktor bei einer Röntgenröhrenspannung von 70 kV normiert.

6.1.10. Tabellarische Zusammenfassung der Effektiven Konversionsfaktoren

Die folgenden Tabellen zeigen eine Zusammenstellung der Effektiven Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchungen des Schädels, des Thorax und des Abdomens sowie für die Mictionscysturothographie unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen in Abhängigkeit von der Altersgruppe. Die Effektiven Konversionsfaktoren stellen gemäß ihrer Definition ausschließlich ein Maß für die mittlere Strahlenenergiedeposition in den Referenzorganbereichen des in der vorliegenden Arbeit untersuchten Patientenkollektivs dar und erlauben keine Aussage über die Höhe von Organ- und Effektivdosen bei einzelnen Patienten.

Effektive Konversionsfaktoren [$\mu\text{Sv}/\mu\text{Gy}$] für die Röntgenuntersuchung des Schädels in ap-Projektion												
Referenzorgan	0 Jahre		1 - 2 Jahre		3 - 7 Jahre		8 - 12 Jahre		13 - 17 Jahre		> 18 Jahre	
	+	x	+	x	+	x	+	x	+	x	+	x
Schädel	2,0	2,0	1,7	1,7	1,5	1,6	1,3	1,5	1,3	1,4	1,1	1,1
Gehirn	0,5	0,5	0,4	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,2	0,2
Halswirbelsäule	0,6	0,7	0,3	0,4	0,2	0,4	0,2	0,3	0,1	0,2	0,1	0,2
Schilddrüse	0,6	1,1	0,3	1,0	0,3	1,0	0,3	1,0	0,3	1,0	0,3	0,9
Thymus	-	0,2	-	0,1	-	0,1	-	-	-	-	-	-
Brustwirbelsäule	0,1	0,2	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	-
Claviculae	0,2	2,9	0,2	2,5	0,1	2,4	0,1	2,3	0,1	2,2	0,1	1,8
Scapulae	-	0,2	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	-
Rippen	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1
Oesophagus	0,1	0,2	0,1	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1
Lunge	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Mamma	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Herz	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Magen	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Milz	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Leber	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Gallenblase	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Pancreas	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Dünndarm	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Colon	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Rectum/Sigmoid	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Lendenwirbels.	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Becken	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Nebennieren	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Nieren	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Harnblase	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Uterus	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ovarien	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Hoden	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberarm	0,1	0,3	-	0,2	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	-
Ellenbogen	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterarm	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberschenkel	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kniegelenk	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterschenkel	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Haut	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Muskelgewebe	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	-	0,1	-	5	-	-
Skelett	0,5	0,5	0,4	0,5	0,4	0,5	0,3	0,4	0,2	0,3	0,2	0,2
Knochenmark	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	-	0,1	-	-
Ganzkörperdosis	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	-	0,1
Effektivdosis	0,1	0,1	0,1	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1

Zeichenerklärung:
+ = Feldeinstellung optimal
- = Werte < 5%.
x = Feldeinstellung suboptimal

Tab. 15 Effektive Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Schädels in ap-Projektion.

Die Tabelle zeigt die effektiven prozentualen Konversionsfaktoren für die Berechnung der Organ- und Effektivdosen aus der Einfallsdosis für die verschiedenen Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Werte unter 5% liegen im Bereich des stochastischen Fehlers der Monte-Carlo-Simulation und werden daher nicht aufgeführt.

Effektive Konversionsfaktoren [$\mu\text{Sv}/\mu\text{Gy}$] für die Röntgenuntersuchung des Schädels in pa-Projektion												
Referenzorgan	0 Jahre		1 - 2 Jahre		3 - 7 Jahre		8 - 12 Jahre		13 - 17 Jahre		> 18 Jahre	
	+	x	+	x	+	x	+	x	+	x	+	x
Schädel	1,8	1,8	1,2	1,2	0,9	0,9	0,9	1,0	1,0	0,8	0,5	0,5
Gehirn	0,6	0,6	0,4	0,4	0,3	0,2	0,2	0,3	0,3	0,3	0,1	0,1
Halswirbelsäule	1,8	2,2	1,2	1,5	1,0	1,5	1,1	1,5	1,1	1,6	0,6	0,9
Schilddrüse	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	-	-
Thymus	-	0,1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Brustwirbelsäule	0,1	0,3	-	0,2	-	0,2	-	0,2	-	0,2	-	0,1
Claviculae	0,1	0,8	0,1	0,4	0,1	0,3	0,1	0,4	-	0,3	-	0,2
Scapulae	0,1	0,2	-	0,2	-	0,1	-	0,2	-	0,2	-	0,1
Rippen	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1
Oesophagus	0,1	0,2	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	-
Lunge	-	0,1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Mamma	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Herz	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Magen	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Milz	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Leber	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Gallenblase	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Pancreas	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Dünndarm	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Colon	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Rectum/Sigmoid	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Lendenwirbels.	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Becken	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Nebennieren	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Nieren	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Harnblase	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Uterus	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ovarien	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Hoden	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberarm	0,1	0,3	-	0,2	-	0,1	-	0,1	-	-	-	-
Ellenbogen	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterarm	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberschenkel	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kniegelenk	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterschenkel	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Haut	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Muskelgewebe	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	-	0,1	-	-
Skelett	0,5	0,6	0,3	0,4	0,3	0,2	0,3	0,3	0,2	0,2	0,1	0,1
Knochenmark	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	-	0,1	-	0,1	-	-
Ganzkörperdosis	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	-	-
Effektivdosis	0,1	0,1	-	0,1	-	-	-	-	-	-	-	-

Zeichenerklärung:
+ = Feldeinstellung optimal
x = Feldeinstellung suboptimal
- = Werte < 5%.

Tab. 16 Effektive Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Schädels in pa-Projektion.

Die Tabelle zeigt die effektiven prozentualen Konversionsfaktoren für die Berechnung der Organ- und Effektivdosen aus der Einfallsdosis für die verschiedenen Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Werte unter 5% liegen im Bereich des stochastischen Fehlers der Monte-Carlo-Simulation und werden daher nicht aufgeführt.

Effektive Konversionsfaktoren [$\mu\text{Sv}/\mu\text{Gy}$] für die Röntgenuntersuchung des Schädels in lat-Projektion												
Referenzorgan	0 Jahre		1 - 2 Jahre		3 - 7 Jahre		8 - 12 Jahre		13 - 17 Jahre		> 18 Jahre	
	+	x	+	x	+	x	+	x	+	x	+	x
Schädel	2,2	2,3	1,8	1,9	1,5	1,6	1,4	1,4	1,3	1,4	1	1,1
Gehirn	0,7	0,7	0,5	0,5	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,3	0,3
Halswirbelsäule	1,5	1,8	1,1	1,3	0,8	1,1	0,7	1,0	0,7	0,9	0,6	0,8
Schilddrüse	0,4	0,7	0,3	0,6	0,3	0,5	0,2	0,4	0,2	0,5	0,2	0,4
Thymus	-	0,2	-	0,1	-	0,1	-	-	-	-	-	-
Brustwirbelsäule	0,1	0,3	-	0,2	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1
Claviculae	0,2	1,7	0,2	1,3	0,1	1,1	0,1	0,8	0,1	0,7	0,1	0,5
Scapulae	0,1	0,3	-	0,3	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	-
Rippen	-	0,2	-	0,2	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	-
Oesophagus	0,1	0,2	0,1	0,2	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1
Lunge	-	0,1	-	0,1	-	-	-	-	-	-	-	-
Mamma	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Herz	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Magen	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Milz	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Leber	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Gallenblase	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Pancreas	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Dünndarm	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Colon	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Rectum/Sigmoid	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Lendenwirbels.	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Becken	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Nebennieren	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Nieren	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Harnblase	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Uterus	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ovarien	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Hoden	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberarm	0,1	0,4	-	0,4	-	0,2	-	0,1	-	0,1	-	0,1
Ellenbogen	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterarm	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberschenkel	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kniegelenk	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterschenkel	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Haut	0,2	0,2	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Muskelgewebe	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1	-	0,1	-	0,1	-	-
Skelett	0,6	0,7	0,5	0,6	0,4	0,5	0,3	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2
Knochenmark	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	-	0,1	-	-
Ganzkörperdosis	0,2	0,2	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Effektivdosis	0,1	0,1	0,1	0,1	-	0,1	-	0,1	-	5	-	-

Zeichenerklärung:
+ = Feldeinstellung optimal
x = Feldeinstellung suboptimal
- = Werte < 5%.

Tab. 17 Effektive Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Schädels in lat-Projektion.

Die Tabelle zeigt die effektiven prozentualen Konversionsfaktoren für die Berechnung der Organ- und Effektivdosen aus der Einfallsdosis für die verschiedenen Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Werte unter 5% liegen im Bereich des stochastischen Fehlers der Monte-Carlo-Simulation und werden daher nicht aufgeführt.

Effektive Konversionsfaktoren [$\mu\text{Sv}/\mu\text{Gy}$] für die Röntgenuntersuchung des Thorax in ap-Projektion												
Referenzorgan	0 Jahre		1 - 2 Jahre		3 - 7 Jahre		8 - 12 Jahre		13 - 17 Jahre		> 18 Jahre	
	+	x	+	x	+	x	+	x	+	x	+	x
Schädel	0,1	0,1	-	0,2	-	0,2	-	0,1	-	0,2	-	0,2
Gehirn	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Halswirbelsäule	0,4	0,6	0,3	0,4	0,2	0,4	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1	0,2
Schilddrüse	1,0	1,1	1,0	1,1	0,5	1,1	0,2	1,2	0,2	1,1	0,2	1,1
Thymus	1,1	1,1	1,1	1,2	1,2	1,2	1,2	1,3	1,2	1,2	1,1	1,1
Brustwirbelsäule	0,7	0,8	0,5	0,6	0,4	0,5	0,4	0,5	0,3	0,3	0,3	0,3
Claviculae	3,2	3,3	3,0	3,1	2,9	3,1	2,8	3,0	2,4	2,6	2,1	2,3
Scapulae	0,9	1,0	0,7	0,7	0,6	0,7	0,5	0,6	0,4	0,4	0,3	0,4
Rippen	2,0	2,4	2,0	2,2	1,9	2,3	1,9	2,3	1,7	2,1	1,6	1,9
Oesophagus	0,4	0,5	0,3	0,4	0,3	0,4	0,3	0,3	0,2	0,3	0,2	0,3
Lunge	0,7	0,8	0,6	0,7	0,6	0,7	0,7	0,7	0,6	0,6	0,5	0,6
Mamma	1,0	1,0	1,0	1,0	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,0	1,0
Herz	0,8	0,9	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,7	0,8	0,7	0,7
Magen	0,3	0,9	0,3	0,7	0,3	0,6	0,3	0,7	0,2	0,6	0,2	0,6
Milz	0,2	0,5	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,3	0,1	0,2	0,1	0,2
Leber	0,3	0,8	0,3	0,6	0,3	0,6	0,3	0,6	0,3	0,5	0,3	0,5
Gallenblase	0,2	0,7	0,1	0,4	0,1	0,3	0,1	0,3	0,1	0,3	0,1	0,3
Pancreas	0,3	0,6	0,3	0,5	0,2	0,5	0,3	0,4	0,2	0,4	0,2	0,4
Dünndarm	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	-	-	-	-	-
Colon	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1
Rectum/Sigmoid	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Lendenwirbels.	0,1	0,5	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	-	0,1	-	0,1
Becken	-	0,1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Nebennieren	0,2	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2
Nieren	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	-	0,1	-	0,1
Harnblase	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Uterus	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ovarien	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Hoden	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberarm	-	1,9	-	1,6	-	1,5	-	1,4	-	1,2	-	1,0
Ellenbogen	-	2,0	-	1,6	-	1,6	-	1,5	-	1,2	-	1,1
Unterarm	-	0,6	-	0,3	-	0,2	-	0,2	-	0,2	-	0,2
Oberschenkel	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kniegelenk	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterschenkel	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Haut	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2
Muskelgewebe	0,2	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2
Skelett	0,4	0,8	0,4	0,6	0,3	0,6	0,3	0,5	0,2	0,4	0,2	0,4
Knochenmark	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Ganzkörperdosis	0,2	0,4	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2
Effektivdosis	0,3	0,5	0,3	0,4	0,3	0,4	0,3	0,4	0,3	0,4	0,2	0,4

Zeichenerklärung:
+ = Feldeinstellung optimal
x = Feldeinstellung suboptimal
- = Werte < 5%.

Tab. 18 Effektive Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Thorax in ap-Projektion.

Die Tabelle zeigt die effektiven prozentualen Konversionsfaktoren für die Berechnung der Organ- und Effektivdosen aus der Einfallsdosis für die verschiedenen Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Werte unter 5% liegen im Bereich des stochastischen Fehlers der Monte-Carlo-Simulation und werden daher nicht aufgeführt.

Effektive Konversionsfaktoren [$\mu\text{Sv}/\mu\text{Gy}$] für die Röntgenuntersuchung des Abdomens in ap-Projektion												
Referenzorgan	0 Jahre		1 - 2 Jahre		3 - 7 Jahre		8 - 12 Jahre		13 - 17 Jahre		> 18 Jahre	
	+	x	+	x	+	x	+	x	+	x	+	x
Schädel	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Gehirn	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Halswirbelsäule	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Schilddrüse	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Thymus	-	0,1	-	0,1	-	-	-	-	-	-	-	-
Brustwirbelsäule	0,4	0,5	0,3	0,4	0,2	0,3	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1
Claviculae	-	0,1	-	0,1	-	-	-	-	-	-	-	-
Scapulae	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1	0,2	-	0,1	-	0,1	-	0,1
Rippen	1,0	1,4	0,9	1,2	0,9	1,1	0,8	0,9	0,7	1,0	0,6	0,8
Oesophagus	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	-	0,1
Lunge	0,2	0,4	0,2	0,4	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,3	0,1	0,2
Mamma	0,1	0,8	0,1	0,4	-	0,2	-	0,1	-	0,1	-	0,1
Herz	0,3	0,7	0,4	0,7	0,3	0,6	0,3	0,5	0,3	0,5	0,2	0,4
Magen	1,0	1,0	1,0	1,0	0,9	1,0	0,9	0,9	0,8	0,9	0,7	0,7
Milz	0,5	0,5	0,4	0,4	0,3	0,4	0,3	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2
Leber	0,9	0,9	0,8	0,8	0,8	0,8	0,7	0,7	0,6	0,6	0,5	0,5
Gallenblase	0,9	0,9	0,8	0,9	0,8	0,8	0,8	0,8	0,7	0,7	0,5	0,6
Pancreas	0,7	0,7	0,6	0,6	0,5	0,5	0,5	0,5	0,4	0,4	0,3	0,3
Dünndarm	0,8	0,8	0,7	0,7	0,7	0,7	0,6	0,6	0,6	0,6	0,4	0,4
Colon	0,9	0,9	0,8	0,8	0,8	0,8	0,7	0,7	0,7	0,7	0,5	0,5
Rectum/Sigmoid	0,7	0,7	0,6	0,6	0,6	0,6	0,5	0,5	0,4	0,5	0,3	0,4
Lendenwirbels.	0,9	1,0	0,7	0,7	0,6	0,6	0,4	0,4	0,3	0,4	0,2	0,2
Becken	1,3	1,4	1,0	1,1	0,9	1,0	0,8	0,8	0,6	0,7	0,4	0,5
Nebennieren	0,3	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,1	0,1
Nieren	0,3	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1
Harnblase	1,0	1,0	0,9	1,0	0,9	1,0	0,9	0,9	0,8	0,9	0,7	0,7
Uterus	0,8	0,8	0,7	0,7	0,7	0,7	0,6	0,6	0,6	0,6	0,4	0,4
Ovarien	0,7	0,7	0,6	0,6	0,6	0,6	0,5	0,5	0,4	0,5	0,3	0,3
Hoden	0,2	1,2	0,2	1,3	0,2	1,4	0,2	1,0	0,1	0,6	0,1	0,5
Oberarm	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ellenbogen	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterarm	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberschenkel	0,3	1,1	0,2	0,9	0,2	0,8	0,1	0,3	0,1	0,2	-	0,2
Kniegelenk	0,1	0,1	-	0,1	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterschenkel	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Haut	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2
Muskelgewebe	0,3	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2
Skelett	0,4	0,5	0,3	0,4	0,2	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,1	0,2
Knochenmark	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Ganzkörperdosis	0,3	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2
Effektivdosis	0,6	0,8	0,5	0,7	0,5	0,7	0,5	0,6	0,4	0,5	0,3	0,4

Zeichenerklärung:
+ = Feldeinstellung optimal
x = Feldeinstellung suboptimal
- = Werte < 5%.

Tab. 21 Effektive Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Abdomens in ap-Projektion.
Die Tabelle zeigt die effektiven prozentualen Konversionsfaktoren für die Berechnung der Organ- und Effektivdosen aus der Einfallsdosis für die verschiedenen Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Werte unter 5% liegen im Bereich des stochastischen Fehlers der Monte-Carlo-Simulation und werden daher nicht aufgeführt.

Effektive Konversionsfaktoren [$\mu\text{Sv}/\mu\text{Gy}$] für die Röntgenuntersuchung des Abdomens in pa-Projektion												
Referenzorgan	0 Jahre		1 - 2 Jahre		3 - 7 Jahre		8 - 12 Jahre		13 - 17 Jahre		> 18 Jahre	
	+	x	+	x	+	x	+	x	+	x	+	x
Schädel	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Gehirn	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Halswirbelsäule	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Schilddrüse	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Thymus	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Brustwirbelsäule	0,9	1,3	0,8	1,1	0,8	0,9	0,6	0,8	0,6	0,8	0,4	0,5
Claviculae	-	0,1	-	0,1	-	-	-	-	-	-	-	-
Scapulae	0,1	0,5	0,1	0,4	0,1	0,2	-	0,1	-	0,1	-	0,1
Rippen	1,0	1,4	0,9	1,2	0,9	1,1	0,8	0,9	0,7	0,9	0,6	0,8
Oesophagus	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	-	0,1
Lunge	0,3	0,5	0,3	0,4	0,2	0,4	0,2	0,3	0,2	0,3	0,1	0,2
Mamma	-	0,3	-	0,2	-	0,2	-	0,1	-	0,1	-	0,1
Herz	0,2	0,3	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1
Magen	0,4	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,2	0,2	0,1	0,2
Milz	0,9	0,9	0,8	0,8	0,8	0,8	0,7	0,8	0,7	0,7	0,5	0,5
Leber	0,5	0,5	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,3	0,4	0,3	0,3
Gallenblase	0,4	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2
Pancreas	0,6	0,6	0,5	0,5	0,4	0,5	0,4	0,4	0,3	0,4	0,2	0,2
Dünndarm	0,6	0,6	0,5	0,5	0,4	0,4	0,4	0,4	0,3	0,3	0,2	0,2
Colon	0,5	0,5	0,4	0,4	0,4	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	0,2	0,2
Rectum/Sigmoid	0,5	0,6	0,4	0,5	0,4	0,4	0,3	0,4	0,3	0,3	0,2	0,2
Lendenwirbels.	2,7	2,7	2,3	2,4	2,2	2,3	2,0	2,0	1,9	1,9	1,4	1,3
Becken	2,6	2,7	2,3	2,4	2,2	2,3	2,0	2,0	1,8	1,9	1,4	1,4
Nebennieren	0,8	0,9	0,8	0,9	0,8	0,8	0,8	0,8	0,7	0,8	0,6	0,6
Nieren	1,2	1,2	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	0,8	0,9
Harnblase	0,4	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,1	0,1
Uterus	0,5	0,6	0,4	0,4	0,4	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	0,2	0,2
Ovarien	0,6	0,6	0,5	0,5	0,4	0,5	0,4	0,4	0,3	0,4	0,3	0,3
Hoden	0,1	0,4	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1	0,1	-	0,1	-	0,1
Oberarm	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ellenbogen	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterarm	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberschenkel	0,3	1,1	0,2	0,9	0,2	0,8	0,1	0,3	0,1	0,2	-	0,2
Kniegelenk	0,1	0,1	-	0,1	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterschenkel	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Haut	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2
Muskelgewebe	0,3	0,4	0,3	0,3	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2
Skelett	0,6	0,8	0,5	0,7	0,4	0,5	0,4	0,4	0,3	0,4	0,3	0,3
Knochenmark	0,1	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2
Ganzkörperdosis	0,3	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	0,2	0,3	0,2	0,3	0,2	0,2
Effektivdosis	0,4	0,5	0,4	0,4	0,3	0,4	0,3	0,4	0,3	0,3	0,2	0,2

Zeichenerklärung:
+ = Feldeinstellung optimal
- = Werte < 5%.
x = Feldeinstellung suboptimal

Tab. 22 Effektive Konversionsfaktoren für die Röntgenuntersuchung des Abdomens in pa-Projektion. Die Tabelle zeigt die effektiven prozentualen Konversionsfaktoren für die Berechnung der Organ- und Effektivdosen aus der Einfalldosis für die verschiedenen Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Werte unter 5% liegen im Bereich des stochastischen Fehlers der Monte-Carlo-Simulation und werden daher nicht aufgeführt.

Effektive Konversionsfaktoren [$\mu\text{Sv}/\mu\text{Gy}$] für die Mictionscysturethrographie in lat-Projektion												
Referenzorgan	0 Jahre		1 - 2 Jahre		3 - 7 Jahre		8 - 12 Jahre		13 - 17 Jahre		> 18 Jahre	
	+	x	+	x	+	x	+	x	+	x	+	x
Schädel	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Gehirn	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Halswirbelsäule	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Schilddrüse	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Thymus	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Brustwirbelsäule	0,3	0,6	0,2	0,4	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1
Claviculae	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Scapulae	0,1	0,1	-	0,1	-	-	-	-	-	-	-	-
Rippen	0,2	0,8	0,3	0,7	0,2	0,6	0,2	0,5	0,2	0,4	0,2	0,3
Oesophagus	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	-	-	-
Lunge	0,1	0,2	-	0,2	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1
Mamma	-	0,1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Herz	0,1	0,2	0,1	0,2	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1
Magen	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	-	-	-	-
Milz	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	-	-	-	-	-	-
Leber	0,3	0,9	0,3	0,8	0,4	0,7	0,6	0,6	0,5	0,6	0,5	0,5
Gallenblase	0,2	0,6	0,2	0,5	0,1	0,3	0,1	0,3	0,3	0,3	0,3	0,2
Pancreas	0,2	0,5	0,2	0,3	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Dünndarm	0,3	0,6	0,2	0,5	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2
Colon	0,3	0,8	0,3	0,7	0,1	0,5	0,1	0,4	0,1	0,3	0,1	0,3
Rectum/Sigmoid	0,3	0,4	0,2	0,2	0,1	0,1	-	0,1	-	-	-	-
Lendenwirbels.	0,6	1,5	0,4	1,0	0,1	0,6	0,1	0,4	0,1	0,3	0,3	0,2
Becken	1,1	1,9	0,8	1,4	0,5	1,0	0,4	0,8	0,3	0,7	0,4	0,6
Nebennieren	0,3	0,4	0,3	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1
Nieren	0,2	0,6	0,2	0,4	0,3	0,3	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2
Harnblase	0,5	0,6	0,4	0,4	0,2	0,3	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1
Uterus	0,4	0,6	0,3	0,4	0,2	0,3	0,1	0,2	0,1	0,1	-	0,1
Ovarien	0,4	0,6	0,3	0,5	0,2	0,3	0,1	0,2	0,1	0,2	-	0,1
Hoden	0,4	0,5	0,3	0,3	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Oberarm	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ellenbogen	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterarm	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberschenkel	0,8	1,3	0,4	0,9	0,1	0,5	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1	0,2
Kniegelenk	0,1	0,2	-	0,1	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterschenkel	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Haut	0,1	0,3	0,1	0,2	-	0,2	-	0,2	-	0,2	0,1	0,2
Muskelgewebe	0,2	0,3	0,1	0,2	0,1	0,2	-	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Skelett	0,2	0,5	0,1	0,4	0,1	0,2	-	0,2	-	0,1	0,1	0,1
Knochenmark	0,1	0,1	0,1	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1	-	0,1
Ganzkörperdosis	0,2	0,3	0,1	0,2	0,1	0,2	-	0,2	-	0,1	0,1	0,1
Effektivdosis	0,2	0,5	0,2	0,3	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1	0,1	-	0,1

Zeichenerklärung:
+ = Feldeinstellung optimal
- = Werte < 5%.
x = Feldeinstellung suboptimal

Tab. 25 Effektive Konversionsfaktoren für die Mictionscysturethrographie in lat-Projektion.

Die Tabelle zeigt die effektiven prozentualen Konversionsfaktoren für die Berechnung der Organ- und Effektivdosen aus der Einfalldosis für die verschiedenen Altersgruppen unter optimalen und suboptimalen Feldeinstellungen. Werte unter 5% liegen im Bereich des stochastischen Fehlers der Monte-Carlo-Simulation und werden daher nicht aufgeführt.

6.2. Mittlere Organdosen pro Röntgenuntersuchung

Abb. 123 bis Abb. 125 zeigen die mittleren Organdosen pro Röntgenuntersuchung für die in Tab. 5 bzw. Tab. 6 aufgeführten Röntgenuntersuchungstechniken bzw. Referenzorganbereiche in einer Mittelung über alle Röntgenuntersuchungen im Zeitraum von 1976 bis 2003 für die Altersgruppen der Neugeborenen, der 3- bis 7-Jährigen und der 13- bis 17-Jährigen als Höhenliniendiagramme. Berücksichtigt wurden jene Röntgenuntersuchungstechniken, die im Untersuchungszeitraum bei der entsprechenden Altersgruppe insgesamt mindestens 10 Mal angewandt wurden.

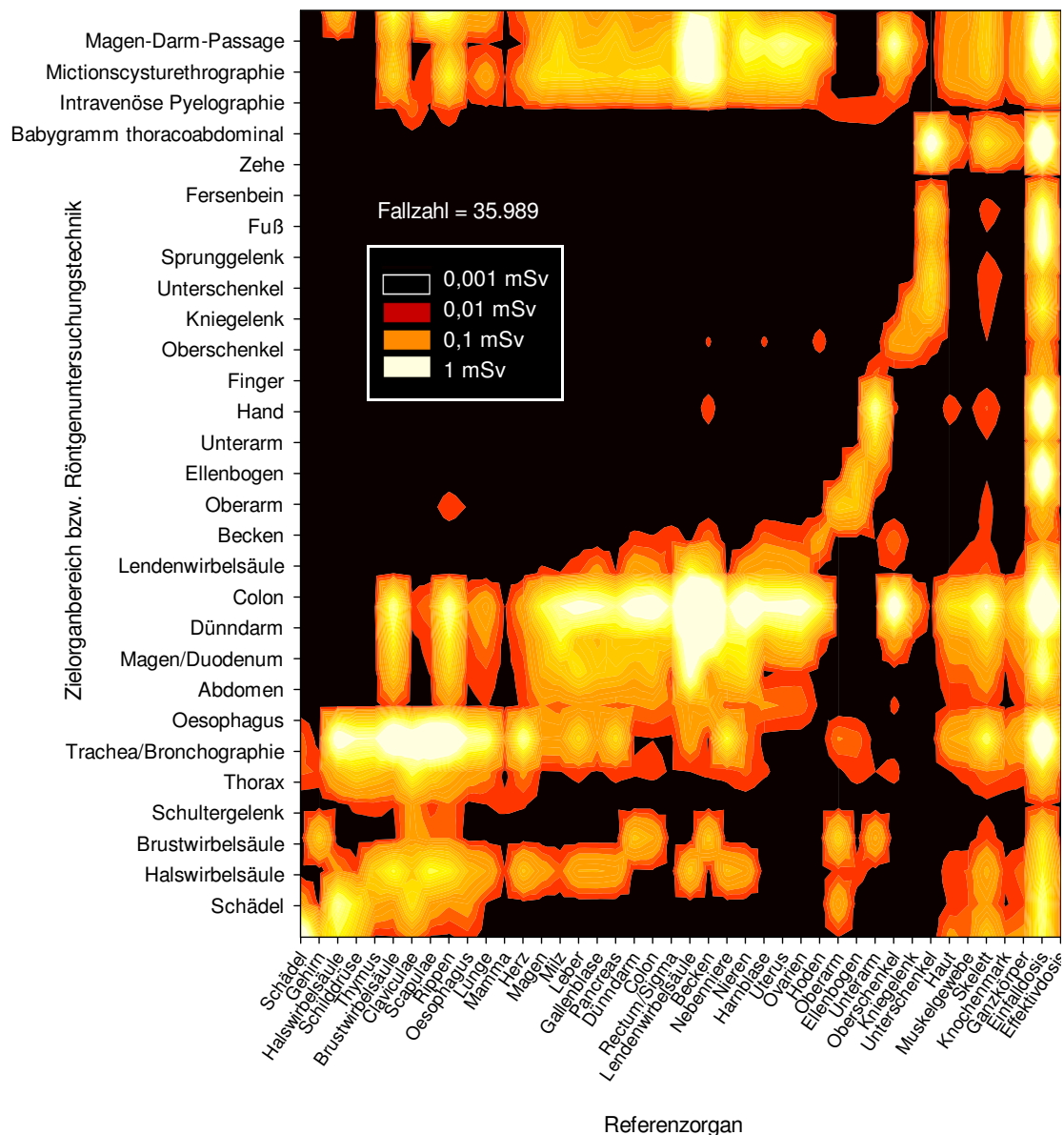


Abb. 123 Mittlere Organdosis pro Röntgenuntersuchung in 40 Referenzorganbereichen bei diversen Röntgenuntersuchungstechniken in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital aus dem Zeitraum 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der Neugeborenen.

Das Höhenliniendiagramm zeigt die in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital zwischen 1976 und 2003 bei verschiedenen Röntgenuntersuchungstechniken applizierten mittleren Organdosen in 40 Referenzorganbereichen.

Die Organdosisverteilung für die Altersgruppe der 1- bis 2-Jährigen ähnelt im wesentlichen der hier dargestellten Organdosisverteilung für die Altersgruppe der Neugeborenen.

Die relative Standardabweichung der Organdosis vom Mittelwert beträgt bei der in 78% der Fälle erfolgten Berechnung der Organdosis aus dem Dosisflächenprodukt 50% und kann bei der in etwa 18% der Fälle erfolgten Abschätzung aus der erforderlichen Bildempfängerdosis im Einzelfall 100% überschreiten (siehe auch Tab. 41 im mathematischen Anhang).

Erwartungsgemäß wurden die im Zielorganbereich lokalisierten Referenzorganbereiche am höchsten exponiert, wobei sich natürlich die Durchleuchtungsuntersuchungen und die Röntgenuntersuchungen des Gastrointestinaltraktes als vergleichsweise dosisintensiv erwiesen.

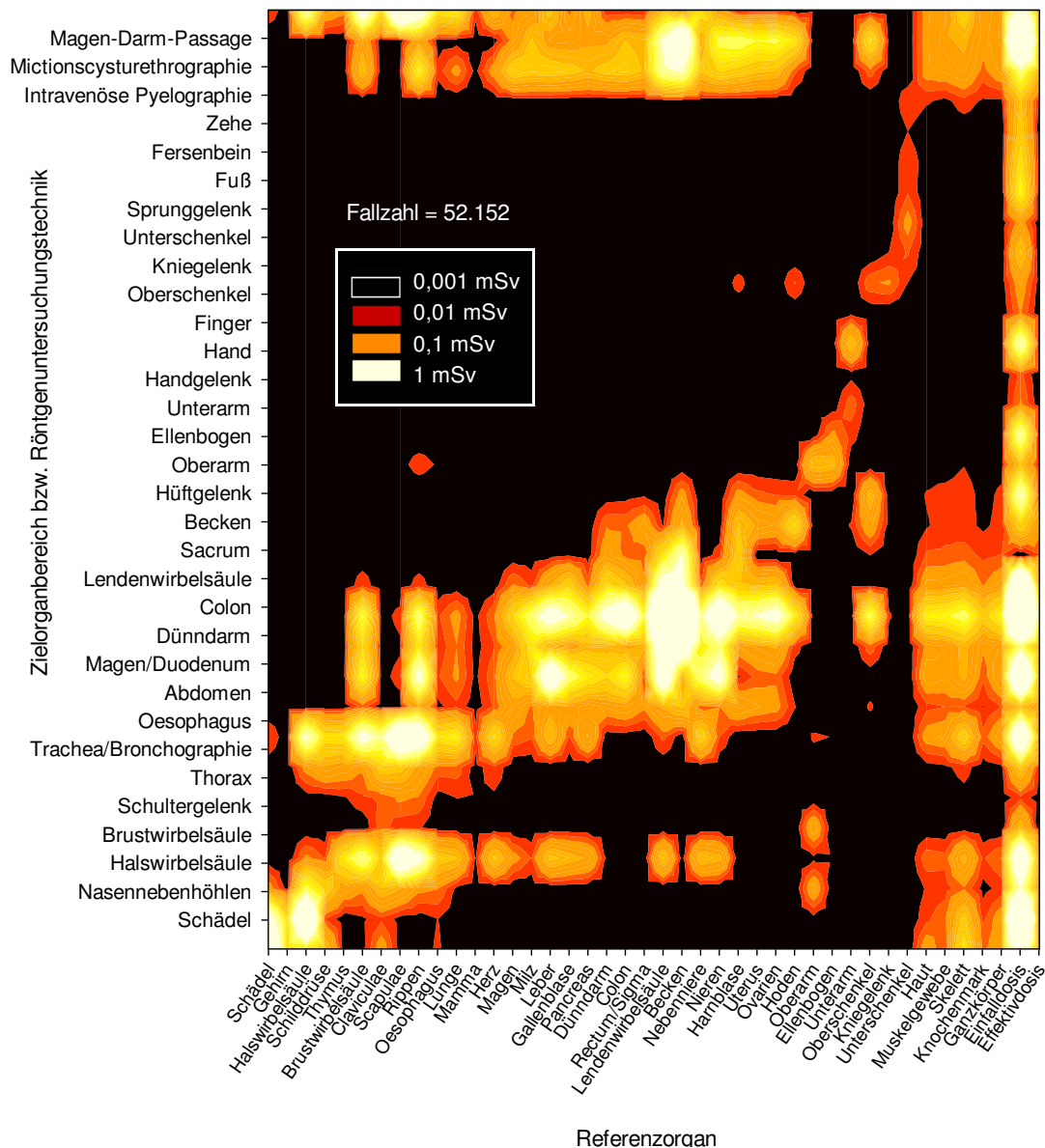


Abb. 124 Mittlere Organdosis pro Röntgenuntersuchung in 40 Referenzorganbereichen bei diversen Röntgenuntersuchungstechniken in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital aus dem Zeitraum 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 3- bis 7-Jährigen.

Das Höhenliniendiagramm zeigt die in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital zwischen 1976 und 2003 bei verschiedenen Röntgenuntersuchungstechniken applizierten mittleren Organdosen in 40 Referenzorganbereichen.

Die Organdosisverteilung für die Altersgruppe der 8- bis 12-Jährigen ähnelt im wesentlichen der hier dargestellten Organdosisverteilung für die Altersgruppe der 3- bis 7-Jährigen.

Entsprechend der bereits in den letzten Abschnitten getroffenen Feststellung wurde die Altersgruppe der Neugeborenen (und auch die hier nicht explizit dargestellte Altersgruppe der 1- bis 2-Jährigen) gegenüber der Altersgruppe der 3- bis 7-Jährigen vor allem bei den Abdomentechniken relativ überexponiert. Entsprechend der somatischen Entwicklung und dem mit ihr verbundenen Anstieg der Durchstrahlungsdurchmesser und damit des Dosisbedarfs einer Röntgenuntersuchung wird die Altersgruppe der 13- bis 17-Jährigen bei nahezu allen Röntgenuntersuchungstechniken höher exponiert als die Altersgruppe der 3- bis 7-Jährigen.

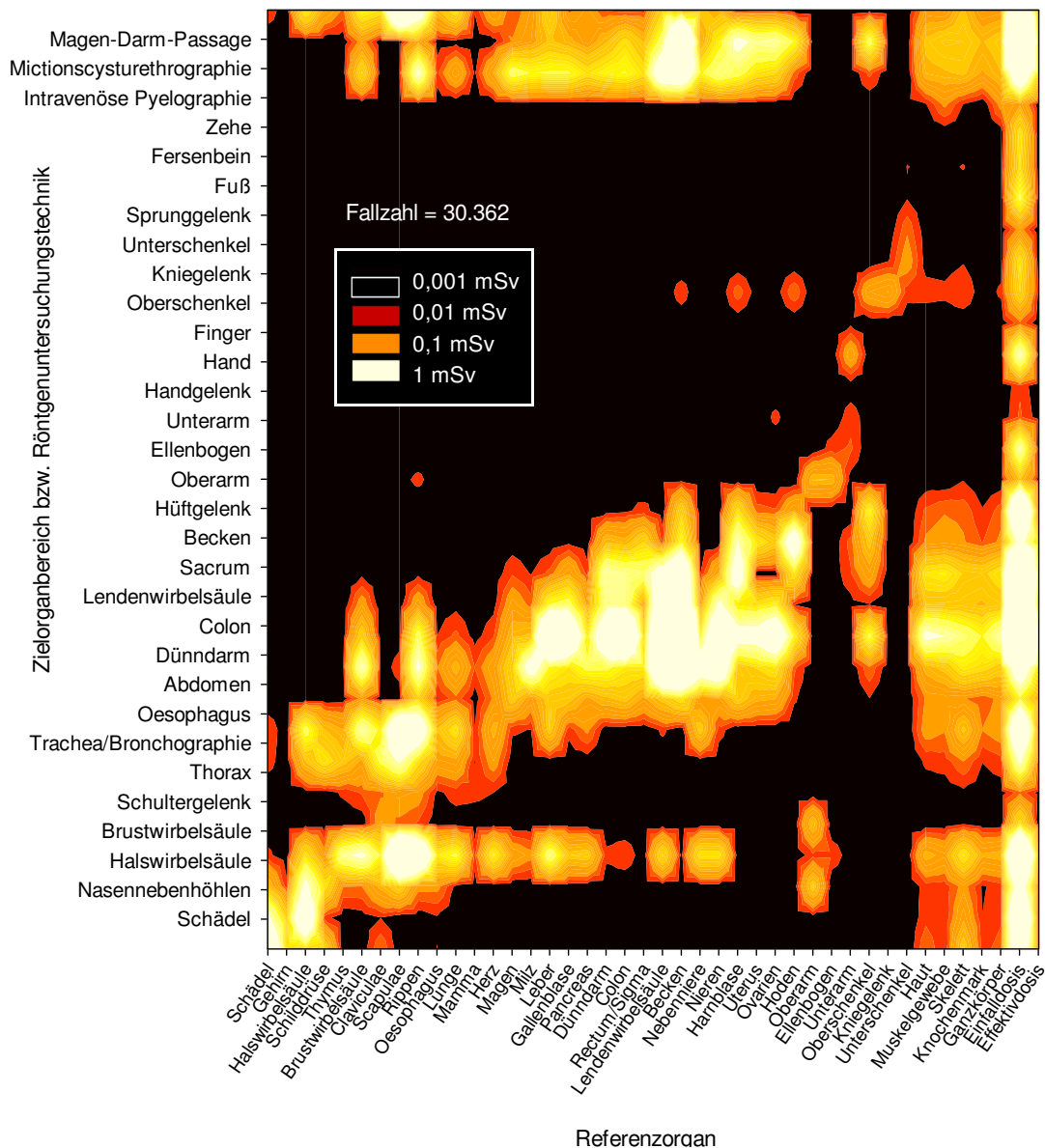


Abb. 125 Mittlere Organdosis pro Röntgenuntersuchung in 40 Referenzorganbereichen bei diversen Röntgenuntersuchungstechniken in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital aus dem Zeitraum 1976 bis 2003 für die Altersgruppe der 13- bis 17-Jährigen.

Das Höhenliniendiagramm zeigt die in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital zwischen 1976 und 2003 bei verschiedenen Röntgenuntersuchungstechniken applizierten mittleren Organdosen in 40 Referenzorganbereichen.

Die analoge Organdosisverteilung für die Altersgruppe der Erwachsenen weist noch höhere Dosiswerte auf als die hier dargestellte Organdosisverteilung für die Altersgruppe der 13- bis 17-Jährigen.

6.3. Kumulativdosen

Als Maß für die individuelle Strahlenexposition der Patienten wurden die kumulativen Organ- und Effektivdosen ermittelt, deren Häufigkeitsverteilungen für nahezu 200.000 Röntgenuntersuchungen aus dem Zeitraum von 1976 bis 2003 für alle in Tab. 6 auf Seite 0 aufgeführten 40 Referenzorganbereiche in Abb. 126 und Abb. 127 in Form modifizierter Boxplots unter Angabe der 3%-, 10%-, 25%-, 50%-, 75%-, 90%- und der 97%-Perzentile, des arithmetischen Mittelwertes sowie des Maximalwertes für optimale und suboptimale Feldeinstellungen dargestellt wurden. Der Maximalwert wurde an Stelle der aus technischen Gründen nicht darstellbaren einzelnen Kumulativdosiswerte zur Visualisierung der Variationsbreite der Kumulativdosen eingeführt.

Aufgrund der Zusammensetzung der Kumulativdosen aus den im Rahmen unterschiedlicher Röntgenuntersuchungen erhaltenen Einzeldosen unterblieb eine Parametrisierung der Kumulativdosen nach Zielorganbereichen bzw. Röntgenuntersuchungstechniken zugunsten einer summarischen Darstellung. Da bei nahezu jeder Röntgenuntersuchungstechnik ein Großteil der Referenzorgane außerhalb des Zielorganbereiches lokalisiert war und damit vergleichsweise niedrig exponiert wurde, führte diese Darstellungsform zu einer Häufigkeitsverteilung der Kumulativdosen mit einer stark linksschiefen Charakteristik; während die Mediane der kumulativen Organdosen in der Größenordnung von 0,01-0,1 mSv lagen, wiesen ihre Mittelwerte Größenordnungen von 0,1-1 mSv auf. Die Größenordnung der 97%-Perzentilen der kumulativen Organdosen betrug 1 mSv; damit wurden durch konventionelle röntgendiagnostische Maßnahmen in 3% aller Fälle, also bei etwa 1.500 Patienten, kumulative Organdosen von über 1 mSv appliziert. In Einzelfällen wurde mit Organdosiswerten von bis zu 100 mSv das Dosisniveau der interventionellen Radiologie erreicht.

Während die einzelnen Organdosen wesentlich durch die Feldeinstellung bei der jeweiligen Röntgenuntersuchung bestimmt wurden, unterschieden sich die mittleren Kumulativdosen für optimale und für suboptimale Feldeinstellungen nur geringfügig, wie aus einem Vergleich der Abb. 126 mit der Abb. 127 hervorgeht; dies beruht vor allem auf der Tatsache, daß sich bei gegebenem Dosisflächenprodukt die Einfalldosis indirekt proportional zur Strahlungsfeldgröße verhält, weswegen sich bei ihrer Berechnung aus dem gemessenen Dosisflächenprodukt unter der Annahme optimaler Feldeinstellungen eine höhere Organdosis in einem umschriebeneren Referenzorganbereich und unter der Annahme suboptimaler Feldeinstellungen eine niedrigere Organdosis in einem ausgedehnteren Referenzorganbereich ergibt; zusammen mit der bereits diskutierten Streuung der Einfalldosen um ihren Medianwert erfolgt so bei der Betrachtung hoher Fallzahlen eine Maskierung der Unterschiede zwischen den kumulativen Organdosen bei optimaler und bei suboptimaler Strahlungsfeldeinstellung. Aus dem gleichen Grunde verhielten sich die kollektiven Organ- und Effektivdosen außerordentlich stabil gegenüber Variationen in den Strahlungsfeldeinstellungen. Dies galt in besonderem Maße für die Effektivdosis, der die Stabilität gegenüber Variationen in der Strahlungsfeldeinstellung bereits in ihrer Eigenschaft als Einzeldosisgröße eigen ist [101].

Eine strahlenepidemiologische Wertung der Kumulativdosen setzt aufgrund der Altersabhängigkeit der Strahlensensibilität des Menschen die Kenntnis der Altersverteilung der kumulativen Organ- und Effektivdosen voraus. Wie in der vorliegenden Arbeit nicht wiedergegebene weitere Untersuchungen der kumulativen Organ- und Effektivdosen zeigten, folgen die nach Altersgruppen parametrisierten Häufigkeitsverteilungen der kumulativen Organ- und Effektivdosen für optimale und suboptimale Feldeinstellungen unabhängig von der Altersgruppe einer erwartungsgemäß exponentiellen Charakteristik, wobei die kumulativen Effektivdosen wiederum eine weitestgehende Stabilität gegenüber Variationen in der Strahlungsfeldeinstellung zeigen.

Optimale Feldeinstellung.

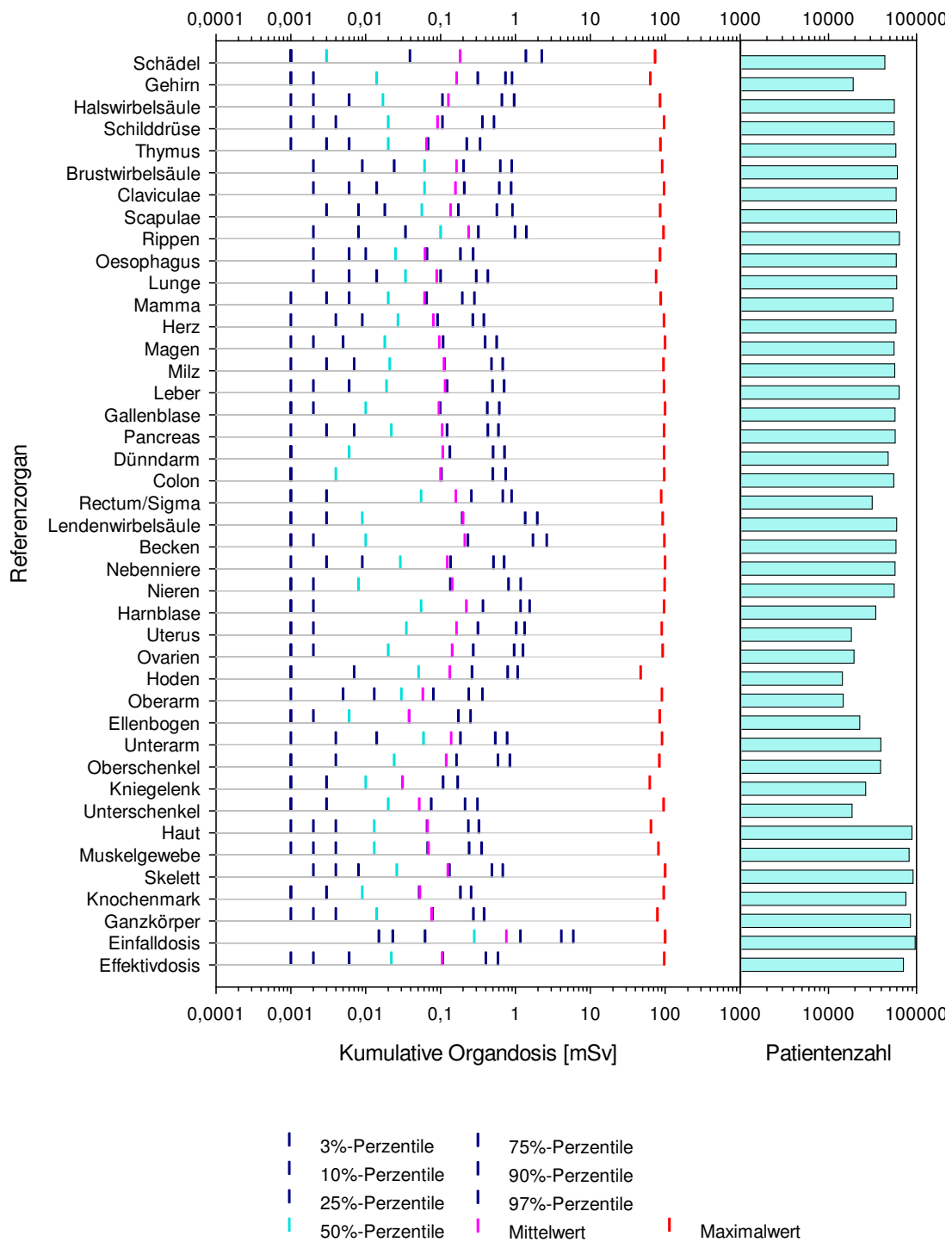


Abb. 126 Kumulativdosen im Zeitraum von 1976 bis 2003 (Feldeinstellungen optimal).

Die Abbildung zeigt die Kumulativdosen für die in Tab. 6 aufgeführten Referenzorgansysteme sowie die aus diesen resultierende kumulative Effektivdosis für den gesamten Beobachtungszeitraum. Mittelwerte und Mediane divergieren aufgrund der Struktur der Häufigkeitsverteilungen. Für jedes Referenzorgan ist die Zahl der Patienten mit einer Organdosis > 0 angegeben.

Suboptimale Feldeinstellung.

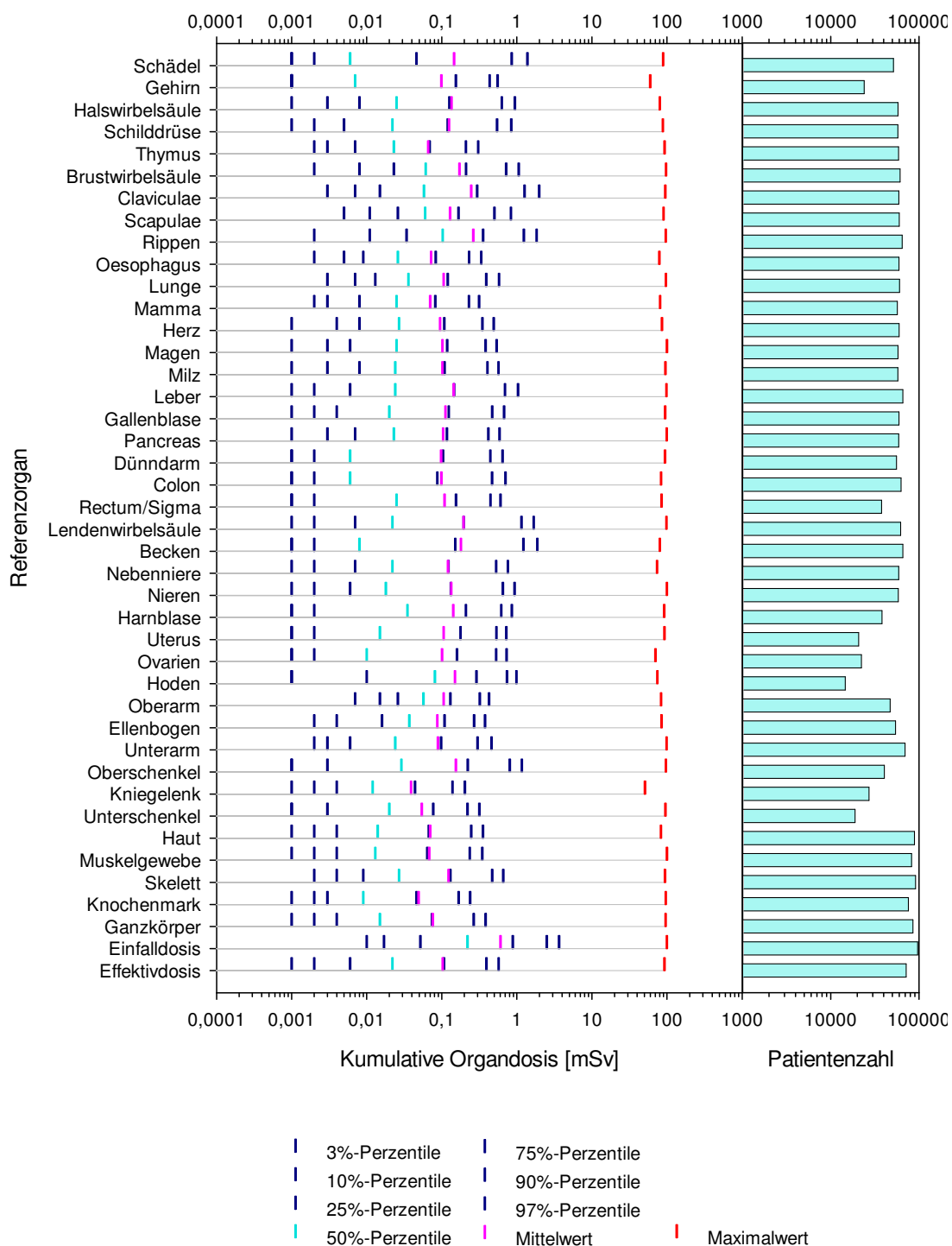


Abb. 127 Kumulativdosen im Zeitraum von 1976 bis 2003 (Feldeinstellungen suboptimal).

Die Abbildung zeigt die Kumulativdosen für die in Tab. 6 aufgeführten Referenzorgansysteme sowie die aus diesen resultierende kumulative Effektivdosis für den gesamten Beobachtungszeitraum. Mittelwerte und Mediane divergieren aufgrund der Struktur der Häufigkeitsverteilungen. Die Gesamtheiten der sich jeweils für die optimalen und die suboptimalen Feldeinstellungen ergebenden Kumulativdosen unterscheiden sich nur geringfügig. Für jedes Referenzorgan ist die Zahl der Patienten mit einer Organdosis > 0 angegeben.

6.4. Kollektivdosen

Zur Quantifizierung des von der pädiatrischen Radiologie für Neugeborene, Kinder und Jugendliche ausgehenden Strahlenrisikopotentials wurden die in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital der Universität München applizierten Kollektivdosen in ihrer Abhängigkeit vom Kalenderjahr der Röntgenuntersuchung und vom Lebensalter der Patienten aus den individuellen Kumulativdosen der einzelnen Patienten bestimmt.

Die Fehlergrenzen der Kollektivdosiswerte entsprechen den in Tab. 41 im mathematischen Anhang zu dieser Arbeit wiedergegebenen Standardabweichungen. Die in den Diagrammen ebenfalls wiedergegebenen Fallzahlen lassen nur einen beschränkten Vergleich mit den in den Abbildungen in Abschnitt 5.6. genannten Fallzahlen zu, da hier allein jene Röntgenuntersuchungsfälle berücksichtigt wurden, bei welchen eine Dosisrekonstruktion durchgeführt werden konnte.

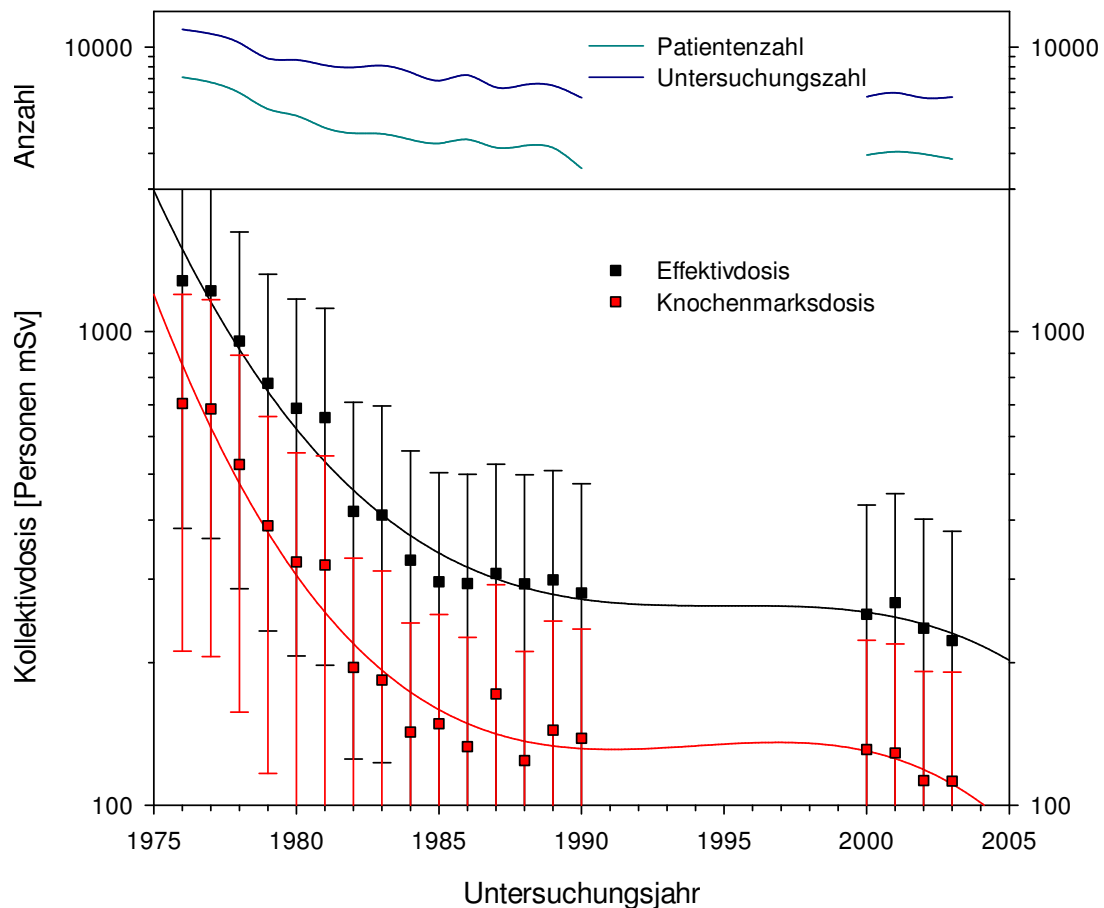


Abb. 128 Kollektivdosen in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital von 1976 bis 2003.

Die Abbildung zeigt die in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital im Untersuchungszeitraum von 1976 bis 2003 applizierten Kollektivdosen als kollektive Effektivdosen sowie als kollektive Knochenmarksdosen. Zu beachten ist die Angabe der Kollektivdosis in Personen • mSv. Die verschwindenden Kollektivdosen im Zeitraum von 1991 bis 1999 entsprechen der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Kollektivdosis vs. Untersuchungsjahr.

Wie aus Abb. 128 ersichtlich, sanken die bei den Patienten der Kinderklinik applizierte kollektive Effektivdosis und die kollektive Knochenmarksdosis in den Jahren von 1976 bis 2003 bei einer Halbierung der initialen Patienten- bzw. Fallzahl auf jeweils ein Viertel ihrer anfänglichen Werte. Entsprechend nahmen gemäß Abb. 129 im Beobachtungszeitraum die mittlere Effektivdosis pro Röntgenuntersuchung und die mittlere Effektivdosis pro Patient auf etwa die Hälfte ihrer jeweils anfänglichen Werte ab.

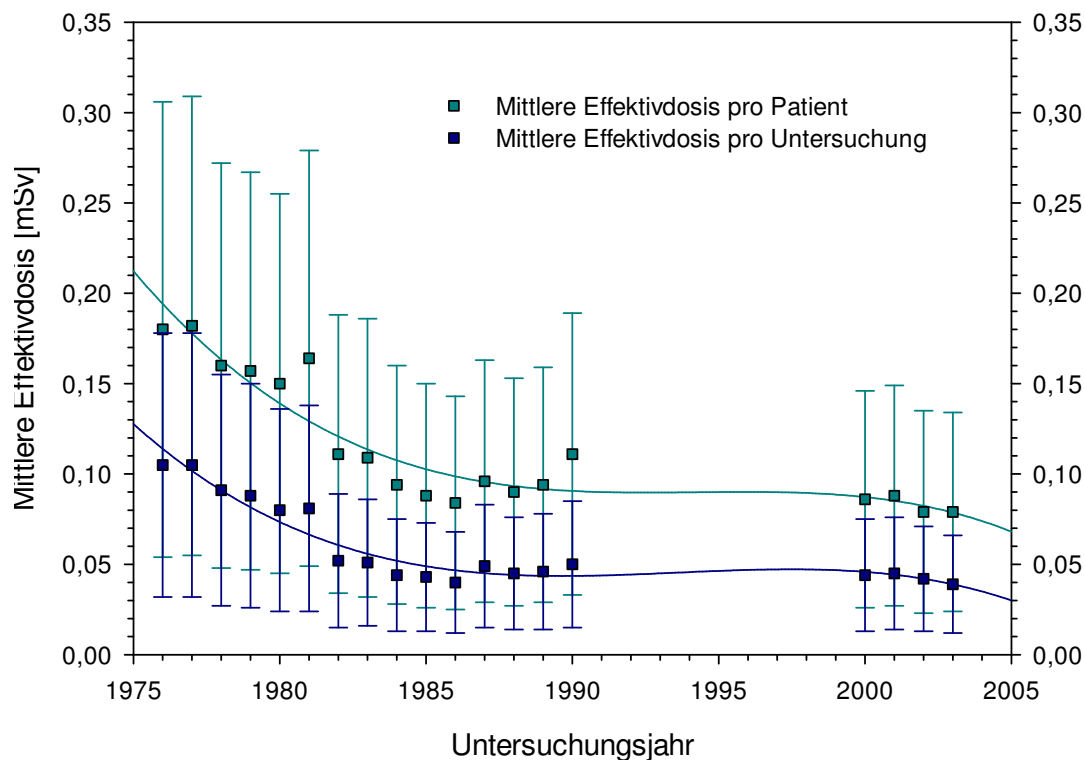


Abb. 129 Mittlere Effektivdosis pro Patient in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital von 1976 bis 2003.

Die Abbildung zeigt die in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital im Untersuchungszeitraum von 1976 bis 2003 pro Patient und pro Röntgenuntersuchung applizierten mittleren Effektivdosen. Die verschwindenden Effektivdosen im Zeitraum von 1991 bis 1999 entsprechen der Lücke im elektronischen Datenbestand.

Kollektivdosis vs. Patientenalter.

Aufgrund der Altersabhängigkeit der Strahlensensibilität des Menschen schien eine Darstellung der Kollektivdosen in Abhängigkeit vom Lebensalter der Patienten instruktiv. Wie aus Abb. 130 hervorgeht, wurden die höchsten Kollektivdosen bei Neugeborenen und Säuglingen appliziert. Fünf- bis Vierzehnjährige erhielten nur mehr etwa ein Drittel der bei Neugeborenen und Säuglingen applizierten Kollektivdosis. Mit dem 15. Lebensjahr nahm die Kollektivdosis aufgrund der exponentiell sinkenden Patientenzahlen entsprechend der Altersstruktur einer Kinderklinik mit dem Lebensalter der Patienten ab. Die in Abb. 131 dargestellte mittlere Effektivdosis pro Patient stieg mit dem Lebensalter der Patienten entsprechend der Aufsummierung einzelner Röntgenuntersuchungsdosen zu einer Kumulativdosis und des ebenfalls zu beobachtenden Anstiegs der mittleren Effektivdosis pro Röntgenuntersuchung, be-

dingt durch die Altersabhängigkeit der Anthropometrie bzw. des Durchstrahlungsdurchmessers des Patienten und damit des Dosisbedarfs einer Röntgenuntersuchung. Die Unstetigkeit der funktionalen Abhängigkeit der mittleren Effektivdosis pro Patient vom Lebensalter der Patienten dürfte im wesentlichen auf das Einsetzen des Wachstumsschubes zwischen dem fünften und dem sechzehnten Lebensjahr zurückzuführen sein.

Den Beitrag der verschiedenen Röntgenuntersuchungstechniken zur gesamten in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital applizierten Kollektivdosis zeigt Abb. 132. Demnach trugen die vergleichsweise selten (siehe Abb. 6 auf Seite 68) angewandten Durchleuchtungsverfahren wie Mictionscysturethrographie, intravenöse Pyelographie und Magen-Darm-Passage neben den häufiger durchgeführten Röntgenuntersuchungen des Thorax, des Abdomens und des Colons zu einem Großteil der Kollektivdosis bei. Die ebenfalls zahlreich durchgeführten Röntgenuntersuchungen der distalen oberen und unteren Extremitäten besaßen keinen nennenswerten Anteil an der Kollektivdosis. Die in der Abbildung ebenfalls dargestellten mittleren Effektivdosen pro Röntgenuntersuchung wiesen naturgemäß die höchsten Werte bei den Durchleuchtungsuntersuchungen auf; als dosisintensivste Röntgenuntersuchungstechnik überhaupt erwies sich die Kontrastmitteluntersuchung des Colons.

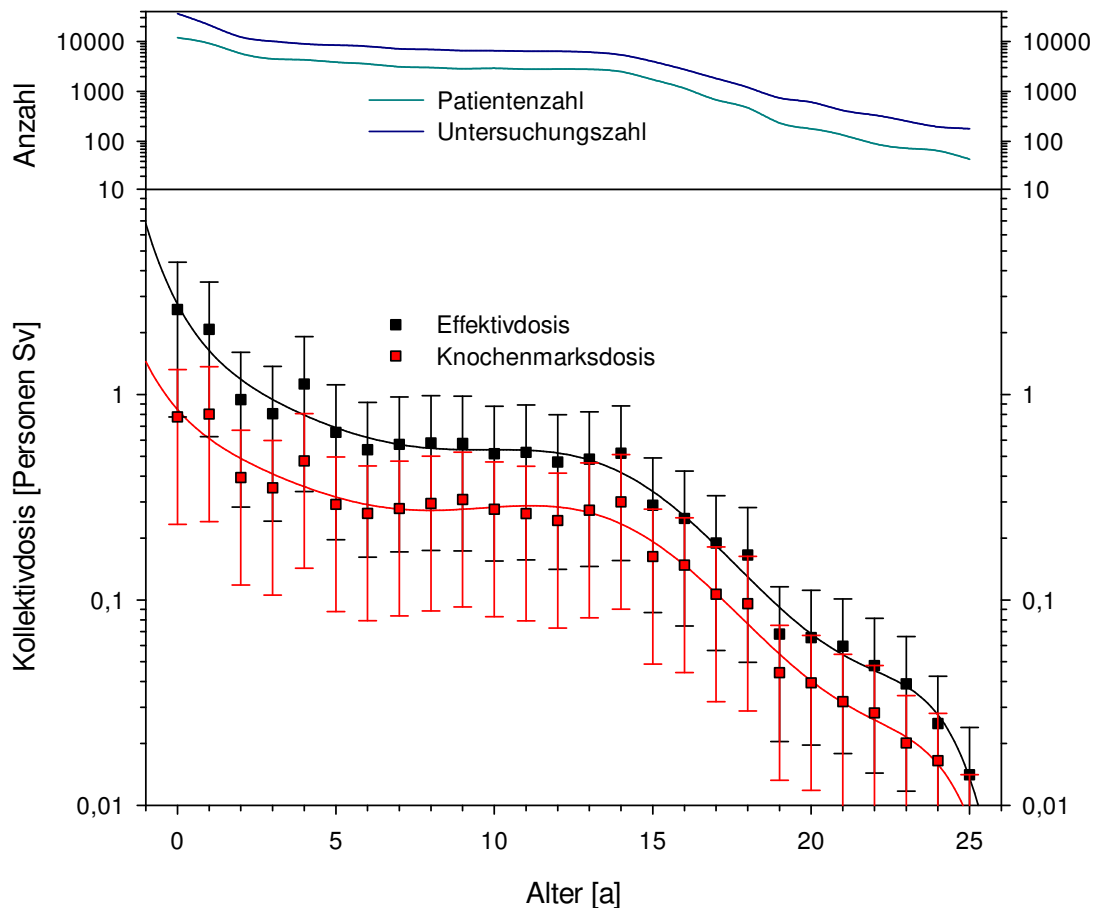


Abb. 130 Kollektivdosen bei Patienten von 0 bis 25 Jahren aus der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital.

Die Abbildung zeigt die in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital bei Patienten der Altersstufen von 0 bis 25 Jahren applizierten Kollektivdosen als kollektive Effektivdosen sowie als kollektive Knochenmarksdosen. Zu beachten ist die Angabe der Kollektivdosis in Personen • Sv.

Die Kollektivdosen der oberen und unteren distalen Extremitäten lagen unterhalb 10 mSv und waren durch den linearen Maßstab der Abbildung nicht mehr darstellbar.

In Abb. 133 wurden die im Zeitraum von 1976 bis 2003 in der Abteilung Radiologie applizierten kollektiven Organdosen in Abhängigkeit vom Referenzorganbereich gemäß Tab. 6 auf Seite 0 dargestellt. Wie bereits bei den Darstellungen der Effektiven Konversionsfaktoren angemerkt wurde, erhielten vor allem nahe der Körperoberfläche lokalisierte knöcherne Strukturen aufgrund ihres hohen Knochenmineralgehaltes und ihres damit erhöhten Strahlenenergieabsorptionsvermögens in Relation zu den parenchymatösen inneren Organen vergleichsweise hohe Strahlendosen. Die ebenfalls hohe Strahlenexposition des Beckens und der Harnblasenregion sind im wesentlichen auf die Mictionscysturethrographie zurückzuführen. Zusammenfassend zeigt Abb. 134 den Zusammenhang zwischen Röntgenuntersuchungstechnik und kollektiver Organdosis in Form eines Höhenliniendiagramms für die in Tab. 6 auf Seite 0 genannten Ziel- und Referenzorganbereiche. Naturgemäß korreliert die Höhe der kollektiven Organdosis mit dem Maß der Übereinstimmung zwischen Ziel- und Referenzorganbereich. Wie bereits bemerkt, wurden die höchsten kollektiven Organdosen bei den vergleichsweise selten durchgeführten, aber dosisintensiven Durchleuchtungsuntersuchungen und hier vor allem bei der Mictionscysturethrographie sowie bei den zwar dosismoderaten, doch dafür sehr häufig durchgeführten Röntgenuntersuchungen des Thorax appliziert.

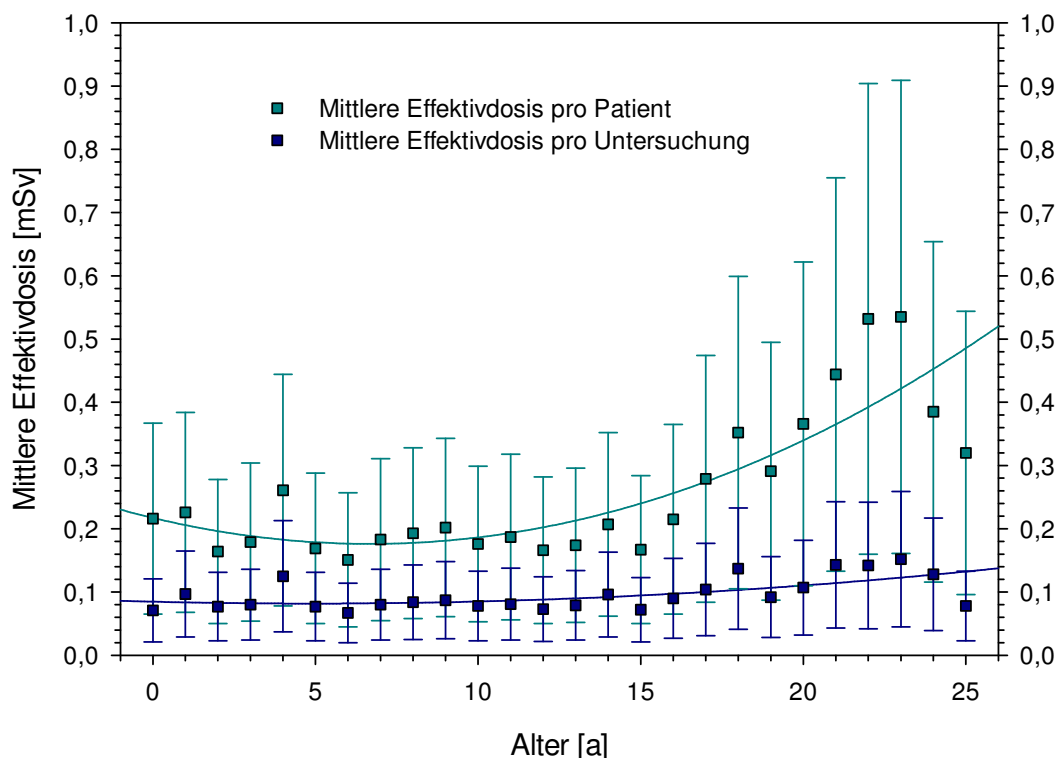


Abb. 131 Mittlere Effektivdosis pro Patient für Patienten von 0 bis 25 Jahren in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital.

Die Abbildung zeigt die in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital bei Patienten der Altersstufen von 0 bis 25 Jahren pro Patient und pro Röntgenuntersuchung applizierten mittleren Effektivdosen.

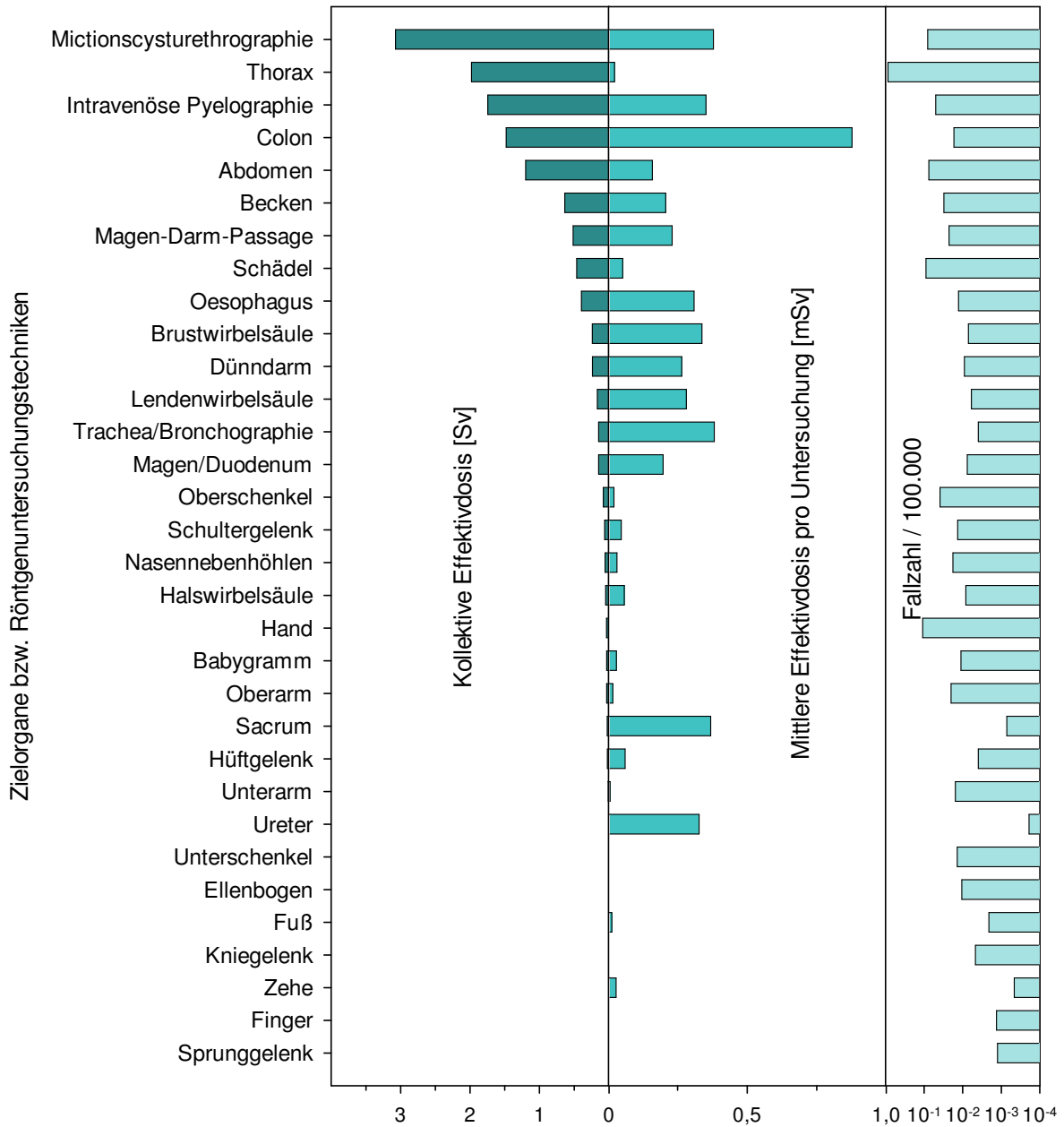


Abb. 132 Kollektive Effektivdosen für diverse Röntgenuntersuchungstechniken in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital aus dem Zeitraum 1976 bis 2003.

Die Abbildung zeigt die in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital bei verschiedenen Röntgenuntersuchungstechniken applizierten kollektiven Effektivdosen sowie die mittleren Effektivdosen für jede Röntgenuntersuchungstechnik. Zu beachten ist die Angabe der kollektiven Effektivdosis in Sv und der mittleren Effektivdosis pro Röntgenuntersuchung in mSv.

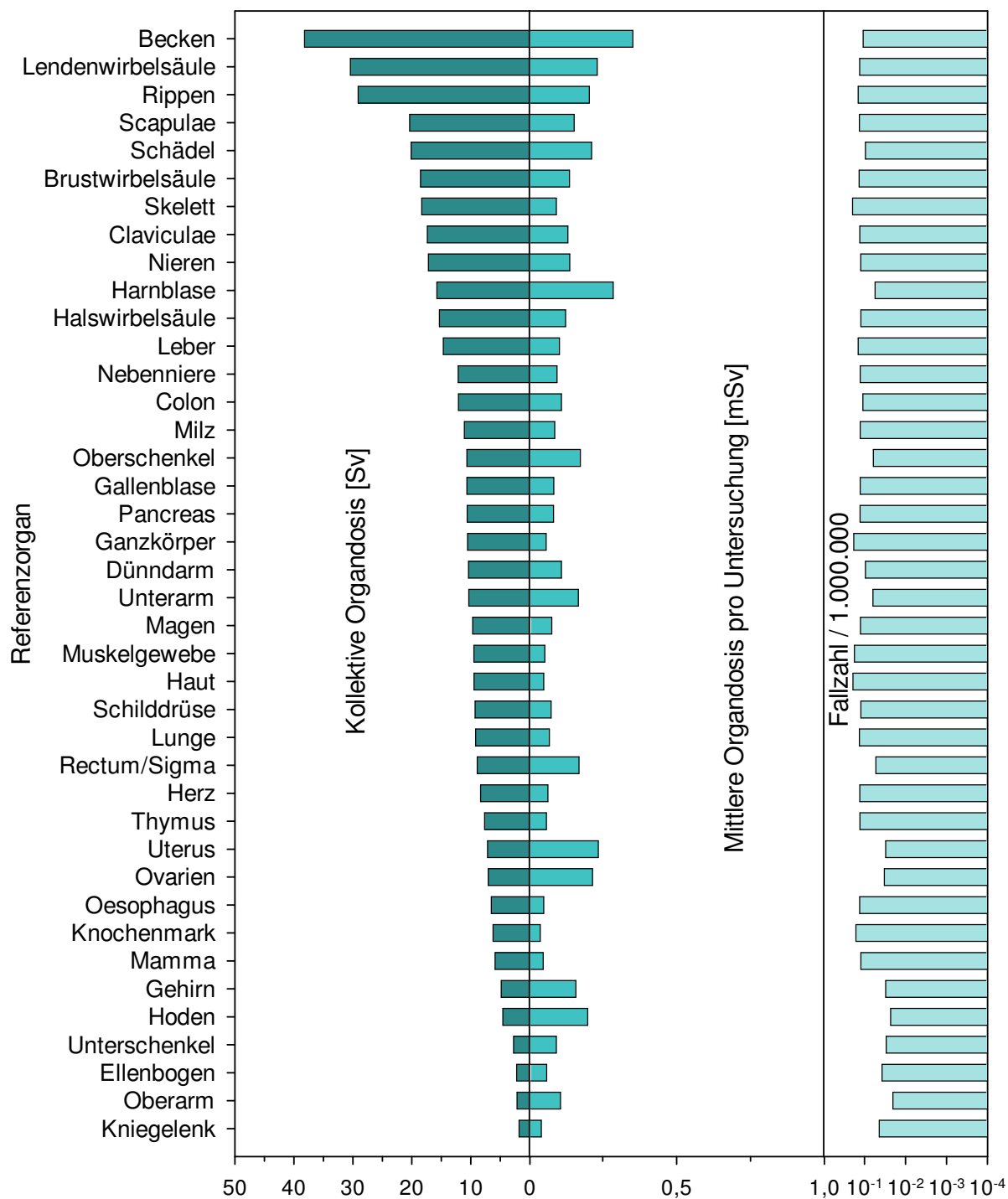


Abb. 133 Kollektive Organ dosis von 40 Referenzorganbereichen.

Die Abbildung zeigt die in 40 Referenzorganbereichen in der Abteilung Radiologie im Dr. von Hauner'schen Kinderspital bei verschiedenen Röntgenuntersuchungstechniken applizierten Kollektivdosen als kollektive Organ dosis. Zu beachten ist die Angabe der kollektiven Organ dosis in Sv und der mittleren Organ dosis pro Röntgenuntersuchung in mSv.

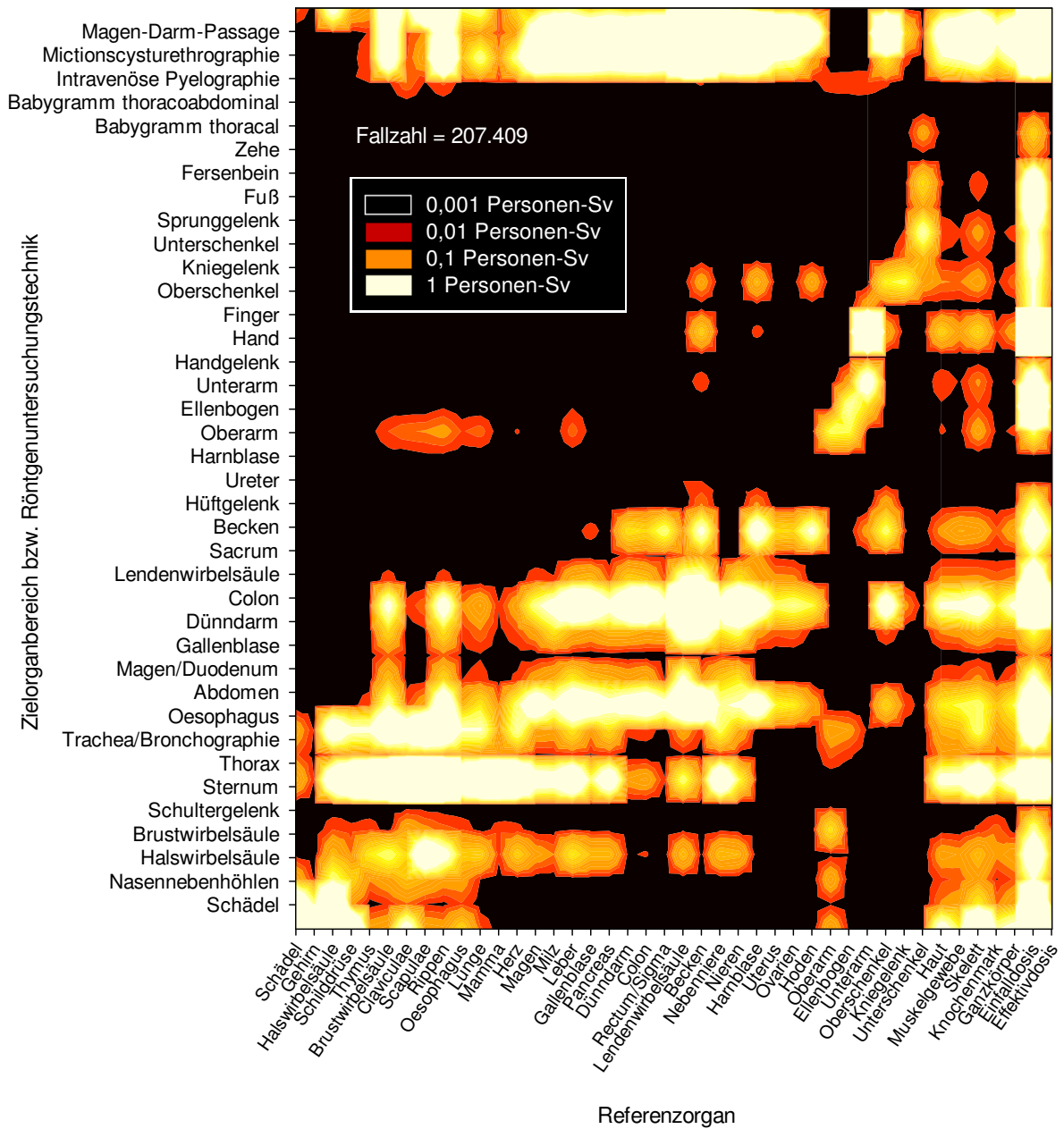


Abb. 134 Kollektive Organdosen von 40 Referenzorganbereichen für diverse Röntgenuntersuchungstechniken in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital aus dem Zeitraum 1976 bis 2003.

Das Höhenliniendiagramm zeigt die in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital zwischen 1976 und 2003 bei verschiedenen Röntgenuntersuchungstechniken applizierten Kollektivdosen als kollektive Organdosen in 40 Referenzorganbereichen für jede mögliche Kombination aus Ziel- und Referenzorganbereich. Die Korrelation zwischen Zielorganbereich bzw. Röntgenuntersuchungstechnik und der Strahlenexposition im Referenzorganbereich ist deutlich erkennbar.

7. Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur

7.1. Einleitung

Die Relevanz der in der vorliegenden Arbeit durchgeführten quantitativen Untersuchungen zur röntgendiagnostisch bedingten Strahlenexposition von Kindern kann im wesentlichen nur im Kontext mit den in der internationalen Literatur publizierten Ergebnissen anderer klinischer Studien zur gleichen Fragestellung beurteilt werden, zumal im Verlauf dieser Arbeit wiederholt der hohe radiologische Qualitätsstandard der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital hervorgehoben wurde. Aus diesen Gründen schien ein Vergleich der im Rahmen der vorliegenden Arbeit ermittelten Dosiswerte mit den in der internationalen Literatur auffindbaren Werten angezeigt.

7.2. Material und Methodik

Zu diesem Zweck wurden die in Kapitel 10. aufgeführten Referenzen hinsichtlich dosimetrischer Angaben zu den Röntgenuntersuchungen des Schädels, des Thorax und des Abdomens sowie zur Mictionscysturothographie in Abhängigkeit vom Lebensalter der Patienten und vom Kalenderjahr ihrer Publikation ausgewertet. Die zu kritisierende [332, 338] uneinheitliche Notation der Dosiswerte in der internationalen Literatur erforderte neben der Beschränkung der Untersuchung auf Einfalldosen eine Reihe von Standardisierungen: So wurde eine als Exposure angegebene Einfalldosis in die Luftkerma umgerechnet; innerhalb der gleichen Institutionen im Rahmen von Vergleichsstudien gemessene, verschiedenartige Einfalldosiswerte wurden zu Mittelwerten zusammengefaßt; Mittelwerte oder Medianwerte der Einfalldosen wurden gemäß ihres Publikationsdatums in Fünfjahresklassen eingeteilt; auf Altersklassen bezogene Literaturwerte wurden gemäß ihrer Klassenmitten in die Diagramme eingezeichnet; von den Autoren angegebene statistische Lagemaße wurden als Standardabweichungen vom Mittelwert oder als Variationsbreiten in die graphischen Darstellungen übernommen. Einfalldosen bei erwachsenen Patienten wurden in den Diagrammen beim 20. Lebensjahr eingetragen. Die Referenzen zu den in den Diagrammen gezeigten Einfalldosiswerten sind in Tab. 26 bis Tab. 31 aufgeführt.

Publikationsjahr	Referenzen der Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Schädels ap/pa
1976-1980	-
1981-1985	278, 301, 442
1986-1990	329, 351, 364, 487, 494
1991-1995	302, 324, 371, 385, 393, 396, 400, 410, 494, 522, 532
1996-2000	352, 388, 448, 477, 504, 521
2001-2004	382, 470, 495, 515

Tab. 26 Referenzen der Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Schädels ap/pa.

Die Tabelle gibt die Referenzen zu den in Abb. 135 eingetragenen Einfalldosiswerten wieder.

Publikationsjahr	Referenzen der Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Schädels lateral
1976-1980	-
1981-1985	278
1986-1990	293, 329, 333, 348, 364, 442
1991-1995	302, 307, 346, 371, 494, 504, 522, 532
1996-2000	352, 388, 477, 521
2001-2004	306, 382, 470, 495, 515

Tab. 27 Referenzen der Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Schädels lateral.

Die Tabelle gibt die Referenzen zu den in Abb. 135 eingetragenen Einfalldosiswerten wieder.

Publikationsjahr	Referenzen der Einfall Dosen bei der Röntgenuntersuchung des Thorax ap/pa
1976-1980	545
1981-1985	278, 301, 308, 349, 417, 435, 442
1986-1990	293, 308, 311, 314, 329, 333, 342, 351, 364, 415, 425, 487
1991-1995	291, 302, 307, 317, 324, 341, 346, 352, 371, 372, 396, 400, 408, 409, 410, 440, 461, 464, 494, 532, 522
1996-2000	356, 388, 389, 406, 411, 436, 448, 477, 504, 516, 521, 553
2001-2004	292, 306, 381, 382, 391, 413, 448, 467, 470, 491, 495, 508, 520

Tab. 28 Referenzen der Einfall Dosen bei der Röntgenuntersuchung des Thorax ap/pa.
Die Tabelle gibt die Referenzen zu den in Abb. 136 eingetragenen Einfall Dosiswerten wieder.

Publikationsjahr	Referenzen der Einfall Dosen bei der Röntgenuntersuchung des Thorax lateral
1976-1980	552
1981-1985	278, 349, 364
1986-1990	293, 308, 329, 333, 351, 442
1991-1995	302, 317, 324, 372, 396, 406, 440, 461, 464, 494, 522, 532
1996-2000	352, 477
2001-2004	292, 381, 382, 413, 470, 491, 520

Tab. 29 Referenzen der Einfall Dosen bei der Röntgenuntersuchung des Thorax lateral.
Die Tabelle gibt die Referenzen zu den in Abb. 136 eingetragenen Einfall Dosiswerten wieder.

Publikationsjahr	Referenzen der Einfall Dosen bei der Röntgenuntersuchung des Abdomens ap
1976-1980	545, 552
1981-1985	278, 349
1986-1990	290, 311, 329, 342, 348, 487
1991-1995	291, 302, 324, 341, 346, 371, 385, 393, 400, 410, 522, 532
1996-2000	307, 352, 356, 388, 389, 448, 477, 504, 516, 521, 553
2001-2004	306, 382, 467

Tab. 30 Referenzen der Einfall Dosen bei der Röntgenuntersuchung des Abdomens ap.
Die Tabelle gibt die Referenzen zu den in Abb. 137 eingetragenen Einfall Dosiswerten wieder.

Publikationsjahr	Referenzen der Einfall Dosen bei der Mictionscysturographie ap
1976-1980	511, 547
1981-1985	278, 435, 528
1986-1990	311, 364
1991-1995	324, 346, 457, 465, 476
1996-2000	-
2001-2004	217

Tab. 31 Referenzen der Einfall Dosen bei der Mictionscysturographie ap.
Die Tabelle gibt die Referenzen zu den in Abb. 137 eingetragenen Einfall Dosiswerten wieder.

7.3. Ergebnisse

Die Ergebnisse der Literaturswertung sind in Abb. 135, Abb. 136 und Abb. 137 dargestellt. Wie ersichtlich ist, wurden die 50%-Perzentilen (= Mediane) der in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital der Universität München bei den Röntgenuntersuchungen des Schädels, des Thorax und des Abdomens sowie bei der Mictionscysturographie applizierten Einfall Dosen in nur wenigen klinischen Einrichtungen im gleichen Untersuchungszeitraum unterschritten.

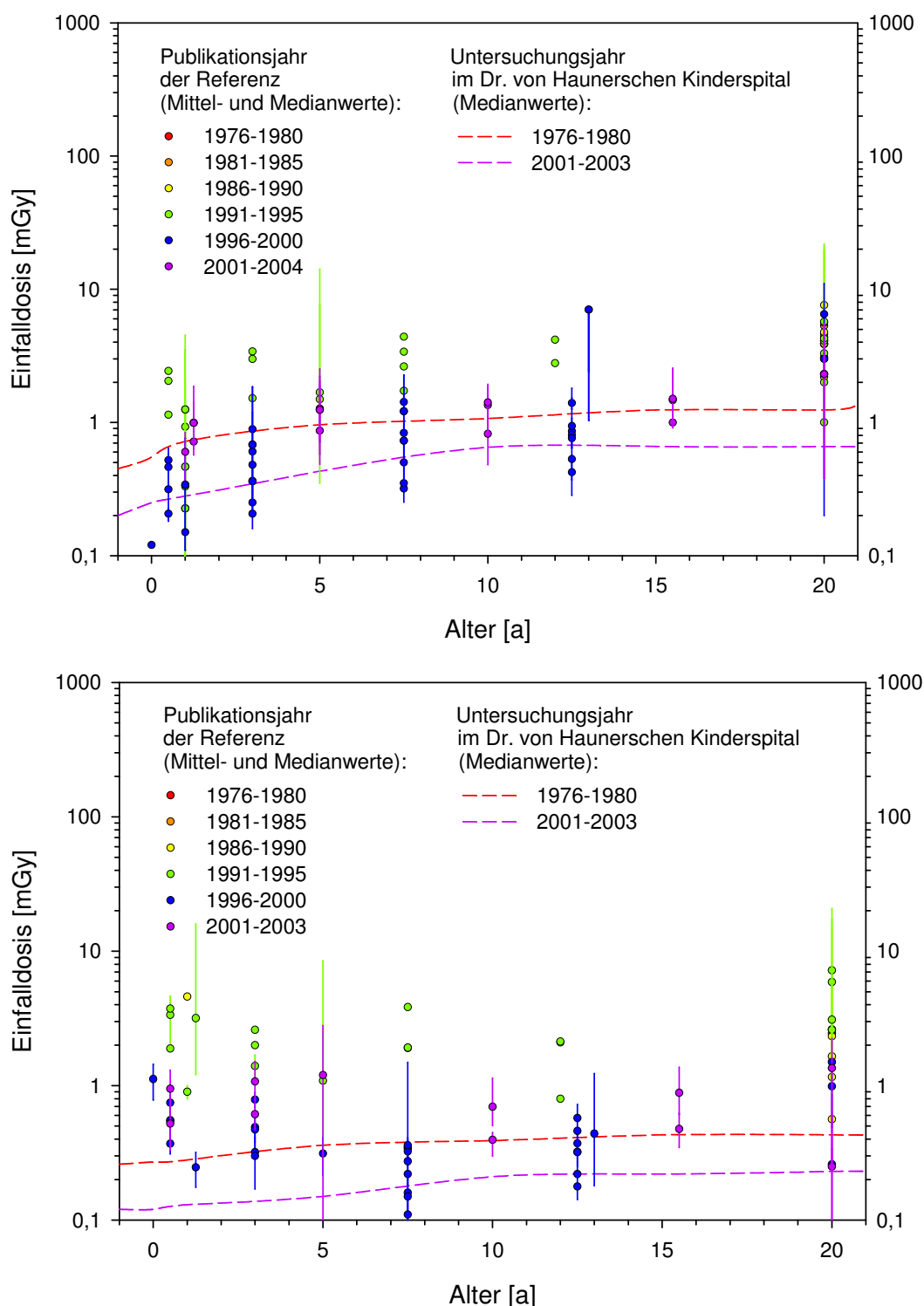


Abb. 135 Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Schädels in Sagittalprojektion (oben) und in Lateralprojektion (unten) in Abhängigkeit vom Lebensalter der Patienten im Untersuchungszeitraum von 1976 bis 2003 in verschiedenen klinischen Einrichtungen.

Die Abbildung zeigt die Medianwerte der Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Schädels in Sagittal- und in Lateralprojektion in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital im Vergleich mit jenen Einfalldosen, wie sie gemäß der in Tab. 26 und Tab. 27 aufgeführten Referenzen in anderen klinischen Einrichtungen ermittelt wurden.

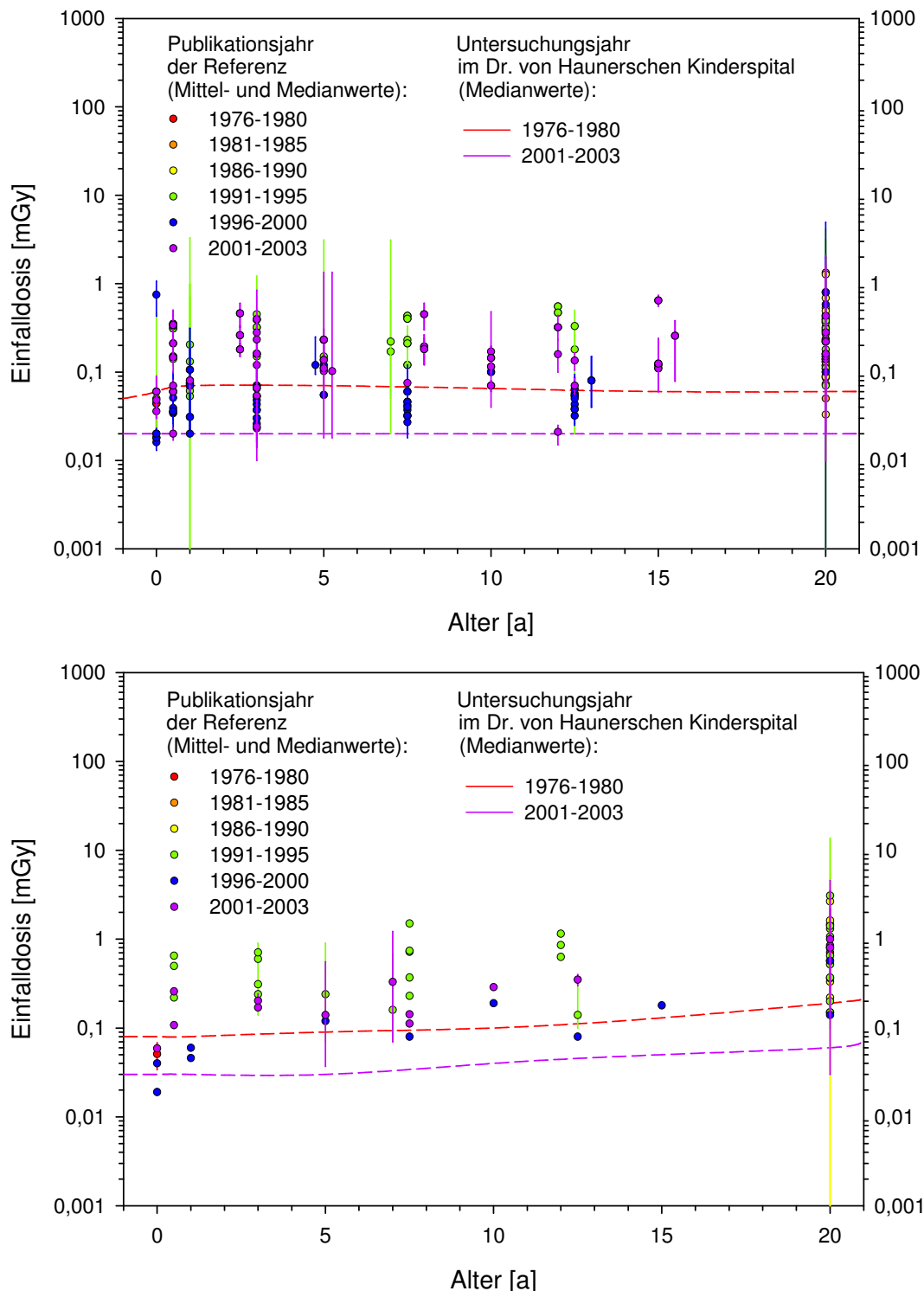


Abb. 136 Einfalldosien bei der Röntgenuntersuchung des Thorax in Sagittalprojektion (oben) und in Lateralprojektion (unten) in Abhängigkeit vom Lebensalter der Patienten im Untersuchungszeitraum von 1976 bis 2003 in verschiedenen klinischen Einrichtungen.

Die Abbildung zeigt die Medianwerte der Einfalldosien bei der Röntgenuntersuchung des Thorax in Sagittal- und in Lateralprojektion in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital im Vergleich mit jenen Einfalldosien, wie sie gemäß der in Tab. 28 und Tab. 29 aufgeführten Referenzen in anderen klinischen Einrichtungen ermittelt wurden.

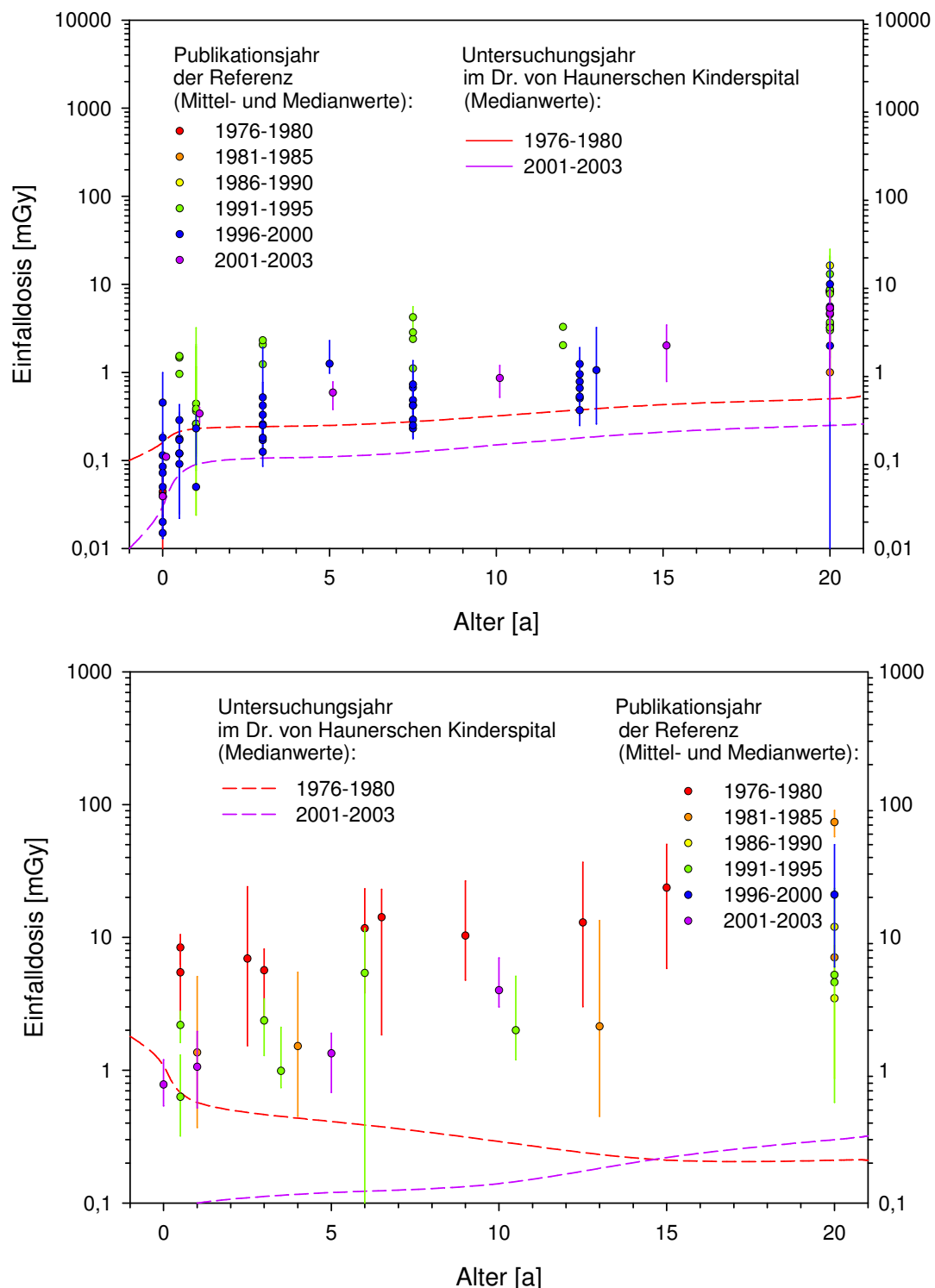


Abb. 137 Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Abdomens (oben) und bei der Mictionscysturethrographie (unten) in Sagittalprojektion in Abhängigkeit vom Lebensalter der Patienten im Untersuchungszeitraum von 1976 bis 2003 in verschiedenen klinischen Einrichtungen.

Die Abbildung zeigt die Medianwerte der Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Abdomens und bei der Mictionscysturethrographie in Sagittalprojektion in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital im Vergleich mit jenen Einfalldosen, wie sie gemäß der in Tab. 30 und Tab. 31 aufgeführten Referenzen in anderen klinischen Einrichtungen ermittelt wurden..

8. Diskussion und Ausblick

8.1. Diskussion der Dosisgrößen

Dosisflächenprodukt.

Die Messung des Dosisflächenproduktes als räumliche Erhaltungsgröße stellt im Rahmen der radiologischen Routinediagnostik eine einfache, schnelle und genaue Methode zur meßtechnischen Erfassung einer Ausgangsdosisgröße zur Ermittlung von Organ- und Effektivdosen unter der Voraussetzung definierter Strahlungsfeldeinstellungen dar [75, 88, 120, 186, 190, 191, 193].

Obwohl die Angabe des Dosisflächenproduktes als Maß für die Strahlenexposition eines Patienten bei einer Röntgenuntersuchung aufgrund der Feldgrößenvariationen zwischen einzelnen klinischen Einrichtungen [381, 408, 413] und sogar innerhalb einer radiologischen Abteilung [575] nur sehr bedingt sinnvoll und methodisch fragwürdig ist [107, 199], wurde von dieser Praxis in den meisten bisher erschienenen Publikationen Gebrauch gemacht; zu rechtfertigen scheint sie indessen lediglich als hilfswise Maßnahme bei der Dosimetrie komplexer Durchleuchtungsuntersuchungen mit häufig wechselnden Strahlungsfeldgrößen und unterschiedlichen Patienten-Bildverstärker-Abständen zu sein. Als Vergleichsgröße im Rahmen nationaler und internationaler Studien zur Strahlenexposition des Patienten in der Radiologie ist das Dosisflächenprodukt daher nur äußerst bedingt geeignet, weswegen in der vorliegenden Arbeit an seiner Stelle die Einfalldosis als eigenständige Dosisgröße verwendet wurde.

Die Messung des Dosisflächenproduktes als Ionendosis-Flächen-Produkt in Luft führte in der Vergangenheit in Verbindung mit der sukzessiven Erweiterung der Meßbereiche der Dosismonitorsysteme und der seit Beginn des Jahres 1986 gesetzlich vorgeschriebenen Erfassung des Dosisflächenproduktes als Luftkerma-Flächen-Produkt zu Unklarheiten und Fehlermöglichkeiten bezüglich des bei der numerischen Angabe des Dosisflächenproduktes anzuwendenden metrischen Systems [196, 205]. So wurden in den fast dreißig Jahren der datenverarbeitungstechnischen Erfassung der Dosisflächenprodukte in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital in teilweise zeitlicher Überlappung insgesamt vier verschiedene metrische Systeme angewandt. Die dringend erforderliche Vereinheitlichung der Anzeige des Dosisflächenproduktes ist offenbar noch Gegenstand der Diskussion [106].

Die klinisch häufig geübte Praxis der Zusammenfassung der differentialen Dosisflächenprodukte einer Röntgenuntersuchung zu einem integralen Dosisflächenprodukt [79, 175, 187, 284, 298, 327, 475, 496, 498, 501] mag bei komplexen Röntgenuntersuchungen, insbesondere bei Durchleuchtungsuntersuchungen, zur Ermittlung von Referenzdosiswerten in gewissem Umfang sinnvoll sein, läßt aber in aller Regel keine Rekonstruktion von Organ- und Effektivdosen aus den nativen Daten nach dem Konversionsfaktoren-Konzept zu und steht somit in der Bundesrepublik Deutschland in Widerspruch zu der in §28 Abs. 2 RÖV geforderten Aufzeichnung der Röntgenexpositionsparameter, da deren Eignung zu einer Rekonstruktion einer Strahlendosis in der Verordnung ausdrücklich betont wird [70]. Die separate Erfassung differentialer Dosisflächenprodukte für jede einzelne Feldeinstellung ist bei projektionsradiographischen Röntgenuntersuchungen technisch in einfacher Weise zu verwirklichen. Bei komplexen Durchleuchtungsuntersuchungen dürfte sich der Einsatz elektronischer Datenverarbeitungssysteme zur systematischen Erfassung und Auswertung der an den Datenschnittstellen der Röntgeneratoren bzw. Dosismonitorsysteme bereitgestellten Röntgenexpositionsparameter bzw. Dosisflächenprodukte [59, 61, 62] als unumgänglich erweisen.

Effektivdosis, Integraldosis.

Die Effektivdosis wurde als einheitliches strahlenepidemiologisches Maß für die berufliche Strahlenexposition der Bevölkerung eingeführt [89, 90, 98, 101, 104, 113]. Ihrer Konzeption nach soll sie als „effektive somatische Dosis“ jene virtuelle Dosis repräsentieren, welche bei homogener Ganzkörperexposition dem nämlichen Strahlenrisiko entsprechen würde wie die Gesamtheit der einzelnen Organdosen bei ungleichförmiger Exposition einzelner Körpergewebereiche [98]. Als Summe der Produkte der einzelnen Organdosen mit den das Risiko für stochastische Spätwirkungen in den einzelnen Körpergeweben charakterisierenden Gewebewichtungsfaktoren entspricht die Effektivdosis mithin der „gewichteten Summe der stochastischen Strahlenrisiken“ [78].

Der Begriff der Effektivdosis als solcher sowie seine Anwendung als Maß für die Strahlenexposition von Patienten in der Röntgendiagnostik, insbesondere für die von Kindern, sind aus mehreren Gründen umstritten [75, 83, 87, 88, 89, 91, 92, 101, 102, 107, 108, 338, 339, 340, 353, 360].

Zum einen bewirkt die a priori unzulässige Vernachlässigung der Alters- und Geschlechtsspezifität der Strahlensensibilität der einzelnen Körpergewebe [100, 108, 109] bei der Formulierung der Gewebe-Wichtungsfaktoren für jüngere Patienten eine Unterschätzung [91] und für ältere Patienten eine Überschätzung [91, 103] des von der diagnostischen Radiologie ausgehenden Risikopotentials und bedeutet somit eine Einschränkung der Anwendbarkeit der Effektivdosis als strahlenepidemiologische Kenngröße für die Strahlenexposition in der radiologischen Diagnostik und hier besonders in der pädiatrischen Radiologie [105]. Die ebenfalls umstrittene Ableitung alters- und geschlechtsspezifischer Gewebe-Wichtungsfaktoren [80, 81, 90, 110, 112] wiederum führt zwangsläufig zu inhärenten Inkonsistenzen bei der Berechnung der Effektivdosis; so müßte in Widerspruch zur strahlenbiologischen Realität aufgrund der Definition der Gewebe-Wichtungsfaktoren als relative Risikofaktoren die altersbedingte Abnahme der Strahlensensibilität einzelner Körpergewebe mathematisch mit einer virtuellen Zunahme der Strahlensensibilität eines oder mehrerer anderer Körpergewebe einhergehen [88]. In diesem Zusammenhang ist darauf hinzuweisen, daß die Zusammenfassung der nicht durch individuelle Gewebe-Wichtungsfaktoren charakterisierten restlichen Körpergewebe in einem Gewebe-Wichtungsfaktor für die restlichen Körpergewebe insbesondere für die Strahlenexpositionsbedingungen in der Röntgendiagnostik bisher noch nicht abschließend definiert wurde [95, 101, 105, 111].

Zum anderen werden in der konventionellen Röntgendiagnostik meist ausschließlich umschriebene Körpergewebereiche strahlenexponiert, sodaß die Summierung über alle Organdosen aufgrund der hohen Dosisgradienten zwischen den einzelnen Körpergewebereichen einer Nivellierung der Strahlendosen der exponierten Körpergewebereiche gleichkommt und so fast immer mit einer entsprechenden Unterschätzung des lokalen Strahlenrisikos einhergeht [89]. Hierdurch scheint die Effektivdosis als Kenngröße für die röntgendiagnostisch bedingte Strahlenexposition insbesondere im Rahmen strahlenepidemiologischer Untersuchungen ungeeignet, zumal die durch die Gewebewichtungsfaktoren erfolgte implizite Vorwegnahme einer Risikoaussage das Auffinden lokalbefundabhängiger Dosis-Wirkungs-Korrelationen zumindest erschweren dürfte.

Vor diesem Hintergrund ist auch die Anwendbarkeit der kollektiven Effektivdosis als strahlenepidemiologische Kenngröße der durch die Röntgendiagnostik bedingten Strahlenexposition kritisch zu beurteilen, wengleich durch die Ableitung einer *altersgewichteten mittleren Effektivdosis* [91] aus der Kollektivdosis die Altersabhängigkeit des Strahlenrisikos prinzipiell zumindest summarisch berücksichtigt werden könnte. Die Kollektivdosis ist lediglich im Rahmen eines multiplikativen Modells und unter der Voraussetzung einer linearen Dosis-Wirkungs-Beziehung definiert, weswegen eine Abschätzung der Inzidenz stochasti-

scher Spätwirkungen aus der Kollektivdosis aufgrund der in der konventionellen Radiologie auftretenden Dosen im Größenordnungsbereich von unter 100 mSv als spekulativ zu betrachten sein dürfte [91].

Neben diesen Nachteilen hat die Effektivdosis einige Vorteile. So gestattet die Effektivdosis eine Zusammenfassung der Organdosen unterschiedlicher Gewebereiche zu einer einheitlichen, einfach zu handhabenden Dosisgröße. Die Variation der Effektivdosis mit den Kenngrößen der Strahlengeometrie ist im Vergleich zu jener der Organdosis verhältnismäßig gering, weswegen die Effektivdosis als vergleichsweise stabile Dosisgröße bezeichnet werden kann [120, 232, 107, 252, 253]. Aus diesen Gründen ist sie unter Berücksichtigung ihrer in der Röntgendiagnostik beschränkten strahlenepidemiologischen Aussagekraft zu Vergleichszwecken gut geeignet [338, 353]. Die der Ganzkörperdosis entsprechende Integraldosis [85, 93, 120, 203] weist die nämlichen Vorteile auf, kann jedoch nicht als Kenngröße der Strahlenexposition im Rahmen von Risikobetrachtungen herangezogen werden [107].

Zusammenfassend dürfte die Verwendung der für Fragestellungen des Strahlenschutzes bedeutsamen Effektivdosis in der Strahlenepidemiologie als kritisch eingeschätzt werden. Zur Bewertung der Strahlenexposition der Patienten in der Röntgendiagnostik ist die Gesamtheit der Organdosen in jedem Falle der durch „Verschleuderung von Informationen“ [88] gewonnenen Effektivdosis vorzuziehen [96, 99]. In der vorliegenden Arbeit wurde die Effektivdosis der Gesamtheit der Organdosen lediglich gegenübergestellt bzw. der Konvention folgend als kollektive Dosisgröße verwendet, um Vergleiche der in dieser Arbeit vorgestellten Ergebnisse mit den Ergebnissen anderer Untersuchungen zu ermöglichen.

Einfalldosis.

Die bereits als Referenzdosisgröße [554] bewährte Einfalldosis wurde mehrfach als Vergleichsdosisgröße für internationale Studien vorgeschlagen [328, 581], zumal sich aus ihr mit Hilfe des Konversionsfaktoren-Konzeptes beliebige Dosisgrößen ableiten lassen. Für eine gegebene Röntgenuntersuchungstechnik wird die Einfalldosis zwar wesentlich durch die Anthropometrie des Patienten bestimmt [19, 421, 568, 569, 570], kann aber nach dem Verfahren von *Hart et al.* [563, 564, 565] auf die Standard-Anthropometrien der MIRD-Phantome [127] normiert werden. Auf diese Weise ist eine Durchführung von Vergleichsstudien zwischen heterogenen Patientenkollektiven insbesondere in der pädiatrischen Radiologie mit der Einfalldosis als Vergleichsgröße möglich.

8.2. Diskussion der Methodik

8.2.1. Validität der rekonstruierten Dosisgrößen

Validität der Dosisflächenprodukte.

Da die Dokumentation der gemessenen Dosisflächenprodukte in den Röntgenuntersuchungsdatenbanken rein numerisch ohne Angabe von Maßeinheiten erfolgte und über den gesamten Datenerfassungszeitraum hinweg bei der Messung der Dosisflächenprodukte insgesamt vier metrische Systeme in teilweise zeitlicher Überlappung verwendet wurden, mußte eine Renormierung der Dosisflächenproduktwerte auf ein einheitliches metrisches System anhand einer Dosimetrie-historie erfolgen. Diese Dosimetrie-historie wurde gemäß den auffindbaren schriftlichen Aufzeichnungen und den Angaben der Leitenden Radiologisch-Technischen Assistentin und des Leitenden Kinderradiologen in der Abteilung Radiologie erstellt und im Rahmen mehrfacher klinischer Plausibilitätskontrollen wiederholt revidiert. Die zeitliche Abfolge der Umstellung der metrischen Systeme in den klinischen Abteilungen des Dr. von Haunerschen Kinderspitals in den 28 Jahren der Datenaufzeichnung konnte so mit einer Genauigkeit von etwa zwei Wochen nachvollzogen und bei der Dosisrekonstruktion entsprechend berücksichtigt werden. Stochastische Eingabefehler entzogen sich naturgemäß jeglicher Korrekturmög-

lichkeit. Somit können in äußerst seltenen Einzelfällen Fehleinschätzungen der Einfall- und damit der Organ- und Effektivdosen um den Faktor 10 auftreten.

Der stochastische Meßfehler der zur Messung der Dosisflächenprodukte eingesetzten Dosismonitorsysteme lag gemäß den Herstellerangaben unter 10%.

Validität der Einfalldosen.

Die Ermittlung der Einfalldosen erfolgte gemäß der Datenlage in den Röntgenexpositionsdatenbanken in rund 80% der Röntgenuntersuchungsfälle durch eine Berechnung aus dem gemessenen integralen Dosisflächenprodukt unter der Annahme optimaler und suboptimaler Standard-Strahlungsfeldeinstellungen und in etwa 15% der Röntgenuntersuchungsfälle durch eine vollkommene oder teilweise Abschätzung der Einfalldosen aus den erforderlichen Bildempfängerdosen nach dem Bildempfänger-Konzept. In etwa 5% der Röntgenuntersuchungsfälle reichte der Umfang der in den Datenbanken dokumentierten Röntgenexpositionsparameter für die Bestimmung einer Einfalldosis oder für die Zuordnung der Einfalldosis zu einem Konversionsfaktor nicht aus. Da das Bildempfänger-Konzept auf Durchleuchtungsuntersuchungen nicht angewandt werden konnte, ist insgesamt von einer allein durch die Datenlage bedingten Unterschätzung der tatsächlichen Einfalldosis in etwa 5% der Röntgenuntersuchungsfälle auszugehen.

Die Berechnung der für optimale bzw. suboptimale Strahlungsfeldeinstellungen gültigen Einfalldosen erfolgte aus den Dosisflächenprodukten und den für optimale bzw. suboptimale Strahlungsfeldeinstellungen festgelegten Standard-Strahlungsfeldgrößen. Hierbei konnten die nativ gemessenen Dosisflächenprodukte nicht verwendet werden, da in der klinischen Routine aus Praktikabilitätsgründen die den Einzelfeldern unter den verschiedenen Projektionen entsprechenden *differentialen* Dosisflächenprodukte innerhalb einer Röntgenuntersuchung zu *integralen* Dosisflächenprodukten aufsummiert wurden. Zur Zerlegung der integralen Dosisflächenprodukte in die differentialen Dosisflächenprodukte wurde ein im Rahmen der vorliegenden Arbeit entwickeltes und als *Projektionsanalyse* bezeichnetes mathematisches Zerlegungsverfahren angewandt. Die in dieser Arbeit in Abhängigkeit von der Projektionsrichtung vorgestellten Einfalldosen sind somit strenggenommen nicht als originäre Dosisgrößen zu bezeichnen. Während das Verfahren der Projektionsanalyse bei projektionsradiographischen Röntgenuntersuchungen als zuverlässig bezeichnet werden kann, ist seine Anwendung auf Durchleuchtungsuntersuchungen nur unter stark vereinfachenden Modellannahmen über das Procedere beim Durchleuchtungsvorgang möglich. Somit ist insbesondere die Validität der für die meisten Durchleuchtungsuntersuchungen ermittelten Einfalldosen mit Zurückhaltung zu beurteilen. Dies gilt insbesondere für die Untersuchungen des Magen-Darm-Traktes. Für die Mictionscysturethrographie können die ermittelten Einfalldosen hingegen durchaus als valide Daten herangezogen werden, da der Untersuchungsvorgang seit etwa 25 Jahren standardisiert ist.

Die Rekonstruktion der Einfalldosen anhand der an den mathematischen MIRD-Phantomen festgelegten Standard-Strahlungsfeldeinstellungen führte zu einer weiteren Problematik. Wie die Somatogramme im speziellen Ergebnisteil der vorliegenden Arbeit zeigen, entsprechen die anthropometrischen Kenngrößen der MIRD-Phantome weitestgehend dem medianen somatischen Entwicklungsstand des in dieser Arbeit betrachteten Patientenkollektivs. Aufgrund der Abweichung der individuellen somatischen Entwicklung der einzelnen Patienten von dem medianen somatischen Entwicklungsstand ihrer jeweiligen Altersstufe hätte die Zuordnung der MIRD-Phantome der Altersstufen 0, 1, 5, 10, 15 und 30 Jahre zu den Röntgenexpositionsdatensätzen der einzelnen Patienten strenggenommen anhand des somatischen Alters der Patienten und damit über anthropometrische Kenngrößen wie Körpergröße und Körpergewicht erfolgen müssen. Da die Erfassung von Körpergröße und Körpergewicht in den Röntgenuntersuchungsdatenbanken nicht regulär erfolgte und seit der Einführung des

Radiologischen Informationssystemen an den Münchner Universitätskliniken nicht mehr fortgeführt wurde, mußte in der vorliegenden Arbeit an Stelle des somatischen Alters das Lebensalter der Patienten als anthropometrische Hilfsgröße herangezogen werden. Dieses Verfahren führte in Abhängigkeit von der Höhe der individuellen Abweichungen des somatischen Alters der einzelnen Patienten von ihrem Lebensalter zwangsläufig zu einer Erhöhung des stochastischen Fehlers bei der Rekonstruktion der Einfalldosen aus den gemessenen Dosisflächenprodukten und damit auch zu einer Vergrößerung des Fehlers bei der Berechnung der Organ- und Effektivdosen. Eine Abschätzung dieses stochastischen Fehlers unter Verwendung der für eine Stichprobe des Patientenkollektivs erhobenen somatographischen Daten ergab bei der Berechnung der Einfalldosis aus dem gemessenen Dosisflächenprodukt anhand von Standard-Feldgrößen eine relative Standardabweichung der Einfalldosis vom Mittelwert von etwa 20% und bei der Abschätzung der Einfalldosen aus den erforderlichen Bildempfängerdosen anhand von Standard-Durchstrahlungsdurchmessern eine solche von über 100%, sodaß das Bildempfängerkonzept als äußerst unpräzises Dosisrekonstruktionsverfahren bei mangelnder Kenntnis des Patientendurchmessers bezeichnet werden kann. Im Einzelfall - vor allem bei Patienten mit anthropometrisch relevanten Mißbildungssyndromen - besteht also die Möglichkeit der Fehleinschätzung der Einfall- und in der Folge der Organ- und Effektivdosen um das Mehrfache. Zusätzlich betrug die Abweichung der unter suboptimalen Strahlungsfeldeinstellungen ermittelten Einfalldosen von den unter optimalen Strahlungsfeldeinstellungen berechneten Einfalldosen in Abhängigkeit von der Röntgenuntersuchungstechnik und dem Lebensalter des Patienten in den meisten Fällen zwischen 40% und 70%.

Während so die Aussagekraft der individuellen Organ- und Effektivdosen als eingeschränkt zu betrachten ist, bleibt die Validität der statistischen Lagemaße wie der Mittelwerte, Mediane und Perzentilen der Einfalldosen und damit auch der Organ- und Effektivdosen des gesamten Patientenkollektivs weitestgehend unberührt. Anhand der in der Arbeit vorgestellten Somatogramme konnte nämlich nachgewiesen werden, daß die anthropometrischen Merkmale des Patientenkollektivs einer Normalverteilung um die anthropometrischen Kenngrößen der MIRD-Phantome folgten.

Validität der Konversionsfaktoren.

Die Konversionsfaktoren sollen die Deposition von Strahlenenergie in den Referenzorganbereichen des menschlichen Körpers möglichst genau beschreiben. Somit wurde die Validität der Konversionsfaktoren im wesentlichen durch die in den nächsten Abschnitten zu diskutierende Realitätsnähe der Phantommodelle bedingt.

Die numerische Bestimmung der Konversionsfaktoren durch die Monte-Carlo-Simulationen war mit stochastischen Fehlern behaftet, deren Höhe von den Volumina der Referenzorganbereiche und der Zahl der Einzelphotonenschicksale bei der Monte-Carlo-Simulation bedingt wurde [250]. Diese stochastischen Fehler konnten durch die Verfolgung von 400.000 Einzelphotonenschicksalen pro Photonenenergiestufe in den Monte-Carlo-Simulationen in der Regel unter 5% gehalten werden.

Die ebenfalls über das Lebensalter der Patienten erfolgende Zuordnung der für die MIRD-Phantome ermittelten Konversionsfaktoren zu den Patienten führte ebenfalls zu der bereits im letzten Abschnitt ausführlich diskutierten Problematik. Eine Abschätzung der Unsicherheit bei der Bestimmung der Konversionsfaktoren ergab insgesamt eine relative Standardabweichung der Konversionsfaktoren vom Mittelwert von 35%.

Validität der Organ- und Effektivdosen.

Da die Organ- und Effektivdosen durch die Anwendung des Konversionsfaktoren-Konzeptes aus den Einfalldosen berechnet wurden, gelten die für die Einfalldosen und für die Konversionsfaktoren getroffenen Feststellungen in besonderem Maße für die Organ- und Effektivdo-

sen. Eine Abschätzung des stochastischen Fehlers bei der Berechnung der Organdosen und in der Folge auch der kumulativen und der kollektiven Organdosen unter Berücksichtigung der für die Bestimmung der Einfalldosis aus dem Dosisflächenprodukt bzw. aus der Bildempfängerdosis unterschiedlich ermittelten Unsicherheiten führte auf eine relative Standardabweichung von etwa 70%. Diese Unsicherheit bei der Rekonstruktion der Organdosen ist sehr wesentlich auf das in der vorliegende Arbeit aufgrund der Datenlage gewählte Expositionsmodell zurückzuführen.

Strahlenepidemiologische Validität der Kumulativ- und Kollektivdosen.

Die in der vorliegenden Arbeit durchgeführten Untersuchungen zur Strahlenexposition in der pädiatrischen Radiologie basierten auf dem Gesamtdatenbestand der elektronischen Datenbanken der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital, welcher in nahezu lückenloser Dokumentation die Röntgenexpositionsdaten von über 220.000 im Zeitraum von 1976 bis 2003 an Kindern aller Altersstufen durchgeführten konventionellen Röntgenuntersuchungen umfaßt. Das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte, auf dem Konversionsfaktoren-Konzept basierende rechnergestützte Dosisrekonstruktionsverfahren gestattete die Rekonstruktion von Organ- und Effektivdosen für ca. 80% der in den Datenbanken dokumentierten Röntgenuntersuchungsfälle unmittelbar aus dem gemessenen Dosisflächenprodukt und für ca. 15% der Röntgenuntersuchungsfälle aus der Abschätzung der Einfalldosis nach dem Bildempfänger-Konzept. Somit konnte für nahezu 100.000 Patienten eine Bestimmung der kumulativen bzw. kollektiven Organ- und Effektivdosen erfolgen.

Die ermittelten Kumulativ- und Kollektivdosen rühren damit allein von den innerhalb der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital durchgeführten Röntgenuntersuchungen im Rahmen der konventionellen diagnostischen Radiologie her. Eine Auswertung der seit Einführung der Computertomographie in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital im Jahre 1997 in den Röntgenuntersuchungsdatenbanken dokumentierten computertomographischen Röntgenexpositionsparameter wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht durchgeführt. Nuklearmedizinische Untersuchungen und Angiocardiographien [468, 469, 512, 514, 527] wurden in den Datenbanken des Dr. von Haunerschen Kinderspitals ebenfalls nicht dokumentiert. Darüberhinaus entzogen sich naturgemäß außerhalb des Verbundes der Münchner Universitätskliniken erfolgte Fremdexpositionen der Dosisrekonstruktion.

Diese Problematik relativiert die strahlenepidemiologische Validität der berechneten Kumulativ- und Kollektivdosen für einzelne Patientengruppen wie z. B. Patienten mit angeborenen Herzvitien, Tumorpatienten und Patienten mit ventilversorgtem Hydrocephalus, zumal eine selbst aus zahlreichen röntgendiagnostischen Maßnahmen im Rahmen der konventionellen Radiologie resultierende Kumulativdosis bereits durch die bei einer einzigen computertomographischen Röntgenuntersuchung applizierte Einzeldosis um Größenordnungen übertroffen werden kann. Vor diesem Hintergrund definieren die in der vorliegenden Arbeit ermittelten Kumulativ- und Kollektivdosen lediglich den durch die in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital durchgeführten konventionellen Röntgenuntersuchungen geleisteten Beitrag zu den im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht erfaßbaren wahren Kumulativ- und Kollektivdosen des betrachteten Patientenkollektivs.

8.2.2. Dosisrekonstruktionsverfahren

MIRD-Phantome.

Das zur Rekonstruktion der Organ- und Effektivdosen in dieser Arbeit angewandte Dosisrekonstruktionsverfahren beruhte auf dem Konversionsfaktoren-Konzept und erforderte demgemäß eine Berechnung von Konversionsfaktoren für die häufigsten in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital eingesetzten Röntgenuntersuchungstechniken.

Diese Berechnungen erfolgten durch Monte-Carlo-Simulation der Strahlenenergiedeposition an mathematischen MIRD-Phantomen mit Hilfe des vom Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety entwickelten PCXMC-Algorithmus. Die mathematischen MIRD-Phantome wurden gemäß ICRP-Spezifikation [127] als hermaphroditische Phantome der Altersstufen 0, 1, 5, 10, 15 und 30 Jahre konstruiert. Die Übertragbarkeit der mit Hilfe dieser Phantome mathematisch ermittelten Konversionsfaktoren auf die klinischen Röntgenexpositionsbedingungen wurde wesentlich von dem Grad der Übereinstimmung zwischen der Anthropomorphie bzw. der Anthropometrie der Patienten und der Anatomie bzw. den Abmessungen der entsprechenden MIRD-Phantome bestimmt.

Wie während der Festlegung der klinischen Strahlungsfeldeinstellungen an den MIRD-Phantomen deutlich wurde, wiesen die Anthropomorphien der von den Programmautoren bereits modifizierten mathematischen hermaphroditischen MIRD-Phantome [148, 149] - ähnlich wie die Anthropomorphien der MIRD-Phantome anderer Institutionen - in ihren konstruktiven Merkmalen diverse, teilweise wohl dem mathematischen Charakter der Phantome zuzuschreibende Abweichungen von der anatomischen Realität auf. Dies betraf vor allem die Anatomie des Neugeborenenphantoms, welches offensichtlich durch eine isometrische Verkleinerung des Säuglingsphantoms generiert wurde: So waren die Abmessungen des Schädels und das Volumen des Thymus zu gering; desweiteren wurden die Lungenflügel zu weit cranial lokalisiert.

Beim Erwachsenenphantom entsprach die Konstruktion der Nieren nicht den realen Gegebenheiten: Die Volumina der Nieren waren für einen Erwachsenen zu gering, ihre kugelförmige Morphologie unrealistisch; darüberhinaus befand sich die rechte Niere im Erwachsenenphantom zu weit cranial.

Bei den Säuglings- und Kleinkinderphantomen wies die Gestaltung des Urogenitaltraktes Abweichungen von der klinischen Realität auf. So wurde die Harnblase in den Altersstufen vor Erlangung der Blasenkontrolle um das fünfte Lebensjahr herum in zu geringer Größe modelliert. Der Abstand der Hoden zum definierten Harnblasenboden wurde in diesen Altersstufen als zu groß angenommen. Hieraus resultieren entsprechend falsch-niedrige Harnblasen- und Hodendosen bei Kindern bis zum fünften Lebensjahr. Unabhängig hiervon führte die im PCXMC-Algorithmus regulär nicht durchführbare Simulierbarkeit eines Gonadenschutzes zu weiteren systematischen Fehlern in der Bestimmung der Gonadendosen.

Den MIRD-Phantomen aller Altersstufen gemein war die suboptimale Gestaltung des muskuloskelettalen Systems: So wurden die Wirbelsäulen durch flexionslose Geraden approximiert, insbesondere fehlte die Lenden-Lordose; gerade bei der Bestimmung der klinischen Strahlungsfeldeinstellungen hilfreiche markante anatomische Orientierungspunkte wie das Os sacrum sowie die Ileosacralfugen wurden nicht in die Phantome eingezeichnet; ebenso blieben bei der Konstruktion der MIRD-Phantome die Lokalisationen der großen Gelenke (Schulter-, Ellenbogen-, Hüft- und Kniegelenke) unberücksichtigt. Eine klinisch korrekte Simulation der Röntgenuntersuchungen der Extremitäten konnte in Ermangelung der Simulierbarkeit von Flexion, Anteversion, Retroversion und Abduktion der Extremitäten in den großen Gelenken nicht erfolgen. Die Konstruktion des knöchernen Thorax aller MIRD-Phantome entsprach ebenfalls nur annähernd der anatomischen Realität: So wurden die Thoraces nicht in ihrer ideal konischen Form gestaltet und auch die Rippenbögen unrealistisch ausgebildet. Morphologie und Lokalisation der inneren Organe aller MIRD-Phantome entsprachen vorbehaltlich der obigen Ausführungen weitestgehend der anatomischen Wirklichkeit; lediglich die Schilddrüse war in allen Phantomen zu weit anterior und die Gallenblase zu weit medial angeordnet. Aufgrund ihrer Strahlensensibilität wäre die Implementierung der Augenlinse als zusätzliches Referenzorgan in die MIRD-Phantome wünschenswert gewesen, zumal

Röntgenuntersuchungen des Schädels bei Kindern vergleichsweise häufig durchgeführt werden.

Desweiteren ist vermutlich die altersspezifische Verteilung des roten Knochenmarkes in den verschiedenen Kompartimenten (peripheres Skelett, Achsenskelett und Schädel) [640, 641, 643, 644] bei der Konstruktion der mathematischen Phantome von den Programmautoren nicht hinreichend berücksichtigt worden.

Als Alternative zur Revidierung der in PCXMC implementierten MIRD-Phantome könnte sich in wenigen Jahren die Implementierung der gegenwärtig in Entwicklung befindlichen Voxel-Phantom-Familien [122, 132, 134, 140, 143, 161, 165 - 170, 212, 216, 257, 258] in den PCXMC-Algorithmus anbieten, sodaß die Berechnung realitätsidentischer Konversionsfaktoren für die pädiatrische Radiologie möglich würde. An dieser Stelle ist anzumerken, daß die Voxel-Phantom-Familie noch nicht vollständig ist.

PCXMC-Algorithmus.

Die Konversionsfaktoren wurden durch Monte-Carlo-Simulation der Röntgenexpositionsbedingungen an den mathematischen MIRD-Phantomen erhalten und waren als relative, auf die Ausgangsdosisgrößen bezogene Organdosisgrößen außer von den anthropomorphen Eigenschaften der MIRD-Phantome im wesentlichen von dem Algorithmus der Monte-Carlo-Simulation abhängig.

Der Algorithmus zur Monte-Carlo-Simulation und die anatomische Gestaltung der mathematischen MIRD-Phantome wurden durch das in der vorliegenden Arbeit zur Berechnung der Konversionsfaktoren eingesetzte PC-Programm PCXMC des Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety vorgegeben. Das Programm bot im Gegensatz zu anderen Algorithmen die Vorteile der kommerziellen Verfügbarkeit, der Einsetzbarkeit auf Personal-Computer-Systemen, der an den Gegebenheiten der klinischen Praxis orientierten Benutzeroberfläche mit freier Wählbarkeit aller relevanter Röntgenexpositionsparameter sowie der - von den Programmautoren offenbar primär nicht beabsichtigten - Existenz von Datenschnittstellen zur Implementierung der Simulationsergebnisse in die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Dosisrekonstruktionsalgorithmen.

In Hinblick auf seine Anwendbarkeit auf die klinische Praxis bietet das PCXMC-Programm noch Potential zur Optimierung. So läßt der Algorithmus die Simulation eines Gonadenschutzes a priori²¹ nicht zu, weswegen in der vorliegenden Arbeit der Gonadenschutz bei sämtlichen Röntgenuntersuchungen vernachlässigt wurde²². Ebenso fehlt im Algorithmus eine Option zur Abschätzung der Einfalldosen aus den erforderlichen Bildempfängerdosen nach dem Bildempfänger-Konzept mit einer Möglichkeit zur Monte-Carlo-Simulation von Streustrahlenrastern [271].

8.2.3. Fehlerrechnung

Wie bereits bei der Diskussion der Validität der rekonstruierten Dosisgrößen erwähnt, wurde im Anschluß an die Dosisrekonstruktion eine Fehlerrechnung zur Abschätzung der bei der Dosisrekonstruktion auftretenden stochastischen Fehler durchgeführt. Während in vielen klinischen Studien zur Strahlenexposition des Patienten eine eingehendere Fehlerbetrachtung unterblieb, wurde sie in dieser Arbeit aufgrund des Umfangs der hier durchgeführten retrospektiven Studie als notwendig erachtet, da das Dosisrekonstruktionsverfahren auf der Synthesisierung mehrerer Datenbanken mit verschiedenen Datenformaten und der Festlegung

²¹ Mit erheblichem rechnerischen Aufwand könnte der Gonadenschutz mit Hilfe des PCXMC-Algorithmus indirekt durch eine Zusammensetzung des Strahlungsfeldes aus mehreren zusammenhängenden rechteckigen Einzelfeldern unter Aussparung der Gonadenregion simuliert werden.

²² Die anatomisch hochvariable Lokalisation der Ovarien bei weiblichen Neugeborenen, Mädchen und Frauen [14, 330, 478] relativiert den Sinn einer Simulation des Gonadenschutzes bei weiblichen pädiatrischen Patienten [478].

von Zusatzannahmen über die Röntgenexpositionsbedingungen basierte. Außerdem sollen die rekonstruierten Einfalldosen aufgrund der hohen Fallzahlen in der Studie als Grundlage für die Erstellung neuer nationaler Dosisreferenzwerte für die pädiatrische Radiologie und die errechneten Organ- und Effektivdosen als Maß für die Strahlenexposition von Kindern im Rahmen strahlenepidemiologischer Studien heranzuziehen sein, weswegen der Prüfung ihrer Validität eine erhöhte Bedeutung zukommt.

Die Fehlerrechnung sollte insbesondere die durch die Abweichung der anthropometrischen Eigenschaften der Patienten von der Anthropometrie der MIRD-Phantome auftretenden stochastischen Fehler quantitativ erfassen können. Aus diesem Grunde wurde mit Hilfe des Körpermodells von *Lindskoug* eine analytische Beziehung zwischen Standard-Feldgröße bzw. Durchstrahlungsdurchmesser und der Körpergröße und dem Körpergewicht des Patienten hergestellt. Damit konnten die relativen Standardabweichungen der rekonstruierten Dosisgrößen auf die relativen Standardabweichungen der anthropometrischen Merkmale einer Stichprobe des Patientenkollektivs von ihrem Mittelwert zurückgeführt werden.

8.3. Diskussion der Ergebnisse

8.3.1. Klinische Indikationen und Röntgenuntersuchungstechniken

Bei der Analyse der Häufigkeit von Röntgenuntersuchungen wurden Zeitverlauf und Altersverteilung der klinischen Indikationen und der Anwendung der verschiedenen Röntgenuntersuchungstechniken betrachtet. Wie gezeigt werden konnte, besteht kein eindeutiger, aber doch ein enger Zusammenhang zwischen klinischer Indikation und angewandter Röntgenuntersuchungstechnik, weswegen sich die Häufigkeiten der klinischen Indikationen und die Häufigkeiten der angewandten Röntgenuntersuchungstechniken weitestgehend entsprachen.

Häufigkeitsverteilung.

Wie eine Betrachtung der Häufigkeitsverteilung der klinischen Indikationen und insbesondere der klinischen Standard-Indikationen unter Vernachlässigung hinsichtlich ihrer Indikationsstellung nicht identifizierter Röntgenuntersuchungen zeigt, erfolgten von den zwischen 1976 und 2003 in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital durchgeführten Röntgenuntersuchungen etwa ein Drittel aufgrund unfallchirurgischer Indikationen, ungefähr ein Fünftel aufgrund von Erkrankungen des Respirationstraktes und ca. ein Zehntel aufgrund von Störungen des Wachstums und genetisch bedingten Erkrankungen. Somit bestand mehr als die Hälfte aller Röntgenuntersuchungen im wesentlichen aus den von verhältnismäßig niedrigem Dosisbedarf gekennzeichneten Projektionsradiographien der Extremitäten und des Thorax. Die dosisintensivere Röntgenuntersuchung des Abdomens und der äußerst dosisintensive Colon-Kontrasteinlauf bzw. die intravenöse Pyelographie und die Mictionscysturothographie wurden in 5 bis 10% der Röntgenuntersuchungsfälle aufgrund von Erkrankungen des Gastrointestinaltraktes bzw. des Urogenitaltraktes angewandt.

Die genannten Zahlen stehen aufgrund der Relation zwischen klinischer Indikation und angewandter Röntgenuntersuchungstechnik in guter Übereinstimmung mit der Häufigkeitsverteilung der Röntgenuntersuchungstechniken; demnach entfiel ein Drittel aller Röntgenuntersuchungen auf die Projektionsradiographie der Extremitäten und je etwa 5% auf die Projektionsradiographie des Abdomens, die Durchleuchtungsuntersuchung des Gastrointestinaltraktes und des Urogenitaltraktes. Thoraxaufnahmen machten etwa 40% aller Röntgenuntersuchungen aus, wobei 20% aller Röntgenuntersuchungen wegen respiratorischer Probleme (Asthma bronchiale, Pneumonien, Cystische Fibrose) durchgeführt wurden; die fehlende Übereinstimmung beider Werte wird durch die mittlere Röntgenuntersuchungshäufigkeit bei Erkrankungen des Respirationstraktes von 2-3 Röntgenuntersuchungen pro Patient gut erklärt.

Zeitverlauf.

Wie der zeitliche Verlauf der jährlichen Röntgenuntersuchungshäufigkeiten zeigt, hat die Gesamtzahl der jährlich durchgeführten Röntgenuntersuchungen nach einer initialen Abnahme der Röntgenuntersuchungsfrequenzen von über 10.000 Röntgenuntersuchungsfällen im Jahr 1976 ab Ende der 1990er-Jahre ein konstantes Niveau von etwa 9.000 Röntgenuntersuchungsfällen pro Jahr erreicht²³. Die Röntgenuntersuchungsfrequenzen blieben bei den meisten klinischen Indikationen über den Datenerfassungszeitraum hinweg konstant. Ausnahmen bildeten die Fragestellungen aus der Gastroenterologie und der Urologie mit einem Rückgang der Röntgenuntersuchungshäufigkeiten um jeweils fast 70% und die Fragestellungen aus der Kardiologie sowie die Röntgenuntersuchung des ventilversorgten Hydrocephalus mit einer Reduktion der Röntgenuntersuchungsfrequenzen um je etwa 90%.

Der Rückgang der gastroenterologischen Fragestellungen wurde bedingt durch die zunehmend strengere Indikationsstellung zur radiologischen Diagnostik bei Patienten mit allgemeiner Dystrophie, unbedeutendem Erbrechen sowie habitueller Obstipation. Bei Patienten mit chronisch entzündlichen Darmerkrankungen (Morbus Crohn, Colitis ulcerosa) traten die Röntgenuntersuchungen zugunsten der Endoskopie stark in den Hintergrund.

Die Abnahme der urologischen Indikationsstellungen ist ebenfalls auf die zunehmende Anwendung alternativer diagnostischer Verfahren wie der Sonographie und der Nierenszintigraphie zurückzuführen.

In der Kinderkardiologie führte die zunehmend seltenere Anfertigung zusätzlicher Herzfernaufnahmen in seitlicher und schräger Projektion sowie die Ausweitung der echokardiographischen und dopplersonographischen Diagnostik zu einer Abnahme der Untersuchungszahlen.

Die eingangs erwähnte Relation zwischen klinischer Indikation und angewandter Röntgenuntersuchungstechnik führt auch bei der Betrachtung des Zeitverlaufes der Röntgenuntersuchungsfrequenzen zu einer guten Übereinstimmung der Häufigkeit der klinischen Indikationen mit der Häufigkeit der korrespondierenden Röntgenuntersuchungstechniken; so ist die Anzahl der Röntgenuntersuchungen des Gastrointestinaltraktes um 70%, die der Röntgenuntersuchungen des Schädels und die der Röntgenuntersuchungen des Urogenitaltraktes um jeweils etwa 80% zurückgegangen.

Der starke bei einzelnen klinischen Indikationen zu beobachtende Rückgang der Röntgenuntersuchungsfrequenzen in der Abteilung Radiologie kann indessen nicht gänzlich auf den vermehrten Einsatz alternativer bildgebender Verfahren wie Nuklearmedizin und Sonographie zurückgeführt werden, sondern ist auch der Umverteilung der Patienten auf neu eingerichtete spezialisierte klinische Institutionen zuzuschreiben. Letzteres ist für die strahlenepidemiologische Aussagekraft der in der vorliegenden Arbeit errechneten kumulativen und kollektiven Dosisgrößen von erheblicher Bedeutung, da zu der bei einzelnen Patienten akkumulierten Strahlendosis in zunehmendem Maße Fremdexpositionen beigetragen haben dürften, die sich einer Erfassung im Rahmen dieser Arbeit naturgemäß entzogen. Diese Feststellung dürfte insbesondere für multimorbide Patienten gelten, wenn deren medizinische Betreuung auch außerhalb des Wirkungsbereiches des Dr. von Haunerschen Kinderspitals und der Münchner Universitätskliniken erfolgt.

Altersstruktur.

Die Abhängigkeit der Röntgenuntersuchungshäufigkeiten vom Lebensalter der Patienten zum Zeitpunkt der Röntgenuntersuchung wurde weitgehend von der typischen Altersstruktur einer Kinderklinik geprägt. Demnach wurden vor allem Kinder bis zum fünften Lebensjahr mit

²³Die Gesamtzahl der tatsächlich durchgeführten Röntgenuntersuchungen wurde in der graphischen Darstellung der nach klinischen Standard-Indikationen parametrisierten Röntgenuntersuchungshäufigkeiten durch den Einsatz des nicht mit 100%iger Sensitivität arbeitenden Textanalysealgorithmus unterschätzt.

überdurchschnittlicher Häufigkeit einer konventionellen Röntgenuntersuchung unterzogen. Vom fünften bis zum vierzehnten Lebensjahr waren die Häufigkeiten der Röntgenuntersuchungen über alle Altersstufen gleich verteilt, um danach gemäß der für die meisten Patienten des Dr. von Haunerschen Kinderspitals mit Eintreten der Adoleszenz endenden Zustandigkeit der Kinderklinik exponentiell abzunehmen.

Nicht alle klinischen Indikationen folgten dieser Charakteristik. So traten unfallchirurgische Fragestellungen beim Kind bis zu einem Lebensalter von etwa zwei Jahren mit nur unterdurchschnittlicher Häufigkeit auf und beschränkten sich nach Erreichen dieser Altersstufe im wesentlichen auf die oberen und unteren Extremitäten; Verletzungen des Schädels und der Wirbelsäule traten vergleichsweise selten auf. Einen mit dem Erreichen des vierten Lebensjahres überdurchschnittlichen Beitrag zur Gesamtzahl der Röntgenuntersuchungen lieferten Affektionen der Nasennebenhöhlen entsprechend der bei Kindern vergleichsweise hohen Erkrankungshäufigkeit der Atemwege. Die Röntgenuntersuchungshäufigkeit aufgrund klinischer Indikationsstellungen aus Endokrinologie und Genetik erreichte entsprechend der Altersverteilung der Karpogramme ihr Maximum um das fünfzehnte Lebensjahr herum. Entsprechend dem Erkrankungsverlauf bei der Bronchopulmonalen Dysplasie nahm die Zahl der Verlaufskontrollen exponentiell ab und verschwand mit dem fünften Lebensjahr.

Bei wenigen klinischen Indikationen erfolgte am Dr. von Haunerschen Kinderspital eine Anwendung der pädiatrischen Röntgendiagnostik über das Ende der Adoleszenz hinaus und dann meist im Sinne einer Fortführung der diagnostischen Maßnahmen; dabei handelte es sich im wesentlichen um Nachsorgeuntersuchungen bei onkologischen Fragestellungen, um Kontrollen des liquorableitenden Systems beim ventilversorgten Hydrocephalus und um Verlaufskontrollen bei Patienten mit Cystischer Fibrose.

Bestimmte klinische Indikationen traten in bestimmten Altersgruppen gehäuft auf: So wurden Röntgenuntersuchungen bei Neugeborenen und Säuglingen vornehmlich zur Abklärung von Erkrankungen des Respirationstraktes durchgeführt, Röntgenuntersuchungen bei Kindern bis zum vierzehnten Lebensjahr meist aufgrund unfallchirurgischer Fragestellungen, solche bei Jugendlichen vornehmlich bei Indikationen aus Endokrinologie und Genetik; bei Erwachsenen erfolgten in Übereinstimmung mit dem bereits diskutierten in der Hauptsache Nachsorgeuntersuchungen bei Tumorerkrankungen und Kontrolluntersuchungen bei Cystischer Fibrose.

In Analogie zur Altersverteilung wurde die Häufigkeitsverteilung der Zeitabstände zwischen der ersten und der letzten in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital für jeden Patienten dokumentierten Röntgenuntersuchung untersucht. Unter Vernachlässigung einmaliger Röntgenuntersuchungen konnten für verschiedene klinische Indikationen unterschiedliche mittlere Zeitabstände zwischen erster und letzter dokumentierter Röntgenuntersuchung gefunden werden; die längsten Zeitabstände ergaben sich für Patienten mit ventilversorgtem Hydrocephalus mit einem Mittelwert von 3 Jahren und für Patienten mit Cystischer Fibrose mit einem Mittelwert von 6 Jahren. Diese Zeitabstände finden ihr Korrelat in der Existenz von Spezialambulanzen im Dr. von Haunerschen Kinderspital, durch die eine langjährige ambulante Betreuung von Patienten mit Cystischer Fibrose und Hydrocephalus erfolgt. Da Patienten mit Cystischer Fibrose und Hydrocephalus aufgrund ihrer engmaschigen Betreuung durch das Dr. von Haunersche Kinderspital wiederholt röntgendiagnostischen Maßnahmen innerhalb der Abteilung Radiologie unterzogen werden, wodurch sie eine deutlich höhere medizinische Strahlenexposition erfahren als die gesunde Durchschnittsbevölkerung und gleichzeitig eine deutlich reduzierte Wahrscheinlichkeit für relevante Fremdexpositionen besteht, scheinen gerade diese Patientengruppen für strahlenepidemiologische Untersuchungen als besonders geeignet.

8.3.2. Einfalldosen

Bei gegebener Röntgenuntersuchungstechnik ist die Einfalldosis die Dosisgröße der Wahl zur Charakterisierung der Strahlenexposition eines Patienten. Demgemäß erfolgte in der vorliegenden Arbeit eine explizite Analyse der Einfalldosen hinsichtlich ihrer Abhängigkeit vom Zeitpunkt der Röntgenuntersuchung und vom Lebensalter des Patienten am Beispiel der häufig durchgeführten Röntgenuntersuchungen des Schädels, des Thorax und des Abdomens sowie - stellvertretend für die Durchleuchtungsuntersuchungen - der Mictionscysturethrographie. Wie aus den graphischen und tabellarischen Darstellungen der Perzentilenkurven der Einfalldosis ersichtlich wurde, sind die Einfalldosen in Abhängigkeit von der Röntgenuntersuchungstechnik, vom Strahlengang und vom Lebensalter der Patienten im Zeitraum von 1976 bis 2003 in der Regel um ein Mehrfaches gegenüber ihrer initialen Werte im Jahre 1976 gesunken.

Nahezu unabhängig von der Altersgruppe der Patienten und dem Strahlengang wurde eine Reduktion der Einfalldosis bei den Röntgenuntersuchungen des Schädels bzw. des Thorax auf etwa die Hälfte bzw. ein Drittel der Dosiswerte im Jahre 1976 erzielt. Eine hohe Altersabhängigkeit wies die Dosisreduktion bei den Abdomentechniken - bei der Röntgenuntersuchung des Abdomens sowie bei der Mictionscysturethrographie - auf: So konnten die Einfalldosen beim Neugeborenen auf etwa ein Fünftel bis ein Zehntel und beim jugendlichen Patienten auf etwa die Hälfte gesenkt werden. Somit konnte vor allem die Strahlenbelastung des vergleichsweise strahlensensiblen Neugeborenen bei den dosisintensiven Abdomentechniken in den letzten dreißig Jahren wesentlich verringert werden.

Diese zum Teil beträchtliche Reduktion der Einfalldosen im Zeitraum von 1976 bis 2003 ist auf zahlreiche Modifikationen der Röntgenexpositionsbedingungen aufgrund einer Verbesserung der Gerätetechnologie und des Einsatzes innovativer Röntgentechniken [10, 11, 478] in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital zurückzuführen. Zum einen gestattete die zunehmende Leistungsfähigkeit der Röntgeneratoren eine Anwendung stärkerer Gesamtfilterungen; so konnte zwischen 1976 und 2003 die Gesamtfilterung bei den projektionsradiographischen Röntgenarbeitsplätzen drei Mal, bei den Durchleuchtungsarbeitsplätzen vier Mal erhöht werden. Die Einführung zunehmend empfindlicherer Film-Folien-Systeme, vor allem der Gd-Folien und hochempfindlicher Filme, und der zunehmend restriktivere Einsatz der Streustrahlenraster haben ebenfalls wesentlich zur Reduktion der zur Bildgebung erforderlichen Bildempfängerdosis und damit auch der Einfalldosis beigetragen. Dieser Befund steht in guter Übereinstimmung mit der Literatur; so konnte auch an anderer Stelle anhand weiterer Untersuchungen zur medizinischen Strahlenexposition der Bevölkerung gezeigt werden, daß durch eine Verbesserung der Röntgentechnik der Dosisbedarf einer Röntgenaufnahme in den letzten Jahrzehnten auf bis zu 5% der in früheren Jahren erforderlichen Dosiswerte gesenkt werden konnte [10].

Die seit wenigen Jahren in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital vermehrt eingesetzten Röntgenuntersuchungsverfahren der gepulsten Durchleuchtung und der digitalen Radiographie [1, 2, 17, 26, 32, 33, 502, 504] dürften eine weitere Dosisreduktion - wenn auch nicht zwingend bei allen Röntgenuntersuchungstechniken [12] - bewirken, wobei im Rahmen dieser Arbeit aufgrund des noch zu kurzen Beobachtungszeitraumes keine Aussagen zur strahlenhygienischen Auswirkung dieser Verfahren getroffen werden können.

8.3.3. Referenzdosiswerte

Wie die im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführte kleine Literaturstudie (Kapitel 7.) zeigte, zählen die in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital erzielten Einfalldosiswerte für die Röntgenuntersuchungen des Schädels, des Thorax, des Abdomens und die Mictionscysturethrographie im internationalen Vergleich seit nahezu dreißig

Jahren zu den niedrigsten Dosiswerten überhaupt. Darüberhinaus konnten die vom Bundesamt für Strahlenschutz anhand einer Analyse europäischer Feldstudien im Jahre 2003 bekanntgemachten Referenzdosiswerte [554] für die pädiatrische Radiologie in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital für die meisten Röntgenuntersuchungstechniken bereits seit mehreren Jahren teilweise deutlich unterschritten werden²⁴. Bei der Röntgenuntersuchung des Schädels und des Abdomens wurden die Referenzdosiswerte des Bundesamtes aus dem Jahre 2003 bereits seit Mitte der 1980er-Jahre, bei den Thoraxaufnahmen seit Beginn der 1990er-Jahre und bei der Mictionscysturothographie - vorbehaltlich des über die Problematik der Projektionsanalyse bei Durchleuchtungsuntersuchungen Gesagten und gemäß einer groben Abschätzung - seit Mitte der 1990er-Jahre unterschritten.

Aufgrund dieser Tatsachen und der vergleichsweise hohen Fallzahlen der in der vorliegenden Arbeit analysierten Röntgenuntersuchungstechniken böten sich die tabellarisch notierten Perzentilenwerte der Einfalldosen, deren hohe Validität eingangs diskutiert wurde, als Ausgangswerte für die Erstellung neuer nationaler Referenzdosiswerte für die konventionelle pädiatrische Radiologie an.

8.3.4. Organdosen

Die Organdosen der einzelnen Patienten wurden durch die Anwendung des Konversionsfaktoren-Konzeptes aus den Einfalldosen errechnet. Wie in der Darstellung der Methodik erläutert wurde, sind die Konversionsfaktoren nicht nur von den anthropomorphen und anthropometrischen Merkmalen und damit vom Lebensalter der Patienten abhängig, sondern auch von den durch Röntgenröhrenspannung und Gesamtfilterung definierten Strahlungsqualitäten der bei den Röntgenuntersuchungen zur Anwendung gelangenden Photonenstrahlungsfelder. Eine Wiedergabe und eine explizite Diskussion der Vielzahl der im Dosisrekonstruktionsalgorithmus verwendeten Konversionsfaktoren hätte den Rahmen der vorliegenden Arbeit bei weitem überschritten. Aus diesem Grunde wurden für jede Röntgenuntersuchungstechnik sogenannte *effektive Konversionsfaktoren* als Mittelwerte der für jede durchgeführte Röntgenuntersuchung bestimmten Quotienten aus Organ- und Einfalldosis definiert²⁵. Entsprechend dieser Definition beziehen sich die folgenden Anmerkungen zu den Organdosen auf die im Mittel erzielten Organdosen des betrachteten Patientenkollektivs.

Die relative Höhe der Strahlenexposition eines Referenzorgans ist demnach bei gegebener Ausgangsdosisgröße nicht nur von der Anthropometrie des Patienten abhängig und damit in der Regel indirekt proportional zum Lebensalter des Patienten, sondern wird auch wesentlich von der Lokalisation des Referenzorgans relativ zum Nutzstrahlenbündel bestimmt. Wie durch die graphischen Darstellungen der effektiven Konversionsfaktoren deutlich wurde, werden naturgemäß die vom Nutzstrahlenbündel erfaßten Referenzorgane am höchsten exponiert. Nahe der Strahlungsfeldgrenzen des Nutzstrahlenbündels lokalisierte Referenzorgane werden unter optimalen Strahlungsfeldeinstellungen vom Nutzstrahlenbündel tangiert und empfangen Streustrahlungsanteile durch direkt exponierte Nachbargewebe, wogegen sie unter suboptimalen Strahlungsfeldeinstellungen ebenfalls ganz oder teilweise vom Nutzstrahlenbündel erfaßt werden. Auf diese Weise geht mit der klinischen Variabilität der Strahlungsfeldeinstellungen eine ebensolche der Organdosen in nahe der Strahlungsfeldgrenzen des Nutzstrahlenbündels lokalisierten Referenzorganbereichen einher. Dies gilt in besonderem Maße für die Organdosen in knöchernen Strukturen, da diese aufgrund ihres hohen Knochen-

²⁴Die in den graphischen Darstellungen der Einfalldosen eingezeichneten Referenzdosiswerte wurden dabei aus den noch größtenteils in Form von Dosisflächenprodukten veröffentlichten Referenzwerten des Bundesamtes für Strahlenschutz anhand der in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital an den MIRD-Phantomen definierten suboptimalen Standard-Strahlungsfeldabmessungen abgeleitet.

²⁵In der Terminologie der mathematischen Statistik entspricht diese Definition einem nach den Anwendungshäufigkeiten der Strahlungsqualitäten gewichteten Mittel aller Konversionsfaktoren für eine Röntgenuntersuchungstechnik.

mineralgehaltenes in Vergleich zu Weichteilgewebe hohe Massen-Energieabsorptionskoeffizienten aufweisen und damit eine entsprechend höhere Strahlenenergie aus dem Nutzstrahlenbündel absorbieren.

Die Auswirkungen einer suboptimalen Strahlungsfeldeinstellung können somit im Einzelfall wesentlich werden. So führt eine suboptimale Feldeinstellung bei der Röntgenuntersuchung des Schädels je nach Strahlengang und Lebensalter des Patienten nicht nur zu einer Mitexposition des Thymus, der Brustwirbelsäule, der Rippen und des distalen Oesophagus, sondern auch zu einer Überexposition der Schilddrüse um das Zwei- bis Vierfache, des Oberarmes um etwa das Fünffache und der Claviculae um das Fünf- bis über das Zwanzigfache. Suboptimale Feldeinstellungen bei der Röntgenuntersuchung des Thorax bewirken neben einer geringfügigen Mehrexposition der thoracalen Referenzorgane eine zusätzliche Strahlenbelastung des Dünndarms, des proximalen Colons, der Lendenwirbelsäule, der Nennieren, der Nieren sowie der oberen adduzierten Extremitäten. Bei den Abdomentechniken - der Röntgenuntersuchung des Abdomens und der Mictionscysturothographie - können suboptimale Feldeinstellungen neben einer Mehrexposition der thoracalen Referenzorgane und der proximalen unteren Extremitäten bei klinisch insuffizienter oder unterlassener Anlage des Gonadenschutzes eine relative Überexposition der Gonaden zur Folge haben. Die in der vorliegenden Arbeit durch die Vernachlässigung des Gonadenschutzes bewirkte systematische Überschätzung der Gonadendosen dürfte jedoch hinsichtlich ihrer klinischen Bedeutung zumindest für weibliche Patienten durch die anatomisch hochvariable Lokalisation der Ovarien bei weiblichen Neugeborenen, Mädchen und jungen Frauen [14, 332, 478] relativiert werden [478].

8.3.5. Kumulativdosen

Die kumulativen Organ- und Effektivdosen bilden unter dem Vorbehalt ihrer im Rahmen dieser Arbeit aufgrund der inhärenten Unsicherheiten (Fehler bei der Messung des Dosisflächenproduktes, bei der Bestimmung der Einfalldosen aus dem Dosisflächenprodukt etc.) zwangsläufig beschränkten Aussagekraft ein Maß für das individuelle Strahlenrisiko der Patienten. Wie die Häufigkeitsverteilungen der in dieser Arbeit errechneten Kumulativdosen für optimale und für suboptimale Feldeinstellungen zeigen, lagen die Mittelwerte der Kumulativdosen bei den in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital zwischen 1976 und 2003 durchgeführten konventionellen Röntgenuntersuchungen in der Größenordnung von 0,1 mSv. Damit wurde die natürliche jährliche Strahlenexposition, die gegenwärtig mit etwa 2,0 mSv pro Jahr angegeben wird [339, 340], durch die durch die konventionelle Röntgendiagnostik der letzten Jahre bedingte mittlere medizinische Strahlenexposition im Dr. von Haunerschen Kinderspital um eine Größenordnung unterschritten. Somit konnte gezeigt werden, daß im Regelfall selbst eine mehrfache Anwendung konventioneller Röntgenuntersuchungen bei Verwendung optimierter Technik nur in Einzelfällen (extrem unreife Frühgeborene, Patienten mit komplexen Mißbildungen bzw. schweren chronischen Erkrankungen) zu einer Überschreitung der durch die natürliche Strahlenexposition bedingten jährlichen Effektivdosis führt. Das Ausmaß einer Überschreitung dieser Dosischwelle müßte an größeren Patientenkollektiven mit o.g. Erkrankungen eingehender untersucht werden. Zusätzlich müßten natürlich die in dieser Arbeit nicht berücksichtigten nuklearmedizinischen und computertomographischen Untersuchungen mit einbezogen werden.

Wie die in den Abbildungen eingetragenen Maximalwerte der Kumulativdosen nahelegen, wurden in Einzelfällen im Rahmen konventioneller radiologischer Maßnahmen Kumulativdosen appliziert, die mit etwa 100 mSv das Expositionsniveau der interventionellen Radiologie erreichten. Während die Genese derartiger Expositionen bei Durchleuchtungsuntersuchungen mit Kontrastmittelapplikation durch den erhöhten Dosisbedarf der Röntgenuntersuchung aufgrund der kontrastmittelbedingten Nutzstrahlungsabsorption erklärbar ist, mögen

vor allem die bei projektionsradiographischen Röntgenuntersuchungstechniken bei etwa 1% aller Röntgenuntersuchungen beobachtbaren Expositionen über 10 mSv zumindest teilweise auf anwender- oder gerätebedingte Störfälle zurückzuführen sein; derartige Störfälle sollen nach konservativen Abschätzungen von *Eder et al.* bei etwa rund 1% aller Röntgenuntersuchungen auftreten und zu einer Erhöhung der röntgendiagnostisch bedingten Kollektivdosis um etwa 15% führen [55, 56, 57, 338].

8.3.6. Kollektivdosen

Ebenfalls vorbehaltlich ihrer äußerst eingeschränkten Validität im Rahmen dieser Arbeit stellen die in dieser Arbeit berechneten Kollektivdosen ein Maß für das durch die medizinische Strahlenexposition in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital bedingte additive kollektive Strahlenrisiko der Patienten des Dr. von Haunerschen Kinderspitals dar. Neben der kollektiven Effektivdosis wurde in dieser Arbeit die kollektive Knochenmarksdosis ermittelt, da sie für die Bewertung des strahlenbedingten Leukämierisikos eine Rolle spielt. Die errechneten Kollektivdosen setzten sich aus den bei über 200.000 in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital im Zeitraum von 1976 bis 2003 durchgeführten Röntgenuntersuchungen applizierten Einzeldosen zusammen und widerspiegeln mithin den durch das Dr. von Haunersche Kinderspital geleisteten Beitrag zum gesamten Strahlenrisiko des Patientenkollektivs.

Wie ersichtlich, wurde der Großteil der Röntgenuntersuchungen in der pädiatrischen Radiologie aus traumatologischen Fragestellungen heraus durchgeführt und bestand somit vornehmlich in den Röntgenuntersuchungen der oberen und unteren Extremitäten, deren Beiträge zur gesamten kollektiven Effektivdosis jedoch verschwindend gering waren; diese Tatsache wiederum ist nicht zuletzt auf die Definition der Effektivdosis zurückzuführen. Die aufgrund ihrer vergleichsweise hohen Wiederholungsfrequenz in der pädiatrischen Radiologie mit einem Anteil an allen Röntgenuntersuchungen von fast 40% am häufigsten durchgeführten Röntgenaufnahmen des Thorax lieferten aufgrund ihrer Häufigkeit trotz der verhältnismäßig geringen Strahlendosis pro Exposition den zweitgrößten Beitrag zur gesamten kollektiven Effektivdosis. Die mit etwa 5% aller Röntgenuntersuchungen vergleichsweise selten durchgeführte Mictioncysturethrographie hingegen besaß aufgrund ihres relativ hohen Dosisbedarfs den größten Anteil an der gesamten kollektiven Effektivdosis überhaupt. Die ebenfalls verhältnismäßig selten durchgeführten Röntgenuntersuchungen des Schädels und des Abomens trugen deutlich, wenn auch nicht wesentlich, zur gesamten kollektiven Effektivdosis bei.

Die Kollektivdosen sanken zwischen 1976 und 2003 auf etwa ein Viertel der initialen Werte. Diese Dosisreduktion ist auf den sinkenden Dosisbedarf bei den einzelnen Röntgenuntersuchungstechniken, den vermehrten Einsatz alternativer diagnostischer Verfahren und auf eine strengere Indikationsstellung zur pädiatrischen radiologischen Diagnostik zurückzuführen. Entsprechend reduzierten sich auch die mittlere Effektivdosis pro Patient und die mittlere Effektivdosis pro Röntgenuntersuchung im gleichen Zeitraum auf die Hälfte.

Mit der gepulsten Durchleuchtung, die seit 1998 in der Abteilung zur Verfügung steht, wird in Zukunft der Dosisbeitrag der kollektiven Effektivdosis deutlich zurückgehen. Die Berücksichtigung der im Jahre 1997 in der Abteilung eingeführten Computertomographie hingegen wird vermutlich zu äußerst hohen kollektiven Dosisbeiträgen führen.

Die Abhängigkeit der Höhe der Kollektivdosen vom Lebensalter der Patienten korreliert mit den Altersverteilungen der Röntgenuntersuchungsfrequenzen und besteht in einer relativen Überexposition von Kindern bis zum fünften Lebensjahr. Die Zunahme der mittleren Effektivdosis pro Untersuchung mit dem Lebensalter der Patienten rührt von dem steigenden Dosisbedarf einer Röntgenuntersuchung bei steigendem Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten infolge der somatischen Entwicklung her. Die deutliche Zunahme der mittleren Effek-

tivdosis pro Patient mit dessen Lebensalter erklärt sich zum einen durch den steigenden Dosisbedarf einer Röntgenuntersuchung mit wachsendem Lebensalter des Patienten und zum anderen durch die Tatsache, daß die Kumulativdosis als Summe aller bei den einzelnen Röntgenuntersuchungen applizierten Einzeldosen definiert ist, weswegen die Kumulativdosen älterer Patienten, deren Untersuchung und Behandlung am Dr. von Haunerschen Kinderspital bereits abgeschlossen wurden, mit hoher Wahrscheinlichkeit höhere Kumulativdosen aufweisen als jüngere Patienten, deren Strahlenexpositionsgeschichte erst beginnt.

8.4. Ausblick

Wie im Verlauf der vorliegenden Arbeit ersichtlich wurde, wird die Validität einer strahlenepidemiologisch verwertbaren Dosisrekonstruktion wesentlich von der Qualität des zugrundeliegenden Datenbestandes bestimmt. Zwar erwies sich der in den Datenbanken der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital zwischen 1976 und 2003 erfaßte Merkmalsumfang für die vorliegenden Untersuchungen als ausreichend, doch sollten Neueinrichtungen radiologischer Datenbanken zur Durchführung prospektiver strahlenepidemiologischer Studien verstärkt nach dosimetrischen Gesichtspunkten erfolgen.

Zum einen scheint die bereits diskutierte Dokumentation der differentialen Dosisflächenprodukte für jedes Einzelfeld einer komplexen Röntgenuntersuchung in Hinblick auf eine optimierte und von Zusatzannahmen befreite Dosisrekonstruktion zwingend erforderlich. Ebenso sollten die vor 1998 in den MINDIUS-Systemen erfaßten anthropometrischen Kenngrößen der Patienten sowie die klinischen Indikationen zu einer Röntgenuntersuchung und die resultierenden radiologischen Befunde in analoger oder modifizierter Form dokumentiert werden.

In diesem Zusammenhang wird sich aufgrund des hieraus erwachsenden logistischen Aufwandes fast zwangsläufig die Notwendigkeit zur elektronischen Übernahme der an den Datenschnittstellen der Röntgengeneratoren und der Dosismonitorsysteme bereitgestellten Röntgenexpositionsdaten ergeben. Nach derartigen Gesichtspunkten eingerichtete Datenverarbeitungssysteme werden bereits an einigen Institutionen erfolgreich betrieben [59, 61, 62, 64, 65, 67, 72, 187, 302, 472, 473, 474, 578]. Derartige Datenverarbeitungssysteme könnten gleichzeitig den gesteigerten Anforderungen an die Qualitätssicherungsmaßnahmen [3, 27] und die Optimierung des Strahlenschutzes [14, 24] in der Röntgendiagnostik genügen.

In diesem Zusammenhang soll nochmals das bereits in der Einleitung zur vorliegenden Arbeit genannte Nationale Datenbanksystem des National Radiological Protection Board, Chilton, die National Patient Dose Database (NPDD), Erwähnung finden, welche sich seit 1992 in Betrieb befindet und durch die zentralisierte überregionale Erfassung von Röntgenexpositionsdaten verschiedener Kliniken rechnergestützte Multicenter-Studien erlaubt [63, 382]. Ein ähnliches System scheint durch das National Centre for Radiation and Nuclear Safety (Säteilyturvakeskus STUK) in Helsinki [69] betrieben zu werden.

Die Anwendbarkeit des im Rahmen der vorliegenden Arbeit zur datenbankbasierten Dosisrekonstruktion entwickelten PÄDOS-Algorithmus wurde indessen nicht auf die Röntgenexpositionsdatenbanken der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital beschränkt, sondern erlaubt nach einem Abgleich der Datenformate prinzipiell auch die Untersuchung weiterer klinisch-radiologischer Großdatenbanken. Ein im Anhang zu dieser Arbeit entworfener Datenbankstandard böte nach seiner Umsetzung in Verbindung mit dem Algorithmus die Möglichkeit, in naher Zukunft auf breiter Ebene und mit geringem personellen wie zeitlichen Aufwand eine Analyse klinischer Datenbestände mit hohen Fallzahlen auch ohne Einsatz eines Großrechnersystems nach deskriptiven wie dosimetrischen Gesichtspunkten durchzuführen.

9. Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit stellt Untersuchungen zur Strahlenexposition von Kindern in der konventionellen diagnostischen Radiologie vor. Diese beruhen auf einer Analyse des Gesamtdatenbestandes der elektronischen Röntgenuntersuchungsdatenbanken der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital der Universität München mit den im Zeitraum von 1976 bis 2003 bei etwa 220.000 Röntgenuntersuchungen von mehr als 100.000 Patienten dokumentierten Röntgenexpositionsdaten.

Die Aufbereitung des Datenbestandes erfolgte mit Hilfe eines Personal-Computers anhand eines eigens zu diesem Zweck entwickelten Satzes von Algorithmen, die in dem PC-Programm PÄDOS zusammengefaßt wurden, und umfaßte eine Synthese der etwa 220.000 Röntgenuntersuchungsdatensätze mit über 55.000 Befunddatensätzen, 4.100 Organuntersuchungsschlüsseln, 140 Belichtungsdatensätzen sowie 100 Organabmessungsdatensätzen. Unter der Berücksichtigung von 28 Röntgenuntersuchungstechniken der konventionellen pädiatrischen Radiologie erfolgte für etwa 96% der etwa 220.000 dokumentierten Röntgenuntersuchungsfälle eine rechnergestützte Rekonstruktion der Organ- und Effektivdosen nach dem Konversionsfaktoren-Konzept anhand der aufgezeichneten Röntgenexpositionsparameter, wobei in nahezu 80% direkt bei der Patientenexposition gemessene Dosisflächenprodukte als Ausgangsdosisgrößen verwendet werden konnten. Der Zusammenfassung der den Einzelfeldern einer aus mehreren Feldern zusammengesetzten Röntgenuntersuchung entsprechenden differentialen Dosisflächenprodukte zu einem integralen Dosisflächenprodukt wurde dabei durch die Entwicklung eines als *Projektionsanalyse* bezeichneten mathematischen Zerlegungsverfahrens begegnet.

Die Ermittlung der Konversionsfaktoren selbst erfolgte unter Berücksichtigung der im europäischen Vergleich äußerst restriktiven Expositionsbedingungen in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital der Universität München mit Hilfe des vom Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety (Säteilyturvakeskus STUK) zur Verfügung gestellten PC-Programms PCXMC durch Monte-Carlo-Simulationen an mathematischen hermaproditischen MIRD-Phantomen für 40 Organsysteme des menschlichen Körpers. Die gemäß ICRP-Spezifikation für Standard-Patienten der Altersstufen von 0, 1, 5, 10, 15 und 30 Jahren errechneten Konversionsfaktoren wurden durch lineare Interpolation dem tatsächlichen Patientenalter angepaßt und somit Aussagen über die röntgendiagnostisch bedingte Strahlenexposition von Kindern jeglicher Altersstufe ermöglicht.

Die Ergebnisse der Arbeit wurden in einem allgemeinen und in einem speziellen Teil dargestellt. Der allgemeine Teil enthält Aussagen über die Häufigkeitsverteilungen klinischer Indikationen, klinischer Fragestellungen und radiologischer Diagnosen sowie über die Häufigkeit der Anwendung konventioneller Röntgenuntersuchungstechniken; ebenso wurde die Abhängigkeit der Röntgenuntersuchungsfrequenzen von Untersuchungszeitraum und Lebensalter der Patienten diskutiert. Somatogramme über die Abhängigkeit der Körpergröße und des Körpergewichtes vom Lebensalter der Patienten stellen einen Bezug zwischen dem betrachteten Patientenkollektiv und den zur Dosisrekonstruktion eingesetzten mathematischen MIRD-Phantomen her. Im speziellen Teil der Arbeit wurden Einfall-, Organ- und Effektivdosen für die in der pädiatrischen Radiologie häufig durchgeführten Röntgenuntersuchungen des Schädels, des Thorax und des Abdomens sowie für die Mictionscysturethrographie in ihrer Abhängigkeit vom Untersuchungszeitraum und vom Lebensalter der Patienten graphisch und tabellarisch detailliert dargestellt und zu den Referenzdosiswerten des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2003 in Bezug gesetzt. Darüberhinaus wurden für alle in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital zwischen 1976 und 2003 in den Röntgenuntersuchungsdatenbanken dokumentierten Röntgenuntersuchungen kumulative und kollektive Organ- und Effektivdosen für etwa 100.000 Patienten bestimmt und ihre Ab-

hängigkeit von der Röntgenuntersuchungstechnik, vom Untersuchungszeitraum und vom Lebensalter des Patienten untersucht. Insbesondere wurde durch die Dosisrekonstruktion die Grundlage zur Durchführung einer epidemiologischen Studie zum Risiko stochastischer Spätwirkungen nach diagnostisch bedingter Strahlenexposition im Kindesalter geschaffen.

Die in der Arbeit ermittelten Einfalldosen für die Röntgenuntersuchungen des Schädels, des Thorax und des Abdomens sowie für die Mictionscysturethrographie wurden in einer kleinen Literaturstudie den in den letzten Jahrzehnten in der internationalen Literatur publizierten Dosiswerten gegenübergestellt. Aufgrund des im Vergleich zu anderen europäischen klinischen Einrichtungen niedrigen Dosisbedarfs der am Dr. von Haunerschen Kinderspital durchgeführten konventionellen Röntgenuntersuchungen und der den dosimetrischen Analysen zugrundeliegenden vergleichsweise hohen Fallzahlen dürften die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit darüberhinaus als Ausgangswerte zur Formulierung neuer nationaler Referenzdosiswerte für die konventionelle pädiatrische Radiologie geeignet sein.

Schließlich wurde zur Anwendbarkeit des im Rahmen der Arbeit entwickelten PÄDOS-Algorithmus über die Grenzen der vorliegenden Arbeit hinaus ein Datenbankstandard entworfen, dessen Umsetzung in naher Zukunft die Schaffung dosimetrischer Grundlagen für strahlenepidemiologische Multi-Center-Studien mit verhältnismäßig geringem logistischem Aufwand ermöglichen könnte.

10. Literatur

10.1. Röntgentechnik

Röntgentechnik allgemein.

- 1 Brown, P. H.; Thomas, R. D.; Silberberg, P. J.; Johnson, L. M.: *Optimization of a fluoroscope to reduce radiation exposure in pediatric imaging*. *Pediatr. Radiol.* 30 (2000), 229-235.
- 2 Busch, H. P.; Busch, S.; Decker, C.; Schilz, C.: *Bildqualität und Dosis in der Digitalen Projektionsradiographie*. *Fortschr. Röntgenstr.* 175 (2003), 32-37.
- 3 Cook, J. V.; Kyriou, J. C.; Pettet, A.; Fitzgerald, M. C.; Shah, K.; Pablot, S. M.: *Key factors in the optimization of paediatric X-ray practice*. *Brit. J. Radiol.* 74 (2001), 1032-1040.
- 4 Deutsche Norm DIN 6815: *Medizinische Röntgenanlagen bis 300 kV - Regeln für die Prüfung des Strahlenschutzes nach Errichtung, Instandsetzung und wesentlicher Änderung*. Deutsches Institut für Normung (2003).
- 5 Deutsche Norm DIN 6863: *Röntgenröhren und Röntgenröhren-Schutzgehäuse für medizinische Diagnostik*. Deutsches Institut für Normung (1988).
- 6 Deutsche Norm DIN 6867: *Sensitometrie an Film-Folien-Systemen für die medizinische Radiographie*. Deutsches Institut für Normung (1997).
- 7 Duggan, L.; Warren-Forward, H.; Smith, T.; Kron, T.: *Investigation of dose reduction in neonatal radiography using specially designed phantoms and LiF:Mg,Cu,P TLDs*. *Brit. J. Radiol.* 76 (2003), 232-237.
- 8 Frommhold, W.; Gajewski, H.; Schoen, H. D.; Müller, D.; Schmidt, Th.: *Medizinische Röntgentechnik, Bd. 1: Physikalische und technische Grundlagen*. Georg Thieme Verlag Stuttgart (1979).
- 9 Gallitzendorfer, V.; Schneider, K.; Gustovic, B.: *Arbeitsanweisungen (SOPs) für die Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital*. Belichtungstabellen der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital der Universität München (1995).
- 10 Gudden, F.; Kuhn, H.: *Reduktion der notwendigen Dosis in der Röntgendiagnostik*. *Röntgenpraxis* 45 (1992), 44-48.
- 11 Hagemann, G.: *Dosisbedarf für die Projektionsverfahren der Röntgendiagnostik*. *Akt. Radiol.* 2 (1992), 123-130.
- 12 Hart, D.; Wall, B. F.: *Technical note: Potentially higher patient radiation doses using digital equipment for barium studies*. *Brit. J. Radiol.* 68 (1995), 1112-1115.
- 13 Hoxter, E. A.; Schenz, A.: *Röntgenaufnahmetechnik*. ISBN 3-8009-1566-9, Siemens AG (1991).
- 14 International Commission on Radiological Protection: *Protection of the Patient in Diagnostic Radiology*. ICRP Publication 34, Pergamon Press, Oxford (1983).
- 15 Kalender, W.; Reither, M.; Schuster, W.: *Reduction of Dose in Pelvic Examinations of Infants Using Modern X-ray Techniques*. *Pediatr. Radiol.* 8 (1979), 233-235.
- 16 Launders, J. H.; Cowen, A. R.; Bury, R. F.; Hawkrigde, P.: *Towards image quality, beam energy and effective dose optimisation in digital thoracic radiography*. *Eur. Radiol.* 11 (2001), 870-875.
- 17 Lederman, H. M.; Zarir, P. K.; Felice, M.; Hurh, P. J.: *Dose reduction fluoroscopy in pediatrics*. *Pediatr. Radiol.* 32 (2002), 844-848.
- 18 Leitz, W. K.; Mansson, L. G.; Hedberg-Vikström, B. R. K.; Kheddache, S.: *In search of optimum chest radiography techniques*. *Brit. J. Radiol.* 66 (1993), 314-321.
- 19 Lindsoug, B. A.: *Exposure parameters in x ray diagnostics of children, infants and the newborn*. *Radiat. Prot. Dosim.* 43 (1992), 289-292.
- 20 Lloyd, P.; Lowe, D.; Harty, D. S.; Eyes, B.: *The secondary radiation grid; its effect on fluoroscopic dose-area product during barium enema examinations*. *Brit. J. Radiol.* 71 (1998), 303-306.
- 21 Martin, C. J.; Darragh, C. L.; McKenzie, G. A.; Bayliss, A. P.: *Implementation of a programme for reduction of radiographic doses and results achieved through increases in tube potential*. *Brit. J. Radiol.* 66 (1993), 228-233.
- 22 Mooney, R. B.; McKinstry, J.: *Paediatric dose reduction with the introduction of digital fluorography*. *Radiat. Prot. Dosim.* 94 (2001), 117-120.
- 23 Mooney, R.; Thomas, P. S.: *Dose reduction in a paediatric X-ray department following optimization of radiographic technique*. *Brit. J. Radiol.* 71 (1998), 852-860.
- 24 National Council for Radiation Protection: *Radiation Protection in Pediatric Radiology*. NCRP Report 68 (1981). Deutsche Übersetzung: Fendel, H.; Stieve, F.-E., Hoffmann Verlag, Berlin (1983).
- 25 Onnasch, D. G. W.; Schemm, A.; Kramer, H.-H.: *Optimization of radiographic parameters for paediatric cardiac angiography*. *Brit. J. Radiol.* 77 (2004), 479-487.

- 26 Persliden, J.; Beckman, K.-W.; Geijer, H.; Andersson, T.: *Dose-image optimisation in digital radiology with a direct digital detector: an example applied to pelvic examinations*. Eur. Radiol. 12 (2002), 1584-1588.
- 27 Schneider, K.: *Strahlenschutz in der Pädiatrischen Radiologie*. In: Benz-Bohm, G. (Hrsg.): Kinderradiologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart (Neuaufgabe im Druck).
- 28 Seymour, R.: *Patient dose reduction by audit of grid usage in barium enemas*. Brit. J. Radiol. 70 (1997), 489-491.
- 29 Smith, S.; Spencer, N. M.; Faulkner, K.; Kotre, C. J.; Harrison, R. M.: *Effect of automatic exposure control on patient dose*. In: Moores, B. M.; Wall, B. F.; Eriskat, H.; Schibilla, H. (Hrsg.): *Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. British Institute of Radiology, BIR-Report 20 (1989), 198-200.
- 30 Tapiovaara, M. J.; Sandborg, M.; Dance, D. R.: *A search for improved technique factors in paediatric fluoroscopy*. Phys. Med. Biol. 44 (1999), 537-559.
- 31 Tapiovaara, M. J.; Servomaa, A.; Sandborg, M.; Dance, D. R.: *Optimising the imaging conditions in paediatric fluoroscopy*. Radiat. Prot. Dosim. 90 (2000), 211-216.
- 32 Waugh, R.; McCallum, H. M.; McCarty, M.; Montgomery, R.; Aszkenasy, M.: *Paediatric pelvic imaging: optimisation of dose and technique using digital grid-controlled pulsed fluoroscopy*. Pediatr. Radiol. 31 (2001), 368-373.
- 33 Wesenberg, R. L.; Amundson, G. M.: *Fluoroscopy in Children: Low-Exposure Technology*. Radiology 153 (1984), 243-247.
- 34 Williams, J. R.; Catling, M. K.: *An investigation of X-ray equipment factors influencing patient dose in radiography*. Brit. J. Radiol. 71 (1998), 1192-1198.
- 35 Wraith, C. M.; Martin, C. J.; Stockdale, E. J. N.; McDonald, S.; Farquhar, B.: *An investigation into techniques for reducing doses from neo-natal radiographic examinations*. Brit. J. Radiol. 68 (1995), 1074-1082.

Zusatzfilterung.

- 36 Burgess, A. E.: *Physical measurements of heavy metal filter performance*. Med. Phys. 12 (1985), 225-228.
- 37 Cranage, R. W.; Howard, C. J.; Welsh, A. D.: *Dose reduction by the use of erbium filtration in a general radiographic room*. Brit. J. Radiol. 65 (1992), 232-237.
- 38 Fenner, J. W.; Morrison, G. D.; Kerry, J.; West, N.: *A practical demonstration of improved technique factors in paediatric fluoroscopy*. Brit. J. Radiol. 75 (2002), 596-602.
- 39 Fleay, R. F.; Fox, R. A.; Sprague, P. L.; Adams, J. P.: *Dose reduction in paediatric radiology using rare earth filtration*. Pediatr. Radiol. 14 (1984), 332-334.
- 40 Hansson, B.; Finnbogason, Th.; Schuwert, P.; Persliden, J.: *Added copper filtration in digital paediatric double-contrast colon examinations: effects on radiation dose and image quality*. Eur. Radiol. 7 (1997), 1117-1122.
- 41 Heinrich, H.; Schuster, W.: *Reduction of dose by filtration in paediatric fluoroscopy and fluorography*. Ann. Radiol. 19 (1976), 57-66.
- 42 Jangland, L.; Axelsson, B.: *Niobium filters for dose reduction in pediatric radiology*. Acta Radiologica 31 (1990), 540-541.
- 43 Johnson, M. A.; Burgess, A. E.: *Clinical use of a gadolinium filter in pediatric radiography*. Pediatr. Radiol. 10 (1981), 229-232.
- 44 Kohn, M. L.; Gooch, A. W.; Keller, W. S.: *Filters for Radiation Reduction: A Comparison*. Radiology 167 (1988), 255-257.
- 45 Kuhn, H.: *Methods for reducing patient dose: rare-earth screens, filtration, spot-film techniques and digital radiography*. Brit. J. Radiol. Suppl. 18 (1985), 37-39.
- 46 Kuhn, H.: *Reduktion der Patientendosis durch Vorfilterung*. Electromedica 56 (1988), 134.
- 47 Nagel, H. D.: *Comparison of performance characteristics of conventional and K-edge filters in general diagnostic radiology*. Phys. Med. Biol. 34 (1989), 1269-1287.
- 48 Nicholson, R. A.; Thornton, A.; Akpan, M.: *Radiation dose reduction in paediatric fluoroscopy using added filtration*. Brit. J. Radiol. 68 (1995), 296-300.
- 49 Roth, J.; Roser, H. W.; Nemeč, H. W.: *Zusatzfilterung bei Röntgenstrahlen: Nutzen für den Patienten?* In: Reiners, C.: *Medizinische Physik*, Göttingen (1990), 214-215.
- 50 Seifert, H.; Jesberger, H.-J.; Schneider, G.; Rein, L.; Blass, G.; Limbach, H.-G.; Niewald, M.; Sitzmann, F. C.; Kramann, B.: *Dose reduction in thorax radiography in simulated neonates with additional filtration and digital luminescence radiography*. Acta Radiologica 39 (1998), 514-519.
- 51 Shrimpton, P. C.; Jones, D. G.; Wall, B. F.: *The influence of tube filtration and potential on patient dose during x-ray examinations*. Phys. Med. Biol. 33 (1988), 1205-1212.

- 52 Staniszewska, M. A.; Bieganski, T.; Midel, A.; Baranska, D.: *Filters for dose reduction in conventional x ray examinations of children*. Radiat. Prot. Dosim. 90 (2000), 127-133.
- 53 Thierens, H.; Kunnen, M.; Van der Plaetsen, A.; Segaert, O.: *Evaluation of the use of a niobium filter for patient dose reduction in chest radiography*. Brit. J. Radiol. 64 (1991), 334-340.
- 54 Villagran, J. E.; Hobbs, B. B.; Taylor, K. W.: *Reduction of patient exposure by use of heavy elements as radiation filters in diagnostic radiology*. Radiology 127 (1978), 249-254.

Störfälle.

- 55 Eder, H.: *Erhöhte Strahlenexposition von Patienten infolge gerätebedingter Störfälle*. Bayerisches Landesamt für Arbeitssicherheit, Arbeitsmedizin und Sicherheitstechnik (LfAS), Internet-Publikation www.lfas/publ/roentg/sb_roentgen.htm, München (2001).
- 56 Eder, H.; Zapf, W.; Schöfer, H.: *Erhöhte Überexpositionen durch apparative bzw. Bedienungsbedingte Störfälle - Ursachen, Strahlendosen, technische Lösungen*. 82. Deutscher Röntgen-Kongreß, Wiesbaden (2001).
- 57 Gill, J. R.: *Overexposure of patients due to malfunctions or defects in radiation equipment*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 257-260.

10.2. Aufzeichnungspflicht und Datenverarbeitung in der Röntgendiagnostik

- 58 Brugmans, M. J. P.; Lembrechts, J.: *Radiation in medicine in the Netherlands: Set-up of an information system and the problem of incomplete data availability*. Radiat. Prot. Dosim. 90 (2000), 271-274.
- 59 Chapple, C.-L.; Faulkner, K.: *Computerized calculation of radiation dose to patients from radiography*. Brit. J. Radiol. 63 (1990), 801-803.
- 60 Chapple, C.-L.; Faulkner, K.: *An instrument to perform automated quality assurance and patient dosimetry in diagnostic radiology*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 193-195.
- 61 Chapple, C.-L.; Faulkner, K.; Harrison, R. M.: *An investigation into the performance of an automated quality assurance and dosimetry system in diagnostic radiology*. Brit. J. Radiol. 63 (1990), 635-639.
- 62 Faulkner, K.; Chapple, C.-L.: *Automated quality assurance and patient dosimetry in diagnostic radiology*. In: Löster, W.; Drexler, G.; Stieve, F.-E. (Hrsg.): *Die Messung des Dosisflächenproduktes in der diagnostischen Radiologie als Methode zur Ermittlung der Strahlenexposition*. Hoffmann Verlag Berlin (1995), 186-193.
- 63 Hart, D.; Wall, B. F.: *The UK national patient dose database: now and in the future*. Brit. J. Radiol. 76 (2003), 361-365.
- 64 Hummel, R. H.; Wesenberg, R. L.; Amundson, G. M.: *A Computerized X-ray Dose-Monitoring System*. Radiology 156 (1985), 231-234.
- 65 Lam, C.; Martin, C. J.: *Design of a database with graphical analysis of X-ray quality assurance and dose information to assist in a programme for patient dose reduction*. Brit. J. Radiol. 64 (1991), 831-835.
- 66 Lampinen, J.; Rannikko, S.; Savolainen, S.: *A computer program for the on line registration of the exposure data of X-ray examinations*. Med. Biol. Eng. Comput. 34 (1996), 213-214.
- 67 McGuire, E. L.; Dickson, P. A.: *Exposure and organ dose estimation in diagnostic radiology*. Med. Phys. 13 (1986), 913-916.
- 68 Schöfer, H.; Fendel, H.; Hölzel, H.: *Aufwand und Nutzen einer umfassenden Patientendokumentation mit Hilfe von EDV in der radiologischen Abteilung einer Kinderklinik über einen Zeitraum von vier Jahren*. Skriptum, Abteilung Radiologie, Dr. von Haunersches Kinderspital, Universität München (1980).
- 69 Servomaa, A.: *Persönliche Mitteilungen*. National Centre for Radiation and Nuclear Safety, Helsinki (1998).
- 70 *Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlung (Röntgenverordnung - RöV) vom 1. März 1973*. Bundesges. Bl. I (1973), 173.
- 71 Wagner, M.: *Pseudonymizator. Programm zur Verschlüsselung und Bereinigung medizinischer Datenbanken*. Insitut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik, Universität Mainz (2002).
- 72 Wolf, R.: *Persönliche Mitteilungen*. Kantonsspital Basel (2004).

10.3. Dosimetrie in der konventionellen Röntgendiagnostik

Übersichtsarbeiten.

- 73 Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (Hrsg.): *Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körperdosen bei äußerer Strahlenexposition*. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Band 43, Verlag Urban & Fischer München - Jena (2000).

- 74 Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik: *Pränatale Strahlenexposition aus medizinischer Indikation. Dosiermittlung, Folgerungen für Arzt und Schwangere*. DGMP-Bericht Nr. 7, ISBN 3-925218-74-2, Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik (2002).
- 75 Deutsche Norm DIN 6809-7: *Klinische Dosimetrie. Teil 7: Verfahren zur Ermittlung der Patientendosis in der Röntgendiagnostik*. Normenausschuß Radiologie (NAR) im Deutschen Institut für Normung e.V. (2003).
- 76 Nagel, H. D.: *Das Stichwort: Dosis*. Kontraste 13 (1999), Beilage.
- 77 Panzer, W.: *Zur Ermittlung der Strahlenexposition des Patienten in der Röntgendiagnostik*. Röntgenpraxis 36 (1983), 305-313.
- 78 Reich, H. (Hrsg.): *Dosimetrie ionisierender Strahlung*. Teubner Verlag Stuttgart (1990).
- 79 Wall, B. F.: *Radiation protection dosimetry for diagnostic radiology patients*. Radiat. Prot. Dosim. 109 (2004), 409-419.

Dosisgrößen, Effektivdosis.

- 80 Almén, A.; Mattsson, S.: *On the calculation of effective dose in children and adolescents*. J. Radiol. Prot. 16 (1996), 81-89.
- 81 Beninson, D.; Sowby, D.: *Age and sex dependent weighting factors for medical irradiation*. Radiat. Prot. Dosim. 11 (1985), 57-60.
- 82 Bertelli, L.; Nascimento, E. C.; Drexler, G.: *Influence of tissue weighted factors on risk weighted dose equivalent quantities*. Radiat. Prot. Dosim. 37 (1991), 85-88.
- 83 Bundesamt für Strahlenschutz (Hrsg.): *Use of the effective dose in medical examinations. Recommendation of the German Radiological Protection Commission*. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Band 41 (1997).
- 84 Carlsson, G. A.; Carlsson, C. A.: *Effective energy in diagnostic radiology. A critical review*. Phys. Med. Biol. 29 (1984), 953-958.
- 85 Carlsson, G. A.; Dance, D. R.; Persliden, J.; Sandborg, M.: *Use of the concept of energy imparted in diagnostic radiology*. Appl. Radiat. Isot. 50 (1999), 39-62.
- 86 Deutsche Norm DIN 6814-3: *Begriffe in der radiologischen Technik. Teil 3: Dosisgrößen und Dosisheiten*. Normenausschuß Radiologie (NAR) im Deutschen Institut für Normung e.V. (2000).
- 87 Drexler, G.: *Das Konzept der effektiven Dosis in der Röntgendiagnostik*. In: *Strahlenschutz in Forschung und Praxis*, Band 34 (1993), 1-14.
- 88 Drexler, G.; Panzer, W.: *Dosimetrische Kenngrößen, Methodik der Dosiermittlung, Anwendbarkeit und Grenzen der Effektivdosis*. In: Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (Hrsg.): *Strahlenexposition in der medizinischen Diagnostik*. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Band 30, Gustav-Fischer Verlag Stuttgart - Jena - New York (1995), 29-48.
- 89 Drexler, G.; Panzer, W.; Petoussi, N.; Zankl, M.: *Effective Dose - How effective for patients?* Radiat. Environ. Biophys. 32 (1993), 209-219.
- 90 Drexler, G.; Williams, G.; Zankl, M.: *The meaning and the principle of determination of the effective dose equivalent in radiation protection*. Radiat. Prot. Dosim. 12 (1985), 95-100.
- 91 Ewen, K.: *Die effektive Dosis in der Röntgendiagnostik*. Z. Med. Phys. 10 (2000), 119-122.
- 92 Ewen, K.; Regulla, D.: *Ist die effektive Dosis zur strahlenbiologisch relevanten Beschreibung der Patientenexposition geeignet?* In: *Strahlenschutz in Forschung und Praxis*, Band 44, Verlag Urban & Fischer, München-Jena (2001), 141-148.
- 93 Gosch, D.; Gursky, S.: *Describing the Radiation Exposure of Patients in Diagnostic Radiology on the Basis of Absorbed Energy*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 115-117.
- 94 Huda, W.; McLellan, J.; McLellan, Y.: *How will the new definition of „effective dose“ modify estimates of dose in diagnostic radiology?* J. Radiol. Prot. 11 (1991), 241-247.
- 95 Huda, W.; Sandison, G. A.: *Computing Reminder Dose Equivalent for H_E* . Health Phys. 55 (1988), 1011-1013.
- 96 International Commission on Radiological Protection: *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60 (1991).
- 97 International Commission on Radiation Units and Measurements: *The Quality Factor in Radiation Protection*. ICRU Report 40 (1986).
- 98 Jacobi, W.: *The concept of the effective dose - a proposal for the combination of organ doses*. Radiat. Environ. Biophys. 12 (1975), 101-109.
- 99 Jacobi, W.: *Persönliche Mitteilungen*. GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg (2004).
- 100 Kramer, R.; Drexler, G.: *On the calculation of the effective dose equivalent*. Radiat. Prot. Dosim. 3 (1982), 13-24.
- 101 Le Heron, J. C.: *Remaining problems with effective dose?* Phys. Med. Biol. 37 (1992), 1012-1015.

- 102 McCollough, C. H.; Schueler, B. A.: *Calculation of effective dose*. Med. Phys. 27 (2000), 828-837.
- 103 Mettler, F. A.; Davis, M.; Moseley, R. D.; Kelsay, C. A.: *The effect of utilising age and sex dependent factors for calculating detriment from medical irradiation*. Radiat. Prot. Dosim. 15 (1986), 269-271.
- 104 National Council for Radiation Protection: *Principles and Application of Collective Dose in Radiation Protection*. NCRP Report 121 (1995).
- 105 Noßke, D.: *Dosimetrische Kenngrößen, Methodik der Dosisermittlung, Anwendbarkeit und Grenzen des Konzepts der effektiven Dosis*. In: Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (Hrsg.): *Strahlenexposition in der medizinischen Diagnostik*. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Band 30, Gustav-Fischer Verlag Stuttgart - Jena - New York (1995), 223-234.
- 106 Panzer, W.: *Persönliche Mitteilungen*. GSF - Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg (2004).
- 107 Panzer, W.; Zankl, M.: *Beziehung zwischen Dosisflächenprodukt und Einfalldosis, Oberflächendosis, Organdosen, absorbierter Energie (Integraldosis) und Effektivdosis*. In: Löster, W.; Drexler, G.; Stieve, F.-E.: *Die Messung des Dosisflächenproduktes in der diagnostischen Radiologie als Methode zur Ermittlung der Strahlenexposition*. Hoffmann Verlag Berlin (1995), 38-48.
- 108 Piechowski, J.: *Is the Concept of Effective Dose Working in Practice?* Health Phys. 66 (1994), 95.
- 109 Sinclair, W. K.: *The Concept of Effective Dose*. Health Phys. 66 (1994), 586.
- 110 Xu, X. G.; Reece, W. D.: *Sex-specific tissue weighting factors for effective dose equivalent calculations*. Health Phys. 70 (1996), 81-86.
- 111 Zankl, M.; Drexler, G.: *An analysis of the equivalent dose calculation for the remainder tissues*. Health Phys. 69 (1995), 346-355.
- 112 Zankl, M.; Drexler, G.: *Some critical remarks on the use of sex-specific tissue weighting factors for effective dose equivalent calculations*. Health Phys. 72 (1997), 486-488.
- 113 Zankl, M.; Petoussi, N.; Drexler, G.: *Effective dose and effective dose equivalent - the impact of the new ICRP definition for external photon irradiation*. Health Physics 62 (1992), 395-399.

Mathematische Dosimetrie.

- 114 Alonso, M.; Barriuso, T.; Castaneda, M. J.; Díaz-Caneja, N.; Gutiérrez, I.; Sarmiento, J. J.; Villar, E.: *Monte Carlo estimation of absorbed dose to organs in diagnostic radiology*. Health Phys. 76 (1999), 388-392.
- 115 Birch, R.; Marshall, M.: *Computation of bremsstrahlung x-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector*. Phys. Med. Biol. 24 (1979), 505-517.
- 116 Cristy, M.: *Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose*. Oak Ridge National Laboratory, NUREG/CR-1159, ORNL/NUREG/TM-367 (1980).
- 117 Day, G. J.; Dance, D. R.: *X-ray transmission formula for antiscatter grids*. Phys. Med. Biol. 28 (1983), 1429-1433.
- 118 Drexler, G.; Eckerl, H.; Zankl, M.: *On the influence of the exposure model on organ doses*. Radiat. Prot. Dosim. 28 (1989), 181-188.
- 119 Drexler, G.; Panzer, W.; Widenmann, L.; Williams, G.; Zankl, M.: *The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part III: Organ doses in x-ray diagnosis*. GSF-Bericht 11/90, GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit Neuherberg (1990).
- 120 Ebermann, L.; Menzel, B.; Neßler, J.; Petrasch, G.; Steuer, J.: *Ermittlung der Strahlenexposition des Patienten in der Röntgendiagnostik aus dem Dosisflächenprodukt*. Z. Med. Phys. 1 (1991), 178-182.
- 121 Edmonds, I. R.: *Calculation of patient skin dose from diagnostic X-ray procedures*. Brit. J. Radiol. 57 (1984), 733-734.
- 122 Fill, U.; Zankl, M.; Regulla, D.: *Realistische Menschphantome für die numerische Dosimetrie*. In: Gfirtner, H. (Hrsg.): *Medizinische Physik 99* (1999), 199-200.
- 123 Gallacher, D. J.; Baldock, C.: *The selection of age groupings for the results of radiation dose surveys in paediatric radiology*. Brit. J. Radiol. 67 (1994), 513-514.
- 124 Harrison, R. M.: *A re-evaluation of the „saturated scatter“ method for estimating the energy imparted to patients during diagnostic radiology examinations*. Phys. Med. Biol. 28 (1983), 701-707.
- 125 Hwang, J. M. L.; Shoup, R. L.; Poston, J. W.: *Mathematical Description of a Newborn Human for Use in Dosimetry Calculations*. ORNL-TM-5453, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge (1976).
- 126 Hwang, J. M. L.; Shoup, R. L.; Warner, G. G.; Poston, J. W.: *Mathematical Description of a One and Five Year Old Child for Use in Dosimetry Calculations*. ORNL-TM-5293, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge (1976).
- 127 International Commission on Radiological Protection: *Report of the Task Group on Reference Man: Anatomical, Physiological and Metabolic Characteristics*. ICRP Publication 23, Pergamon Press, Oxford (1975).

- 128 International Commission on Radiological Protection: *Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: The Skeleton*. ICRP Publication 70, Pergamon Press, Oxford (1996).
- 129 International Commission on Radiological Protection: *Basic Anatomical Data and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values*. ICRP Publication 89, Pergamon Press, Oxford (2002).
- 130 International Commission on Radiation Units and Measurements: *Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection*. ICRU Report 48 (1992).
- 131 Iles, W. J.: *The Computation of Bremsstrahlung X-Ray Spectra over an Energy Range 15 keV to 300 keV*. National Radiological Protection Board NRPB-R204 (1987).
- 132 Jones, D. G.: *A realistic anthropomorphic phantom for calculating organ doses arising from external photon irradiation*. Radiat. Prot. Dosim. 72 (1997), 21-29.
- 133 Kalender, W.: *Calculation of x-ray grid characteristics by Monte Carlo methods*. Phys. Med. Biol. 27 (1982), 353-361.
- 134 Kramer, R.; Vieira, J.; Khoury, H. J.; Lima, F. R. A.; Fuelle, D.: *All about MAX: A male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry*. Phys. Med. Biol. 48 (2003), 1239-1262.
- 135 Kramer, R.; Zankl, M.; Williams, G.; Drexler, G.: *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, GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit Neuherberg (1986).
- 136 McMaster, W. H.; Kerr, Del Grande B.; Mallet, J. H.; Hubbell, I. H.: *Compilation of X-ray cross-sections*. Report UCRL-50174 Sec 2 Rev 1, NTIS Springfield (1969).
- 137 National Council for Radiation Protection: *Conceptual Basis for Calculations of Absorbed Dose Distributions*. NCRP Report 108 (1991).
- 138 Nowotny, R.; Höfer, A.: *Ein Programm für die Berechnung von diagnostischen Röntgenspektren*. Fortschr. Röntgenstr. 142 (1985), 685-689.
- 139 Persliden, J.: *Application of the Monte Carlo method to diagnostic radiology*. Dissertation, Universität Linköping (1986).
- 140 Petoussi-Henß, N.; Zankl, M.; Fill, U.; Heide, B.; Regulla, D.: *A family of human voxel models for various applications*. In: Proceedings of Joint VDI/SAE Digital Human Modeling Conference, VDI-Berichte 1675, VDI-Verlag Düsseldorf (2002), 91-104.
- 141 Petoussi-Henß, N.; Zankl, M.; Fill, U.; Regulla, D.: *The GSF family of voxel phantoms*. Phys. Med. Biol. 47 (2002), 89-106.
- 142 Rannikko, S.; Ermakov, I.; Lampinen, J. S.; Toivonen, M.; Karila, K. T. K.; Cherjakov, A.: *Computing patient doses of x-ray examinations using a patient-size and sex-adjustable phantom*. Brit. J. Radiol. 70 (1997), 708-718.
- 143 Saito, K.; Wittmann, A.; Koga, S.; Ida, Y.; Kamei, T.; Funabiki, J.; Zankl, M.: *Construction of a computed tomography phantom for a Japanese male adult and dose calculation system*. Radiat. Environ. Biophys. 40 (2001), 69-76.
- 144 Sandborg, M.; Dance, D. R.; Carlsson, G. A.; Persliden, J.: *Monte Carlo study of grid performance in diagnostic radiology: factors which affect the selection of tube potential and grid ratio*. Brit. J. Radiol. 66 (1993), 1164-1176.
- 145 Sandborg, M.; Dance, D. R.; Carlsson, G. A.; Persliden, J.: *Monte Carlo study of grid performance in diagnostic radiology: task dependent optimization for screen-film imaging*. Brit. J. Radiol. 67 (1994), 76-85.
- 146 Sandborg, M.; McVey, G.; Dance, D. R.; Persliden, J.; Carlsson, G. A.: *A voxel phantom based Monte Carlo computer Program for optimisation of chest and lumbar spine x ray imaging systems*. Radiat. Prot. Dosim. 90 (2000), 105-108.
- 147 Servomaa, A.; Rannikko, S.; Ermakov, I.: *Assessment of effective dose in x ray imaging in view of the proposed ICRP risk factors*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 225-227.
- 148 Servomaa, A.; Rannikko, S.; Nikitin, V.; Golikov, V.; Ermakov, I.; Masarskyi, L.; Saltukova, L.: *A topographically and anatomically unified phantom model for organ dose determination in radiation hygiene*. STUK-A87, Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety, Helsinki (1989).
- 149 Servomaa, A.; Tapiovaara, M.: *Two new patient equivalent phantoms in diagnostic radiology*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 229-231.
- 150 Shrimpton, P. C.: *Calculation of patient skin dose from diagnostic X-ray procedures*. Brit. J. Radiol. 58 (1985), 483-485.
- 151 Shrimpton, P. C.; Wall, B. F.: *Comparison of methods for estimating the energy imparted to patients during diagnostic radiological examinations*. Phys. Med. Biol. 28 (1983), 1160-1162.

- 152 Staniszewska, M. A.: *A modification of Cristy's mathematical human phantoms for Monte Carlo simulation*. J. Radiol. Prot. 12 (1992), 85-92.
- 153 Varchena, V.: *Pediatric phantoms*. Pediatr. Radiol. 32 (2002), 280-284.
- 154 Varchena, V.; Gubatova, D.; Sidorin, V.; Kalnitsky, S.: *Children's heterogenous phantoms and their application in röntgenology*. Radiat. Prot. Dosim. 49 (1993), 77-78.
- 155 Veit, R.; Panzer, W.; Zankl, M.; Scheuerer, C.: *Vergleich berechneter und gemessener Dosen an einem anthropomorphen Phantom*. Z. Med. Phys. 2 (1992), 123-126.
- 156 Veit, R.; Zankl, M.: *Influence of Patient Size on Organ Doses in Diagnostic Radiology*. Radiat. Prot. Dosim. 43,1 (1992), 241-243.
- 157 Veit, R.; Zankl, M.: *Variation of organ doses in paediatric radiology due to patient diameter, calculated with phantoms of varying voxel size*. Radiat. Prot. Dosim. 49 (1993), 353-356.
- 158 Veit, R.; Zankl, M.; Petoussi, N.; Drexler, G.: *Dose equivalents in anthropomorphic phantoms and their relation to the ambient dose equivalent $H^*(10)$ for external photon exposure*. Radiat. Prot. Dosim. 28 (1989), 29-32.
- 159 Veit, R.; Zankl, M.; Petoussi, N.; Mannweiler, E.; Williams, G.; Drexler, G.: *Tomographic anthropomorphic models, Part I: Construction technique and description of models of an 8-week-old baby and a 7-year-old child*. GSF-Report 3/89, GSF - National Research Center for Environment and Health, Neuherberg, Germany (1989).
- 160 Williams, G.; Zankl, M.; Abmayr, W.; Veit, R.; Drexler, G.: *The calculation of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and Monte Carlo methods*. Phys. Med. Biol. 31 (1986), 449-452.
- 161 Xu, X. G.; Chao, T. C.; Bozkurt, A.: *VIP-Man: An image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the Visible Human Project for multi-particle Monte-Carlo calculations*. Health. Phys. 78 (2000), 476-486.
- 162 Zankl, M.: *Computational models employed for dose assessment in diagnostic radiology*. Radiat. Prot. Dosim. 49 (1993), 339-344.
- 163 Zankl, M.: *Methods for assessing organ doses using computational models*. Radiat. Prot. Dosim. 80 (1998), 207-212.
- 164 Zankl, M.: *Die Berechnung von Konversionsfaktoren für den Strahlenschutz bei äußerer Strahlenexposition*. Z. Med. Phys. 11 (2001), 141-150.
- 165 Zankl, M.; Panzer, W.; Herrmann, C.: *Calculation of patient doses using a human voxel phantom of variable diameter*. Radiat. Prot. Dosim. 90 (2000), 155-158.
- 166 Zankl, M.; Petoussi, N.; Veit, R.; Drexler, G.; Fendel, H.: *Organ doses for a child in diagnostic radiology: comparison of a realistic and a MIRD-type phantom*. In: Moores, B. M.; Wall, B. F.; Eriskat, H.; Schibilla, H. (Hrsg.): *Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. British Institute of Radiology, BIR-Report 20 (1989), 196-198.
- 167 Zankl, M.; Veit, R.; Petoussi, N.; Mannweiler, E.; Drexler, G.: *Die Berechnung von Organdosen in der Radiologie unter Verwendung realistischer Menschphantome*. Z. Med. Phys. 2 (1992), 38-41.
- 168 Zankl, M.; Veit, R.; Petoussi, N.; Mannweiler, E.; Wittmann, A.; Drexler, G.: *Realistic computerized human phantoms*. Adv. Space Res. 14 (1994), (10)423-(10)431.
- 169 Zankl, M.; Veit, R.; Williams, G.; Schneider, K.; Fendel, H.; Petoussi, N.; Drexler, G.: *The construction of computer tomographic phantoms and their application in radiology and radiation protection*. Radiat. Environ. Biophys. 27 (1988), 153-164.
- 170 Zankl, M.; Wittmann, A.: *The adult male voxel model „Golem“ segmented from whole-body CT patient data*. Radiat. Environ. Biophys. 40 (2001), 153-162.

Physikalische Dosimetrie.

- 171 Almén, A.; Nilsson, M.: *Simple methods for the estimation of dose distributions, organ doses and energy imparted in paediatric radiology*. Phys. Med. Biol. 41 (1996), 1093-1105.
- 172 Clark, M. J.; Delgado, A.; Hjärdemaal, O.; Kramer, H. M.; Zoetlief, J.: *European intercomparison of diagnostic dosimeters: Results*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 87-91.
- 173 Conway, B. J.; Duff, J. E.; Fewell, T. R.; Jennings, R. J.: *A patient-equivalent attenuation phantom for estimating patient exposures from automatic exposure controlled x-ray examinations of the abdomen and lumbo-sacral spine*. Med. Phys. 17 (1990), 448-453.
- 174 Crawley, M. T.; Mutch, S.; Nyekiowa, M.; Reddy, C.; Weatherburn, H.: *Calibration frequency of dose-area product meters*. Brit. J. Radiol. 74 (2001), 259-261.
- 175 Dosimetry Working Party of the Institute of Physical Sciences in Medicine: *National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology*. Institute of Physical Sciences in Medicine, National Radiological Protection Board, Chilton (1992).

- 176 Faulkner, K.; Busch, H. P.; Cooney, P.; Malone, J. F.; Marshall, N. W.; Rawlings, D. J.: *An international intercomparison of dose-area product meters*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 131-134.
- 177 Gallitzendorfer, V.: Persönliche Mitteilungen. Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital der Universität München (2004).
- 178 International Commission on Radiation Units and Measurements: *Measurement of Absorbed Dose in a Phantom Irradiated by a Single Beam of X or Gamma Rays*. ICRU Report 23 (1973).
- 179 International Commission on Radiation Units and Measurements: *Measurement of dose equivalents from external photon and electron radiations*. ICRU Report 47 (1992).
- 180 Juran, R.; Noel, A.; Olerud, H. M.: *European intercomparison of diagnostic dosimeters: Performance of the programme*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 81-86.
- 181 Kramer, H. M.: *European intercomparison of diagnostic dosimeters: Calibration of the reference dosimeters*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 75-79.
- 182 Kramer, H. M.: *Meßtechnische Beurteilung eines Detektors für ein Dosisflächenprodukt-Meßgerät*. In: Löster, W.; Drexler, G.; Stieve, F.-E.: *Die Messung des Dosisflächenproduktes in der diagnostischen Radiologie als Methode zur Ermittlung der Strahlenexposition*. Hoffmann Verlag Berlin (1995), 173-185.
- 183 Kramer, H. M.; Clark, M. J.; Hjademaal, O.; McClure, D. R.; Schmidt, Th.; Wucherer, M.: *An intercomparison of dosimeters used for testing diagnostic X-ray equipment*. In: Moores, B. M.; Wall, B. F.; Eriskat, H.; Schibilla, H. (Hrsg.): *Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. British Institute of Radiology, BIR-Report 20 (1989), 214-216.
- 184 Larsson, J. P.; Persliden, J.; Sandborg, M.; Carlsson, G. A.: *Transmission ionization chambers for measurements of air collision kerma integrated over beam area. Factors limiting the accuracy of calibration*. Phys. Med. Biol. 41 (1996), 2381-2398.
- 185 Lavoie, C.; Don, C.: *In vivo measurement method of ovarian dose during barium enema examinations*. Brit. J. Radiol. 70 (1997), 291-295.
- 186 Löster, W.; Drexler, G.; Stieve, F.-E. (Hrsg.): *Die Messung des Dosisflächenproduktes in der diagnostischen Radiologie als Methode zur Ermittlung der Strahlenexposition*. Hoffmann Verlag Berlin (1995).
- 187 Maier, W.: *Die Bedeutung des Dosisflächenproduktes für die Bestimmung der Patientenexposition in der Röntgendiagnostik*. In: Löster, W.; Drexler, G.; Stieve, F.-E.: *Die Messung des Dosisflächenproduktes in der diagnostischen Radiologie als Methode zur Ermittlung der Strahlenexposition*. Hoffmann Verlag Berlin (1995), 111-127.
- 188 Martin, C. J.: *Measurement of patient entrance surface dose rates for fluoroscopic x-ray units*. Phys. Med. Biol. 40 (1995), 823-834.
- 189 Martin, C. J.; Sutton, D. G.; Workman, A.; Shaw, A. J.; Temperton, D.: *Protocol for measurement of patient entrance surface dose rates for fluoroscopic X-ray equipment*. Brit. J. Radiol. 71 (1998), 1283-1287.
- 190 McDonald, S.; Martin, S. J.; Darragh, C. L.; Graham, D. T.: *Dose-area product measurements in paediatric radiography*. Brit. J. Radiol. 69 (1996), 318-325.
- 191 Nagel, H. D.: *Vorschläge zur Durchführung von Messungen und zur Wiedergabe der Ergebnisse*. In: Löster, W.; Drexler, G.; Stieve, F.-E.: *Die Messung des Dosisflächenproduktes in der diagnostischen Radiologie als Methode zur Ermittlung der Strahlenexposition*. Hoffmann Verlag Berlin (1995), 154-161.
- 192 Onnasch, D. G. W.; Schröder, F.; Fischer, G.; Kramer, H.-H.: *Fehlerhafte Dosismessungen bei kinderradiologischen Untersuchungen*. Fortschr. Röntgenstr. 176 (2004), 859-861.
- 193 Parry, C. K.; Chu, R. Y. L.; Eaton, B. G.; Chen, C.-Y.: *Measurement of Skin Entrance Exposure with a Dose-Area-Product Meter at Chest Radiography*. Radiology 201 (1996), 574-575.
- 194 Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau: *Service-Anleitung 3/75 zum Diamentor-D*. Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau KG, Freiburg/Breisgau (1975).
- 195 Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau: *Ergänzungen zur Gebrauchsanweisung Diamentor M4*. Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau, Freiburg/Breisgau.
- 196 Pychlau, P.: *Geschichte der Entwicklung des Dosisflächenproduktes und anderer verwandter Verfahren*. In: Löster, W.; Drexler, G.; Stieve, F.-E.: *Die Messung des Dosisflächenproduktes in der diagnostischen Radiologie als Methode zur Ermittlung der Strahlenexposition*. Hoffmann Verlag Berlin (1995), 49-52.
- 197 Sáez-Vergara, J. C.; Romero, A. M.; Fernández, C.; Gómez, S.; Vázquez, J.; Olivares, M. P.: *Dose measurements in a phantom simulating neonates by using different TL materials: LiF:Mg,Cu,P and LiF:Mg,Ti*. Radiat. Prot. Dosim. 85 (1999), 345-348.
- 198 Schmidt, Th.; Ewen, K.: *Aussagewert des Dosisflächenproduktes - Notwendigkeit der Messung des Dosisflächenproduktes*. In: Löster, W.; Drexler, G.; Stieve, F.-E.: *Die Messung des Dosisflächenpro-*

- duktes in der diagnostischen Radiologie als Methode zur Ermittlung der Strahlenexposition. Hoffmann Verlag Berlin (1995), 162-168.
- 199 Schneider, K.: *Die Bedeutung des Dosisflächenproduktes in der pädiatrischen Radiologie*. In: Löster, W.; Drexler, G.; Stieve, F.-E.: *Die Messung des Dosisflächenproduktes in der diagnostischen Radiologie als Methode zur Ermittlung der Strahlenexposition*. Hoffmann Verlag Berlin (1995), 73-77.
- 200 Schulz, R. J.; Gignac, C.: *Application of Tissue-Air Ratios for Patient Dosage in Diagnostic Radiology*. Radiology 120 (1976), 687-690.
- 201 Shrimpton, P. C.; Wall, B. F.: *An evaluation of the Diamentor transmission ionisation chamber in indicating exposure-area product ($R\text{ cm}^2$) during diagnostic radiological examinations*. Phys. Med. Biol. 27 (1982), 871-878.
- 202 Shrimpton, P. C.; Wall, B. F.; Fisher, E. S.: *The tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for x-rays of diagnostic qualities*. Phys. Med. Biol. 26 (1981), 133-139.
- 203 Shrimpton, P. C.; Wall, B. F.; Jones, D. G.; Fisher, E. S.: *The measurement of energy imparted to patients during diagnostic X-ray examinations using the Diamentor exposure-area product meter*. Phys. Med. Biol. 29 (1984), 1199-1208.
- 204 Söderberg, J.; Persliden, J.: *Comparison of a heterogeneous child phantom with paediatric patients*. Radiat. Prot. Dosim. 67 (1996), 257-261.
- 205 Stargardt, A.: *Zur Ermittlung des Dosisflächenproduktes bei Röntgenaufnahmen*. In: Löster, W.; Drexler, G.; Stieve, F.-E.: *Die Messung des Dosisflächenproduktes in der diagnostischen Radiologie als Methode zur Ermittlung der Strahlenexposition*. Hoffmann Verlag Berlin (1995), 53-64.
- 206 Theocharopoulos, N.; Perisinakis, K.; Damilakis, J.; Varveris, H.; Gourtsoyiannis, N.: *Comparison of four methods for assessing patient effective dose from radiological examinations*. Med. Phys. 29 (2002), 2070-2079.
- 207 Wagner, L. K.: *Studies on the performance of diagnostic ionisation air kerma meters in the United States*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 127-130.

Konversionsfaktoren.

- 208 Antoku, S.; Russell, W. J.: *Dose to the Active Bone Marrow, Gonads, and Skin from Roentgenography and Fluoroscopy*. Radiology 101 (1971), 669-678.
- 209 Archer, B. R.; Whitmore, R. C.; North, L. B.; Bushong, S. C.: *Bone Marrow Dose in Chest Radiography: The Posteroanterior vs. Anteroposterior Projection*. Radiology 133 (1979), 211-216.
- 210 Carlsson, G. A.; Carlsson, C. A.: *Relations between effective dose equivalent and mean absorbed dose (energy imparted) to patients in diagnostic radiology*. Phys. Med. Biol. 31 (1986), 911-921.
- 211 Carlsson, G. A.; Carlsson, C. A.; Persliden, J.: *Energy imparted to the patient in diagnostic radiology; calculation of conversion factors for determining the energy imparted from measurements of the air collision kerma integrated over beam area*. Phys. Med. Biol. 29 (1984), 1329-1341.
- 212 Chao, T. C.; Bozkurt, A.; Xu, X. G.: *Conversion coefficients based on the VIP-Man anatomical model and EGS4-VLSI code for external monoenergetic photons from 10 keV to 10 MeV*. Health Phys. 81 (2001), 163-183.
- 213 Dance, D. R.: *Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose*. Phys. Med. Biol. 35 (1990), 1211-1219.
- 214 Drexler, G.; Panzer, W.; Widenmann, L.; Williams, G.; Zankl, M.: *A catalogue of organ doses in diagnostic radiology*. Brit. J. Radiol. Suppl. 18 (1985), 105-106.
- 215 Drexler, G.; Panzer, W.; Stieve, F.-E.; Widenmann, L.; Zankl, M.: *Die Bestimmung von Organdosen in der Röntgendiagnostik*. Hoffmann Verlag Berlin (1993).
- 216 Fill, U. A.; Zankl, M.; Petoussi-Henß, N.; Siebert, M.; Regulla, D.: *Adult female voxel models of different stature and photon conversion coefficients for radiation protection*. Health Phys. 86 (2003), 253-272.
- 217 Fotakis, M.; Molyvda-Athanasopoulou, E.; Psarrakos, K.; Economou, I.: *Radiation doses to paediatric patients up to 5 years of age undergoing micturating cysturethrography examinations and its dependence on patient age: a Monte Carlo study*. Brit. J. Radiol. 76 (2003), 812-817.
- 218 Gkanatsios, N. A.; Huda, W.: *Computation of energy imparted in diagnostic radiology*. Med. Phys. 24 (1997), 571-579.
- 219 Golikov, V. Y.; Nikitin, V. V.: *Estimation of the mean organ doses and the effective dose equivalent from Rando Phantom measurements*. Health Phys. 56 (1989), 111-115.
- 220 Gray, J. E.; Ragozzino, M. W.; van Lysel, M. S.; Burke, T. M.: *Normalized Organ Doses for Various Diagnostic Radiologic Procedures*. Am. J. Radiol. 137 (1981), 463-470.
- 221 Hart, D.; Jones, D. J.; Wall, B. F.: *Estimation of effective dose in diagnostic radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements*. National Radiological Protection Board NRPB-R262 (1994).

- 222 Hart, D.; Jones, D. J.; Wall, B. F.: *Normalised organ doses for medical X-ray examinations calculated using Monte Carlo techniques*. National Radiological Protection Board (Software Report) NRPB-SR262 (1998).
- 223 Hart, D.; Jones, D. J.; Wall, B. F.: *Coefficients for Estimating Effective Doses from Pediatric X-ray Examinations*. National Radiological Protection Board NRPB-R279, ISBN 0-85951-390-4 (1996).
- 224 Hart, D.; Jones, D. J.; Wall, B. F.: *Normalized organ doses for paediatric x-ray examinations calculated using Monte Carlo techniques*. National Radiological Protection Board (Software Report) NRPB-SR279 (1996).
- 225 Huda, W.; Bissessur, K.: *Effective dose equivalents, H_E , in diagnostic radiology*. Med. Phys. 17 (1990), 998-1003.
- 226 Huda, W.; Gkanatsios, N. A.: *Effective dose and energy imparted in diagnostic radiology*. Med. Phys. 24 (1997), 1311-1316.
- 227 Huda, W.; Gkanatsios, N. A.: *Radiation dosimetry for extremity radiographs*. Health Phys. 75 (1998), 492-499.
- 228 Huda, W.; Sandison, G. A.: *Estimation of Mean Organ Doses in Diagnostic Radiology from Rando Phantom Measurements*. Health Phys. 47 (1984), 463-467.
- 229 International Commission on Radiological Protection: *Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation*. ICRP Publication 74, Pergamon Press, Oxford (1996).
- 230 Jones, D. G.; Wall, B. F.: *Organ doses from medical x-ray examinations calculated using Monte Carlo techniques*. National Radiological Protection Board, NRPB-R186 (1985).
- 231 Laws, P. W.; Rosenstein, M.: *A somatic dose index for diagnostic radiology*. Health Phys. 35 (1978), 629-642.
- 232 Le Heron, J. C.: *Estimation of effective dose to the patient during medical x-ray examinations from measurements of the dose-area product*. Phys. Med. Biol. 37 (1992), 2117-2126.
- 233 Le Heron, J. C.: *Xdose-Software*. National Radiation Laboratory, Ministry of Health, Christchurch, New Zealand.
- 234 Le Heron, J. C.: *Childose-Software*. National Radiation Laboratory, Ministry of Health, Christchurch, New Zealand (1996).
- 235 Marshall, N. W.; Faulkner, K.: *Normalized organ dose data measured as a function of field size for abdominal examinations*. Phys. Med. Biol. 38 (1993), 1131-1136.
- 236 Marshall, N. W.; Faulkner, K.; Busch, H. P.; Marsh, D. M.; Pfenning, H.: *A comparison of two methods for estimating effective dose in abdominal radiology*. Radiat. Prot. Dosim. 57 (1995), 367-369.
- 237 Persliden, J.; Sandborg, M.: *Conversion factors between energy imparted to the patient and air collision kerma integrated over beam area in pediatric radiology*. Acta Radiologica 34 (1993), 92-98.
- 238 Petoussi-Henß, N.; Panzer, W.; Zankl, M.; Drexler, G.: *Dose-area product and body doses*. Radiat. Prot. Dosim. 57 (1995), 363-366.
- 239 Petoussi, N.; Zankl, M.; Stieve, F.-E.; Drexler, G.: *Patient organ doses for proposed technical parameters and their variation*. In: Moores, B. M.; Wall, B. F.; Eriskat, H.; Schibilla, H. (Hrsg.): *Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. British Institute of Radiology, BIR-Report 20 (1989), 246-249.
- 240 Reece, W. D.; Poston, J. W.; Xu, X. G.: *Determining the effective dose equivalent for external photon radiation: Calculational results for beam and point source geometries*. Radiat. Prot. Dosim. 55 (1994), 5-21.
- 241 Rosenstein, M.: *Organ Doses in Diagnostic Radiology*. HEW Publication (FDA) 76-8030. U.S. Department of Health, Education, and Welfare, Public Health Service, Food and Drug Administration (FDA), Bureau of Radiological Health, Rockville, MD (1976).
- 242 Rosenstein, M.: *Handbook of Selected Organ Doses for Projections Common in Pediatric Radiology*. HEW Publication (FDA) 79-8079, U.S. Department of Health, Education, and Welfare, Public Health Service, Food and Drug Administration (FDA), Bureau of Radiological Health, Rockville, MD (1979).
- 243 Rosenstein, M.: *Handbook of Selected Tissue Doses for Projections Common in Diagnostic Radiology*. HHS Publication (FDA) 89-8031. U.S. Department of Health, Education, and Welfare, Public Health Service, Food and Drug Administration (FDA), Center for Devices and Radiological Health, Rockville, MD (1988).
- 244 Rosenstein, M.; Suleiman, O. H.; Burkhart, R. L.; Stern, S. H.; Williams, G.: *Handbook of Selected Tissue Doses for the Upper Gastrointestinal Fluoroscopic Examination*. HHS Publication (FDA) 92-8282, U.S. Department of Health, Education, and Welfare, Public Health Service, Food and Drug Administration (FDA), Center for Devices and Radiological Health, Rockville, MD (1992).

- 245 Schmidt, P. W. E.; Dance, D. R.; Skinner, C. L.; Castellano-Smith, I. A.; McNeill, J. G.: *Conversion factors for the estimation of effective dose in paediatric cardiac angiography*. Phys. Med. Biol. 45 (2000), 3095-3107.
- 246 Schultz, F. W.; Geleijns, J.; Zoetelief, J.: *Calculation of dose conversion factors for posterior-anterior chest radiography of adults with a relatively high-energy X-ray spectrum*. Brit. J. Radiol. 67 (1994), 775-785.
- 247 Servomaa, A.; Kainulainen, E.: *Calculation of patient dose and somatic dose index due to roentgen examinations*. Med. Phys. 12 (1985), 1-4.
- 248 Servomaa, A.; Tapiovaara, M.: *Organ dose calculation in medical X-ray examinations by the program PCXMC*. Radiat. Prot. Dosim. 80 (1998), 213-219.
- 249 Seuntjens, J.; Thierens, H.; Van der Plaetsen, A.; Segaert, O.: *Conversion factor f for x-ray beam qualities, specified by peak tube potential and HVL value*. Phys. Med. Biol. 32 (1987), 595-603.
- 250 Tapiovaara, M.; Lakkisto, M.; Servomaa, A.: *PCXMC. A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations*. Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety, Säteilyturvakeskus (STUK), Report STUK A-139 (1997).
- 251 Toivonen, M.; Aschan, C.; Rannikko, S.; Karila, K.; Savolainen, S.: *Organ dose determinations of x ray examinations using TL detectors for verification of computed doses*. Radiat. Prot. Dosim. 66 (1996), 289-294.
- 252 Wise, K. N.; Sandborg, M.; Persliden, J.; Carlsson, G. A.: *Sensitivity of coefficients for converting entrance surface dose and kerma-area product to effective dose and energy imparted to the patient*. Phys. Med. Biol. 44 (1999), 1937-1954.
- 253 Yakoumakis, E.; Tsalafoutas, I. A.; Nikolaou, D.; Nazos, I.; Koulentianos, E.; Proukakis, C.: *Differences in effective dose estimation from dose-area product and entrance surface dose measurements in intravenous urography*. Brit. J. Radiol. 74 (2001), 727-734.
- 254 Yamaguchi, Y.: *Age-dependent effective doses for external photons*. Radiat. Prot. Dosim. 55 (1994), 123-129.
- 255 Zankl, M.: Persönliche Mitteilung. Institut für Strahlenschutz, GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg (2005).
- 256 Zankl, M.; Eckerl, H.; Drexler, G.: *Organdosen in der Röntgendiagnostik*. Medizinische Physik 84 (1984), 603-606.
- 257 Zankl, M.; Fill, U.; Hoeschen, C.; Panzer, W.; Regulla, D.: *Average glandular dose conversion coefficients for segmented breast voxel models*. Radiat. Prot. Dosim. (to be published 2004).
- 258 Zankl, M.; Fill, U.; Petoussi-Henß, N.; Regulla, D.: *Organ dose conversion coefficients for external photon irradiation of male and female voxel models*. Phys. Med. Biol. 47 (2002), 2367-2385.

Dosimetrische Tabellenwerke.

- 259 Birch, R.; Marshall, M.; Ardran, G. M.: *Catalogue of spectra for diagnostic x-rays*. London, Hospital Physicist's Association, HPA Scientific Report 30 (1979).
- 260 Bohmann, I.: *Ermittlung des Durchstrahlungsdurchmessers bei Säuglingen, Kindern und Jugendlichen zur Aufstellung von Belichtungswerten in der Röntgendiagnostik und Abschätzung der Organdosiswerte bei typischen Röntgenuntersuchungen*. GSF-Bericht 16/90 (1990).
- 261 Grosswendt, B.: *Backscatter factors for x-rays generated at voltages between 10 and 100 kV*. Phys. Med. Biol. 29 (1984), 579-591.
- 262 Grosswendt, B.: *Dependence of the photon backscatter factor for water on source-to-phantom distance and irradiation field size*. Phys. Med. Biol. 35 (1990), 1233-1245.
- 263 Grosswendt, B.: *Dependence of the photon backscatter factor for water on irradiation field size and source-to-phantom distances between 1.5 and 10 cm*. Phys. Med. Biol. 38 (1993), 305-310.
- 264 Harrison, R. M.: *Central-axis depth-dose data for diagnostic radiology*. Phys. Med. Biol. 26 (1981), 657-670.
- 265 Harrison, R. M.: *Backscatter factors for diagnostic radiology (1-4 mm Al HVL)*. Phys. Med. Biol. 27 (1982), 1465-1474.
- 266 Harrison, R. M.: *Tissue-air ratios and scatter-air ratios for diagnostic radiology (1 mm - 4 mm Al HVL)*. Phys. Med. Biol. 28 (1983), 1-18.
- 267 Hubbell, J. H.: *Photon Mass Attenuation and Energy-absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV*. J. Appl. Radiat. Isot. 33 (1982), 1269-1290.
- 268 Hubbell, J. H.; Seltzer, S. M.: *Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass-energy absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements $Z = 1$ to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest*. National Institute of Standards and Technology, NISTIR 5632 (1995).
- 269 Klevenhagen, S. C.: *Experimentally determined backscatter factors for x-rays generated at voltages between 16 and 140 keV*. Phys. Med. Biol. 34 (1989), 1871-1882.

- 270 Leetz, H.-K.; Schmidt, E.-L.: *Beschreibung von Dosisverteilungen bei röntgendiagnostischen Strahlenqualitäten im homogenen Wasserphantom durch ein System empirischer Näherungsfunktionen*. Röntgenpraxis 32 (1979), 288-294.
- 271 Panzer, W.; Petoussi, N.: *Diagnostic x ray spectra behind phantom and antiscatter grid*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 151-154.
- 272 Petoussi, N.; Zankl, M.; Panzer, W.; Drexler, G.; Nette, P.: *Photon spectra in standard dosimetric or imaging phantoms calculated with Monte Carlo methods*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 147-149.
- 273 Petoussi-Henß, N.; Zankl, M.; Drexler, G.; Panzer, W.; Regulla, D.: *Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods*. Phys. Med. Biol. 43 (1998), 2237-2250.
- 274 Säbel, M.; Bednar, W.; Weishaar, J.: *Untersuchungen zur Strahlenexposition der Leibesfrucht bei Röntgenuntersuchungen während der Schwangerschaft. I. Mitteilung: Gewebe-Luft-Verhältnisse für Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen zwischen 60 kV und 120 kV*. Strahlentherapie 156 (1980), 502-508.
- 275 Seelentag, W. W.; Panzer, W.; Drexler, G.; Platz, L.; Santner, F.: *A Catalogue of Spectra for the Calibration of Dosemeters*. GSF-Bericht 560, GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit Neuherberg (1979).

10.4. Strahlenexposition in der konventionellen Röntgendiagnostik

Nationale und internationale Studien zur Strahlenexposition in der Erwachsenenradiologie.

- 276 Bauer, B.; Bernhardt, J. H.; Tsavachidis, C.: *Erhebungen zur Häufigkeit und Altersverteilung von Röntgen- und Alternativuntersuchungen in den alten Bundesländern*. In: Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (Hrsg.): *Strahlenexposition in der medizinischen Diagnostik*. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Band 30, Gustav-Fischer Verlag Stuttgart - Jena - New York (1995), 161-178.
- 277 Bauer, B.; Tsachavidis, C.: *Häufigkeit von Röntgen- und Alternativuntersuchungen*. Röntgenpraxis 46 (1993), 25-30.
- 278 Beentjes, L. B.; Glas, J. A.: *An Estimate of the Somatically Effective Dose From Diagnostic Radiology in the Netherlands During 1976-1980*. Health Phys. 47 (1984), 299-304.
- 279 Beentjes, L. B.; Timmermans, C. W. M.: *Annual Frequency of Diagnostic x-ray Examinations in the Netherlands*. Health Phys. 59 (1990), 357-358.
- 280 Beentjes, L. B.; Timmermans, C. W. M.: *Patient doses in the Netherlands*. Radiat. Prot. Dosim. 36 (1991), 265-268.
- 281 Benassai, S.; Dorici, F.; Susanna, A.; Indovina, P. L.; Pugliani, L.; Salvadori, P.; Prozzo, E.: *Some results on radiation exposure of the Italian population due to medical diagnostic examination in 1974*. Health Phys. 32 (1977), 403-413.
- 282 Benedettini, M.; Lefaire, C.; Maccia, C.; Fagnani, F.: *Evaluation de la dose délivrée à la moëlle rouge par le radiodiagnostic en France en 1982*. Centre d'étude sur l'Evaluation de la Protection dans le domaine Nucléaire (CEPN), CEPN-R87, Fontanay-aux-Roses, France (1985).
- 283 Bengtsson, G.; Blomgren, P.-G.; Bergman, K.; Aberg, L.: *Patient exposures and radiation risks in Swedish diagnostic radiology*. Acta Radiol. Oncol. 17 (1978), 81-105.
- 284 Bernhardt, J. H.; Veit, R.; Bauer, B.: *Erhebungen zur effektiven Dosis und zur Kollektivdosis bei der Röntgendiagnostik in den alten Bundesländern*. In: Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (Hrsg.): *Strahlenexposition in der medizinischen Diagnostik*. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Bd. 30, Gustav-Fischer Verlag Stuttgart - Jena - New York (1995), 179-204.
- 285 Bernhardt, J. H.; Veit, R.; Bauer, B.: *Erhebungen zur Strahlenexposition der Patienten bei der Röntgendiagnostik*. Z. Med. Phys. 5 (1995), 33-39.
- 286 Broadhead, D. A.; Chapple, C.-L.; Faulkner, K.; Davies, M. L.; McCallum, H.: *The impact of cardiology on the collective effective dose in the North of England*. Brit. J. Radiol. 70 (1997), 492-497.
- 287 Brugmans, M. J. P.; Buijs, W. C. A. M.; Geleijns, J.; Lembrechts, J.: *Population exposure to diagnostic use of ionizing radiation in the Netherlands*. Health Physics 82 (2002), 500-509.
- 288 Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (Hrsg.): *Strahlenexposition in der medizinischen Diagnostik*. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Band 30, Gustav-Fischer Verlag Stuttgart - Jena - New York (1995).
- 289 Burkhart, R.: *Nationwide Evaluation of X-ray Trends (NEXT); Eight Years of Data (1974-1981)*. Office of Training and Assistance, National Technical Information Service, Springfield, PB 84-189281.
- 290 Contento, G.; Malisan, M. R.; Padovani, R.; Maccia, C.; Wall, B. F.; Shrimpton, P. C.: *A comparison of diagnostic radiology practice and patient exposure in Britain, France and Italy*. Brit. J. Radiol. 51 (1988), 143-152.

- 291 Drexler, G.; Da Cunha, P. G.; Peixoto, J. E.: *Medical and occupational exposures in Brazil*. Radiat. Prot. Dosim. 36 (1991), 101-105.
- 292 Freitas, M. B.; Yoshimura, E. M.: *An overview of doses to patients and irradiation conditions of diagnostic chest X ray examinations carried out in hospitals of the city of Sao Paulo, Brazil*. Radiat. Prot. Dosim. 103 (2003), 141-148.
- 293 Gallini, R. E.; Belletti, S.; Berna, V.; Giugni, U.; Mascaro, L.: *Quality-assurance planning in diagnostic radiology*. In: Moores, B. M.; Wall, B. F.; Eriskat, H.; Schibilla, H. (Hrsg.): *Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. British Institute of Radiology, BIR-Report 20 (1989), 210-212.
- 294 Geleijns, J.; Broerse, J. J.; Chandie-Shaw, M. P.; Schultz, F. W.; Teeuwisse, W.; van Unnik, J. G.; Zoetelief, J.: *Patient Dose due to Colon Examination: Dose Assessment and Results from a Survey in The Netherlands*. Radiology 204 (1997), 553-559.
- 295 Geleijns, J.; Broerse, J. J.; Chandie-Shaw, M. P.; Schultz, F. W.; Teeuwisse, W.; van Unnik, J. G.; Zoetelief, J.: *A comparison of patient dose for examinations of the upper gastrointestinal tract at 11 conventional and digital X-ray units in The Netherlands*. Brit. J. Radiol. 71 (1998), 745-753.
- 296 Gonzalez-Vila, V.; Fernandez, A.; Rivera, F.; Martinez, M.; Gomez, A.; Luis, J.: *Conventional radiology and genetic dose*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 59-60.
- 297 Griebel, J.; Bauer, B.: *Medizinisches Röntgen - Strahlenexposition der Bevölkerung: Auswertung der Daten für 1997*. BfS-Jahresbericht 2000, Bundesamt für Strahlenschutz (2000).
- 298 Gron, P.; Olerud, H. M.; Einarsson, G.; Leitz, W.; Servomaa, A.; Schoultz, B. W.; Hjärdemaal, O.: *A Nordic survey of patient doses in diagnostic radiology*. Eur. Radiol. 10 (2000), 1988-1992.
- 299 Gustafsson, M.: *Energy imparted in Roentgen diagnostic procedures. Results of two surveys during the periods 1958-1960 and 1974-1976 related to technical modifications*. Acta Radiologica Diagn. 20 (1979), 123-144.
- 300 Hamm, K.: *Mangelhafte Datenbasis zur medizinischen Strahlenexposition*. Der Radiologe 12 (2003), M182-M186.
- 301 Harrison, R. M.; Clayton, C. B.; Day, M. J.; Owen, J. P.; York, M. F.: *A survey of radiation doses to patients in five common diagnostic examinations*. Br. J. Radiol. 56 (1983), 383-395.
- 302 Harrison, R. M.; Faulkner, K.; Davies, M. L.; Chapple, C. L.; Robson, K. J.; Broadhead, D. A.: *Patient dosimetry in diagnostic radiology - some practical considerations in an NHS Region*. J. Radiol. Prot. 15 (1995), 203-216.
- 303 Hart, D. et al.: *An Update of the Frequency of Medical and Dental X-ray Examinations in Great Britain: 1983*. National Radiological Protection Board NRPB-R201 (1986).
- 304 Hart, D. et al.: *Dose to Patients from Medical X-ray Examinations in the UK: 1995 Review*. National Radiological Protection Board NRPB-R289 (1996).
- 305 Hart, D.; Le Heron, J. C.: *The distribution of medical x-ray doses amongst individuals in the British population*. Br. J. Radiol. 65 (1992), 996-1002.
- 306 Hart, D.; Wall, B. F.: *Radiation Exposure of the UK Population from Medical and Dental X-ray Examinations*. National Radiological Protection Board NRPB-W4, ISBN 0-85951-468-4 (2001).
- 307 Havukainen, R.; Pirinen, M.: *Patient dose and image quality in five standard x-ray examinations*. Med. Phys. 20 (1993), 813-817.
- 308 Huda, W.; Sourkes, A. M.: *Radiation doses from chest x rays in Manitoba*. Radiat. Prot. Dosim. 28 (1989), 303-308.
- 309 Hughes, J. S.; O'Riordan, M. C.: *Radiation Exposure of the UK Population: 1993 Review*. National Radiological Protection Board NRPB-R263 (1993).
- 310 Hughes, J. S.; Shaw, K. B.; O'Riordan, M. C.: *Radiation Exposure of the UK Population: 1988 Review*. National Radiological Protection Board NRPB-R227 (1989).
- 311 Johnson, D. W.; Goetz, W. A.: *Patient exposure trends in medical and dental radiography*. Health Phys. 50 (1986), 107-116.
- 312 Kamman, R. L.; Geleijns, J.; Berting, R.; van der Brink, H. A.: *An approach for rapid establishment of patient effective dose during radiology and results for two large university hospitals*. Radiat. Prot. Dosim. 90 (2000), 145-147.
- 313 Kaul, A.; Bauer, B.; Bermhardt, J.; Noßke, D.; Veit, R.: *Effective doses to members of the public from the diagnostic application of ionizing radiation in Germany*. Eur. Radiol. 7 (1997), 1127-1132.
- 314 Leitz, W. K.; Hedberg-Vikström, B. R. K.; Conway, B. J.; Showalter, C. K.; Rueter, F. G.: *Assessment and comparison of chest radiography techniques in the United States and Sweden*. Brit. J. Radiol. 63 (1990), 33-40.
- 315 Loose, R.: *Medizinische Strahlenexposition in Deutschland*. Fortschr. Röntgenstr. 175 (2003), 1453-1456.

- 316 Maccia, C.: *Trends in medical diagnostic radiology in France: comparison of patient age distribution between 1982 and 1988*. Radiat. Prot. Dosim. 36 (1991), 253-256.
- 317 Maccia, C.; Ariche-Cohen, M.; Nadeuu, X.; Severo, C.: *The 1991 CEC trial on quality criteria for diagnostic radiographic images*. Radiat. Prot. Dosim. 57 (1995), 111-117.
- 318 Maccia, C.; Benedittini, M.; Lefaire, C.; Fagnani, F.: *Doses to patients from diagnostic radiology in France*. Health Phys. 54 (1988), 397-408.
- 319 Maitino, A. J.; Levin, D. C.; Parker, L.; Rao, V. M.; Sunshine, J. H.: *Nationwide Trends in Rates of Utilization of Noninvasive Diagnostic Imaging among the Medicare Population between 1993 and 1999*. Radiology 227 (2003), 113-117.
- 320 Martin, C. J.; Hunter, S.: *Reduction of patient doses from barium meal and barium enema examinations through changes in equipment factors*. Brit. J. Radiol. 67 (1994), 1196-1205.
- 321 Maruyama, T.; Kumamoto, Y.; Noda, Y.; Iwai, K.; Mase, N.; Nishizawa, K.; Furuya, Y.: *Determinations of organ or tissue doses and collective effective dose equivalent from diagnostic x ray examinations in Japan*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 213-216.
- 322 Mettler, F. A.: *Diagnostic Radiology: usage and Trends in the United States, 1964-1980*. Radiology 162 (1987), 263-266.
- 323 Mini, R.: *Die Belastung der Schweizer Bevölkerung durch diagnostische Röntgenuntersuchungen*. Röntgen-Bl. 43 (1990), 121-129.
- 324 Mini, R.: *Strahlenexpositionen in der Röntgendiagnostik*. In: Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (Hrsg.): *Strahlenexposition in der medizinischen Diagnostik*. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Band 30, Gustav-Fischer Verlag Stuttgart - Jena - New York (1995), 49-74.
- 325 Moores, B. M.; Wall, B. F.; Eriskat, H.; Schibilla, H. (Hrsg.): *Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. British Institute of Radiology, BIR-Report 20 (1989).
- 326 National Council for Radiation Protection: *Exposure of the U.S. Population from diagnostic medical radiation*. NCRP Report 100 (1989).
- 327 Olerud, H. M.; Saxebol, G.: *Diagnostic radiology in Norway from 1983 to 1993 - examination frequency and collective effective dose to patients*. Radiat. Prot. Dosim. 74 (1997), 247-260.
- 328 Ortiz, P.; Maccia, C.: *IAEA-CEC coordinated research programme on radiation doses in diagnostic radiology and methods for reduction*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 69-70.
- 329 Padovani, R.; Contento, G.; Fabretto, M.; Malisan, M. R.; Barbina, V.; Gozzi, G.: *Patient doses and risks from diagnostic radiology in North-east Italy*. Brit. J. Radiol. 60 (1987), 155-165.
- 330 Padovani, R.; Quai, E.; de Guarrini, F.; Bregant, P.; Rocco, G.: *Valutazione della dose alla popolazione della regione Friuli-Venezia Giulia da indagini mediche con radiazioni ionizzanti*. SO di Fisica Sanitaria, A.O. S. Maria della Misericordia, Udine (2003).
- 331 Pellet, S.; Giczi, F.; Ballay, L.; Motoc, A.; Pécsi, Zs.; Temesi, A.: *Hungarian patient dose survey for photofluorography applied in a mass chest screening programme*. Radiat. Prot. Dosim. 80 (1998), 115-116.
- 332 Poretti, G. G.: *Radiation exposure of a population due to diagnostic x-ray examinations: some critical remarks*. Phys. Med. Biol. 30 (1985), 1017-1027.
- 333 Rainbow, A. J.; Cockshott, W. P.: *A 13-year regional survey of patient exposure in diagnostic radiology*. In: Moores, B. M.; Wall, B. F.; Eriskat, H.; Schibilla, H. (Hrsg.): *Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. British Institute of Radiology, BIR-Report 20 (1989), 177-180.
- 334 Rannikko, S.: *Problems concerning the assessment of the radiation dose to a population as a result of x-ray examinations*. Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety, Säteilyturvakeskus (STUK), Report STUK A-37 (1981).
- 335 Rannikko, S.; Heinamaa, R.: *Number of medical X-ray examinations, their distribution and doses to bone marrow in 1978*. Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety, Säteilyturvakeskus (STUK), Report STUK A-36 (1981).
- 336 Rannikko, S.; Karila, K. T. K.; Toivonen, M.: *Patient and population doses of X-ray diagnostics in Finland*. Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety, Säteilyturvakeskus (STUK), Report STUK A-144 (1997).
- 337 Rannikko, S.; Servomaa, A.; Ermakov, I.; Masarskii, L.; Saltukova, L.; Razumnaya, M.; Nikitin, V.: *Calculation of the estimated collective effective dose equivalent (S_E) due to x-ray diagnostic examinations - estimate of the S_E in Finland*. Health Phys. 53 (1987), 31-36.
- 338 Regulla, D.; Eder, H.: *Patient exposure in medical X-ray imaging in Europe*. Radiat. Prot. Dosim. 114 (2005), 11-25.

- 339 Regulla, D.; Griebel, J.; Noßke, D.; Bauer, B.; Brix, G.: *Entwicklung der Patientenexposition in der diagnostischen Radiologie und Nuklearmedizin*. In: Strahlenschutz in Forschung und Praxis Bd. 45, Urban & Fischer München-Jena (2002).
- 340 Regulla, D.; Griebel, J.; Noßke, D.; Bauer, B.; Brix, G.: *Erfassung und Bewertung der Patientenexposition in der diagnostischen Radiologie und Nuklearmedizin*. Z. Med. Phys. 13 (2003), 127-135.
- 341 Rueter, F. G.; Conway, B. J.; McCrohan, J. L.; Slayton, R. J.; Suleiman, O. H.: *Assessment of skin entrance kerma in the United States: The nationwide evaluation of x ray trends (NEXT)*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 71-73.
- 342 Rueter, F. G.; Conway, B. J.; McCrohan, J. L.; Suleiman, O. H.: *Average radiation exposure values for three diagnostic radiographic examinations*. Radiology 177 (1990), 341-345.
- 343 Schibilla, H.: *Die medizinische Strahlenexposition in der Röntgendiagnostik: Vergleich von Daten aus verschiedenen Mitgliedstaaten der Europäischen Union*. In: Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (Hrsg.): *Strahlenexposition in der medizinischen Diagnostik*. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Band 30, Gustav-Fischer Verlag Stuttgart - Jena - New York (1995), 205-222.
- 344 Schmidt, Th.; Zeitler, E.: *Die Strahlenexposition der Bevölkerung durch Untersuchung der Thoraxorgane*. Fortschr. Röntgenstr. 138 (1983), 422-426.
- 345 Schwarz, E.-R.; Tsavachidis, C.; Hinz, G.; Eigelsreiter, H.: *Strahlenexposition von Patienten durch medizinische Maßnahmen*. Forschungsbericht des Instituts für Strahlenhygiene des Bundesgesundheitsamtes, ISH-Heft 104 (1987).
- 346 Serro, R.; Carreiro, J. V.; Galvão, J. P.; Reis, R.: *Population dose assessment from radiodiagnosis in Portugal*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 65-68.
- 347 Shleien, B.; Tucker, T. T.; Johnson, D. W.: *The mean active bone marrow dose to the adult population of the United States from diagnostic radiology*. Helv. Phys. 34 (1978), 587-601.
- 348 Shrimpton, P. C. et al.: *A National Survey of Doses to Patients Undergoing a Selection of Routine X-Ray Examinations in English Hospitals*. National Radiological Protection Board NRPB-R200 (1986).
- 349 Shrimpton, P. C.; Wall, B. F.: *Preliminary observations on the relationship between patient exposure and imaging techniques in a sample of British hospitals*. Brit. J. Radiol. Supplement 18 (1985), 127-129.
- 350 Shrimpton, P. C.; Wall, B. F.; Fisher, E. S.; Jones, D. G.; Harrison, R. M.: *NRPB/HPA survey of somatic doses to patients from x-ray examinations*. Phys. Med. Biol. 29 (1984), 171.
- 351 Shrimpton, P. C.; Wall, B. F.; Jones, D. G.; Fisher, E. S.; Hillier, M. C.; Kendall, G. M.; Harrison, R. M.: *Doses to patients from routine diagnostic X-ray examinations in England*. British J. Radiat. 59 (1986), 749-758.
- 352 Shrimpton, P. C.; Wall, B. F.; Hart, D.: *Diagnostic medical exposures in the U.K.* Appl. Rad. Isot. 50 (1999), 261-269.
- 353 Stieve, F.-E.: *Kritische Bewertung aktueller Gesichtspunkte zur Strahlenexposition in der Medizin*. In: Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (Hrsg.): *Strahlenexposition in der medizinischen Diagnostik*. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Band 30, Gustav-Fischer Verlag Stuttgart - Jena - New York (1995), 439-462.
- 354 Suleiman, O. H.; Antonsen, R.; Conway, B.; McCrohan, J.; Rueter, F.; Slayton, R.: *Assessing patient exposure in fluoroscopy*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 251-252.
- 355 Suleiman, O. H.; Conway, B. J.; Quinn, P.; Antonsen, R. A.; Rueter, F. G.; Slayton, R. J.; Spelic, D. C.: *Nationwide Survey of Fluoroscopy: Radiation Dose and Image Quality*. Radiology 203 (1997), 471-476.
- 356 Suleiman, O. H.; Stern, S. H.; Spelic, D. C.: *Patient dosimetry activities in the United States: the nationwide evaluation of X-ray trends (NEXT) and tissue dose handbooks*. Appl. Radiat. Isot. 50 (1999), 247-259.
- 357 Supe, S. J.; Iyer, P. S.; Sasane, J. B.; Sawant, S. G.; Shirva, V. K.: *Estimation and significance of patient doses from diagnostic x ray practices in India*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 209-211.
- 358 Tanner, R. J.; Wall, B. F.; Shrimpton, P. C.; Hart, D.; Bungay, D. R.: *Frequency of Medical and Dental X-ray Examinations in the UK*. National Radiological Protection Board NRPB-R320 (2000).
- 359 Taylor, F. E.; Webb, G. A. M.: *Radiation Exposure of the UK Population*. National Radiological Protection Board NRPB-R77 (1978).
- 360 United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation: *Sources and Effects of Ionizing Radiation*. UNSCEAR 1993 Report to the General Assembly, United Nations Publication E.94.IX.2, ISBN 92-1-142200-0 (1993).
- 361 Vaas, L. H.; Blaauboer, R. O.; Leenhouts, H. P.: *Radiation sources, doses and dose distributions in the Netherlands*. Radiat. Prot. Dosim. 36 (1991), 89-92.
- 362 Van Kempen, R. J.: *Pattern of diagnostic procedures in radiology in The Netherlands*. Radiat. Prot. Dosim. 36 (1991), 257-259.

- 363 Vanó, E.; González, L.; Calzado, A.; Morán, P.; Delgado, V.: *Some indicative parameters on diagnostic radiology in Spain: first dose estimations*. Brit. J. Radiol. 62 (1989), 20-26.
- 364 Vanó, E.; González, L.; Calzado, A.; Delgado, V.; Morán, P.: *Some results of a patient dose survey in the area of Madrid*. In: Moores, B. M.; Wall, B. F.; Eriskat, H.; Schibilla, H. (Hrsg.): *Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. British Institute of Radiology, BIR-Report 20 (1989), 180-185.
- 365 Vanó, E.; González, L.; Guibelalde, E.; Fernández, J. M.; Calzado, A.; Ruiz, M. J.: *Some results from a diagnostic radiology optimisation programme in the Madrid area*. Radiat. Prot. Dosim. 57 (1995), 289-292.
- 366 Vanó, E.; Oliete, S.; González, L.; Guibelalde, E.; Velasco, A.; Fernández, J. M.: *Image quality and dose in lumbar spine examinations: results of a 5 year quality control programme following the European quality criteria trial*. Brit. J. Radiol. 68 (1995), 1332-1335.
- 367 Vanó, E.; Velasco, A.; Morán, P.; González, L.; Alvarez-Pedrosa, C. S.: *Evolution of diagnostic radiology in a big hospital during a 5 year period, and the derived collective dose*. Brit. J. Radiol. 66 (1993), 892-898.
- 368 Veit, R.; Griebel, J.; Bauer, B.: *Patientenexposition in der Röntgendiagnostik*. In: Gottschild, D.; Reiners, Ch.: *Ganzkörperbestrahlung - Strahlenschutzsubstanzen - Strahlenexposition in der Diagnostik, Reihe "Strahlenschutz in Forschung und Praxis", Band 44*, Verlag Urban & Fischer, München - Jena (2001), 95-101.
- 369 Wall, B. F.: *British medical X ray statistics and their relevance for radiation protection policies*. Radiat. Prot. Dosim. 36 (1991), 303-307.
- 370 Wall, B. F. Hillier, M. C.; Kendall, G. M.: *An Update on the Frequency of Medical and Dental X-ray Examinations in Great Britain: 1983*. National Radiological Protection Board NRPB-R201 (1986).
- 371 Wall, B. F.; Shrimpton, P. C.: *Patient dose protocols and trends in the UK*. Radiat. Prot. Dosim. 57 (1995), 359-362.
- 372 Warren-Forward, H. M.; Bradley, D. A.: *A pilot study of chest x-ray doses and dose variability withing the West Midlands Regional Health Authority*. J. Radiol. Prot. 13 (1993), 267-274.
- 373 Warren-Forward, H. M.; Mc Keeney, D. B.: *Towards reduction of patient exposure in medical diagnostic radiology*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 283-286.
- 374 Wochos, J. F.; Detorie, N. A.; Cameron, J. R.: *Patient exposure from diagnostic x-rays: An analysis of 1972-1975 NEXT data*. Health Phys. 36 (1979), 127-134.

Nationale und internationale Studien zur Strahlenexposition in der pädiatrischen Radiologie.

- 375 Almén, A.; Lööf, M.; Mattsson, S.: *Examination technique, image quality, and patient dose in paediatric radiology*. Acta Radiologica 37 (1996), 337-342.
- 376 Beentjes, L. B.; Timmermans, C. W. M.: *Age and sex specific radiographic examination frequency in the Netherlands*. Brit. J. Rad. 63 (1990), 691-697.
- 377 Brown, P. H.; Silberberg, P. J.; Thomas, R. D.; Strife, J. L.; Towbin, R. B.: *A multihospital survey of radiation exposure and image quality in pediatric fluoroscopy*. Pediatr. Radiol. 30 (2000), 236-242.
- 378 Ernst, G.; Schneider, K.; Kohn, M. M.: *Strahlenbelastung in der Kinderradiologie - Ergebnisse Europäischer Feldstudien (1989 - 1995)*. mta 13 (1998), 730-736.
- 379 Fichtner, C.; Schneider, K.; Freidhof, C.; Endemann, B.; Horwitz, A. E.; Kohn, M. M.; Fendel, H.: *Critical Analysis of Field Size in Chest X-rays of Infants - a EC-wide Survey in Children's Clinics*. Eur. Radiol. Suppl. 3 (1993), 389.
- 380 Geleijns, J.; Broerse, J. J.; van Vliet, M.; López, M.; Zonderland, H. M.: *Assessment of the effective dose in paediatric radiology: a survey at 14 Dutch hospitals*. Radiat. Prot. Dosim. 90 (2000), 135-140.
- 381 Griebel, G.: *Variation von Feldgröße und Dosis bei Röntgen-Thoraxaufnahmen beim 5 Jahre alten Kind - kritische Analyse einer Feldstudie in europäischen Kinderkliniken*. Dissertation, Universität München (2001).
- 382 Hart, D.; Hillier, M. C.; Wall, B. F.: *Doses to Patients from Medical X-ray Examinations in the UK - 2000 Review*. National Radiological Protection Board NRPB-W14, ISBN 0-85951-485-4 (2002).
- 383 Hashizume, T.; Kato, Y.; Maroyama, T.; Kumamoto, Y.; Shiragai, A.; Nishimura, A.: *Population mean marrow dose and leukaemia significant dose from diagnostic medical X-ray examinations in Japan, 1969*. Health Phys. 23 (1972), 845-853.
- 384 Hintenlang, K. M.; Williams, J. L.; Hintenlang, D. E.: *A survey of radiation dose associated with pediatric plain-film chest X-ray examinations*. Pediatr. Radiol. 32 (2002), 771-777.
- 385 Höfle, M.: *Untersuchung über die Patientendosis und die Bildqualität bei häufigen Röntgenaufnahmen im Säuglingsalter in Kliniken der alten Bundesländer mit Leitung durch einen Pädiater oder einen Radiologen*. Dissertation, Universität München (1993).

- 386 Hunt, A. J.; Hince, A. J.: *Survey of neonatal radiographic practice in the UK*. Brit. J. Radiol. 67 (1994), C97.
- 387 Kohn, M. M.; Ernst, G.; Arthur, R.; Beluffi, G.; Cook, V.; Horwitz, A. E.; Kramer, P.; Montagne, J. P.; Perlmutter, N.; Thomas, P.; Panzer, W.; Wall, B.; Schneider, K.: *European multi-centre study on micturition cystourethrography in children's hospitals*. Pediatr. Radiol. 29 (1999), 432.
- 388 Kyriuo, J. C.; Fitzgerald, M.; Pettett, A.; Cook, J. V.; Pablot, S. M.: *A comparison of doses and techniques between specialist and non-specialist centres in the diagnostic X-ray imaging of children*. Brit. J. Radiol. 69 (1996), 437-450.
- 389 López, M.; Morant, J. J.; Geleijns, K.; Calzado, A.: *A regional dose and image quality survey for chest, abdomen and pelvis radiographs in paediatrics*. Radiat. Prot. Dosim. 90 (2000), 275-278.
- 390 McNeil, B. J.; Tihansky, D.; Wennberg, J. E.: *Use of Medical Radiographs: Extent of Variation and Associated Active Bone Marrow Dose*. Radiology 156 (1985), 51-56.
- 391 Mohamadain, K. E. M.; da Rosa, L. A. R.; Azevedo, A. C. P.; Guebel, M. R. N.; Boechat, M. C. B.; Habani, F.: *Dose evaluation for paediatric chest x-ray examinations in Brazil and Sudan: low doses and reliable examinations can be achieved in developing countries*. Phys. Med. Biol. 49 (2004), 1017-1031.
- 392 Pape, R.; Zakovsky, J.: *Über die röntgendiagnostische Strahlenbelastung der Jugendlichen und Erwachsenen*. Fortschr. Röntgenstr. 103 (1965), 326-343.
- 393 Pehe, J.: *Untersuchung über die Patientendosis und die Bildqualität bei häufigen Röntgenaufnahmen in der Kinderradiologie*. Dissertation, Universität München (1993).
- 394 Persliden, J.; Pettersson, H. B. L.; Fälth-Magnusson, K.: *Intestinal biopsy in children with coeliac disease: A Swedish national study of radiation dose and risk*. Radiat. Prot. Dosim. 57 (1995), 459-462.
- 395 Persliden, J.; Pettersson, H. B. L.; Fälth-Magnusson, K.: *Radiation dose at small intestine biopsies in children: results of a national study*. Acta Paediatr. 85 (1996), 1042-1046.
- 396 Schibilla, H.; Stieve, F.-E.: *Aktuelle Erhebungen über die effektive Strahlenexposition in der Röntgen- und nuklearmedizinischen Diagnostik - Europastudie*. In: Riccabona, G.; Reiners, C.; Kletter, K.; Messerschmidt, O. (Hrsg.): *Aktuelle Fragen des Strahlenschutzes*. Strahlenschutz in Forschung und Praxis, Band 37, Gustav Fischer Verlag Stuttgart (1995), 67-93.
- 397 Schneider, K.: *Evolution of quality assurance in paediatric radiology*. Radiat. Prot. Dosim. 57 (1995), 119-123.
- 398 Schneider, K.; Ernst, G.; Kohn, M. M.; Kammer, B.; Arthur, R.; Beluffi, G.; Cook, V.; Kramer, P.; Montagne, J. P.; Perlmutter, N.; Thomas, P.: *European multi-centre study on micturition cystourethrography in children's hospitals*. Eur. Radiol. Suppl. 19 (1999), 235.
- 399 Schneider, K.; Ernst, G.; Krüger, I.; Kohn, M. M.: *Paediatric fluoroscopy - results of an European-wide survey*. Pediatr. Radiol. 27 (1997), 469.
- 400 Schneider, K.; Fendel, H.; Bakowski, C.; Stein, E.; Kohn, M.; Kellner, M.; Schweighofer, K.; Cartagena, G.; Padovani, R.; Panzer, W.; Scheurer, C.; Wall, B.: *Results of a dosimetry study in the European Community on frequent x ray examinations in infants*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 31-36.
- 401 Schneider, K.; Kohn, M. M.; Bakowski, C.; Stein, E.; Freidhof, C.; Horwitz, A. E.; Padovani, R.; Wall, B.; Panzer, W.; Fendel, H.: *Impact of radiographic imaging criteria on dose and image quality in infants in an EC-wide survey*. Radiat. Prot. Dosim. 49 (1993), 73-76.
- 402 Schneider, K.; Kohn, M. M.; Ernst, G.; Endemann, B.; Panzer, W.; Padovani, R.; Wall, B.: *A closer look at the European survey of the variation in dose and image quality of common X-ray examinations of the 5-year-old child*. Pediatr. Radiol. 26 (1996), 78.
- 403 Schneider, K.; Kohn, M. M.; Ernst, G.; Panzer, W.; Padovani, R.; Wall, B.: *Impact of Good Radiographic Technique on Dose and Image Quality: Analysis of the Results from Surveys in European Children's Clinics*. Pediatr. Radiol. 26 (1996), 591.
- 404 Schneider, K.; Krüger-Stollfuß, I.; Ernst, G.; Kohn, M.: *Paediatric fluoroscopy - a survey of children's hospitals in Europe. I. Staffing, frequency of fluoroscopic procedures and investigation technique*. Pediatr. Radiol. 31 (2001), 238-246.
- 405 Schneider, K.; Perlmutter, N.; Arthur, R.; Cook, V.; Horwitz, A. E.; Thomas, P.; Kramer, P.; Montagne, J. P.; Ernst, G.; Kohn, M. M.; Panzer, W.; Wall, B.: *Micturition cystourethrography in paediatric patients in selected children's hospitals in Europe: evaluation of fluoroscopy technique, image quality and dose*. Radiat. Prot. Dosim. 90 (2000), 197-201.
- 406 Servomaa, A.: *Frequency of radiologic examinations in Finland and presentation of dosimetry studies*. ENPR meeting, Feldafing, Germany (1996).
- 407 Servomaa, A.; Komppa, T.; Heikkilä, M.; Parviainen, T.: *Patient doses in paediatric fluoroscopic examinations in Finland*. Radiat. Prot. Dosim. 90 (2000), 239-243.
- 408 Weigl, A.: *Untersuchung über Patientendosis und Bildqualität bei Röntgen-Thoraxaufnahmen im Säuglingsalter in Kliniken der neuen Bundesländer*. Dissertation, Universität München (1995).

- 409 Weisbach, M.: *Untersuchung über die Patientendosis bei Röntgenaufnahmen des Thorax in der Kinder-radiologie*. Dissertation, Universität München (1991).
- 410 Winter, W.: *Untersuchung über die Patientendosis und die Bildqualität bei häufigen Röntgenaufnahmen im Säuglingsalter bei niedergelassenen Ärzten (Pädiater, Orthopäden, Chirurgen)*. Dissertation, Universität München (1994).
- 411 Zeiler, M.: *Unterschiede in der Dosisbelastung und Aufnahmetechnik bei Röntgenaufnahmen des Thorax an Frühgeborenen und Säuglingen mit einem Phantom*. Dissertation, Universität München (1999).
- 412 Zeiler, M.; Weisbach, M.; Weigel, A.; Kohn, M. M.; Schneider, K.; Fendel, H.: *Patient Exposure and Radiographic Technique in Neonatal Chest Radiography - a Survey in Germany*. Eur. Radiol. Suppl. 3 (1993), 85.
- 413 Zeiss, A.: *Feldgrößen- und Dosisvariation von Röntgen-Thorax-Aufnahmen beim zehnjährigen Kind - kritische Analyse einer Feldstudie in europäischen Kinderkliniken*. Dissertation, Universität München (2002).

Strahlenexposition in der Erwachsenenradiologie.

- 414 Bhatnagar, J. P.; Gorson, R. O.; Krohmer, J. S.: *X-Ray Doses to Patients Undergoing Full-Spine Radiographic Examination*. Radiology 138 (1981), 231-233.
- 415 Bodineau, J. C.; Zerbib, J. C.; Petit, G.; Girard, J. M.: *Annual chest photofluorographic examinations in Saclay (France): determination of the doses and optimization of the exposures*. In: Moores, B. M.; Wall, B. F.; Eriskat, H.; Schibilla, H. (Hrsg.): *Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. British Institute of Radiology, BIR-Report 20 (1989), 202-205.
- 416 Broadhead, D. A.; Chapple, C.-L.; Faulkner, K.: *The impact of digital imaging on patient doses during barium studies*. Brit. J. Radiol. 68 (1995), 992-996.
- 417 Butler, P. F.; Conway, B. J.; Suleiman, O. H.; Koustenis, G. H.; Showalter, C. K.: *Chest Radiography: A Survey of Techniques and Exposure Levels Currently Used*. Radiology 156 (1985), 533-536.
- 418 Calzado, A.; Vanó, E.; Morán, P.; Castellote, C.; Ruiz, S.; González, L.: *Estimation of doses to patients from „complex“ conventional X-ray examinations*. Brit. J. Radiol. 64 (1991), 539-546.
- 419 Calzado, A.; Vanó, E.; Morán, P.; González, L.; Ruiz Sanz, S.: *Improvements in the estimations of doses to patients from „complex“ conventional x ray examinations*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 201-204.
- 420 Canevaro, L. V.; Carlos, M. T.; Borges, J. C.; Drexler, G.; Koch, H. A.: *Assessment of doses to patients submitted to fluoroscopic gastrointestinal tract examinations*. Radiat. Prot. Dosim. 80 (1998), 155-158.
- 421 Chamberlain, C. C.; Huda, W.; Hojnowski, L. S.; Perkins, A.; Scaramuzzino, A.: *Radiation doses to patients undergoing scoliosis radiography*. Brit. J. Radiol. 73 (2000), 847-853.
- 422 Crawley, M. T.; Rogers, A. T.: *Dose-area product measurements in a range of common orthopaedic procedures and their possible use in establishing local diagnostic reference levels*. Brit. J. Radiol. 73 (2000), 740-744.
- 423 Dutkowsky, J. P.; Shearer, D.; Schepps, B.; Orton, C.; Scola, F.: *Radiation Exposure to Patients Receiving Routine Scoliosis Radiography Measured at Depth in an Anthropomorphic Phantom*. J. Pediatr. Orthop. 10 (1990), 532-534.
- 424 Faulkner, K.; Bramall, G.: *Radiation dose received by patients during barium meal investigations under automatic brightness control*. Brit. J. Radiol. 58 (1985), 31-34.
- 425 Faulkner, K.; Gordon, M. D. H.; Miller, J.: *A detailed study of radiation dose and radiographic technique during chest radiography*. Brit. J. Radiol. 59 (1986), 245-249.
- 426 Hallén, S.; Martling, K.; Mattsson, S.: *Dosimetry at x ray examinations of scoliosis*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 49-54.
- 427 Hansson, B.; Karambatsakidou, A.: *Relationships between entrance skin dose, effective dose and dose area product for patients in diagnostic and interventional cardiac procedures*. Radiat. Prot. Dosim. 90 (2000), 141-144.
- 428 Hart, D.; Haggett, P. J.; Boardman, P.; Nolan, D. J.; Wall, B. F.: *Radiation doses to patients from small bowel enema examinations*. Brit. J. Radiol. 67 (1994), C97.
- 429 Hart, D.; Haggett, P. J.; Boardman, P.; Nolan, D. J.; Wall, B. F.: *Radiation doses to patients from enteroclysis examinations*. Brit. J. Radiol. 67 (1994), 997-1000.
- 430 Hart, D.; Wall, B. F.: *Study of causes of variation in doses to patients from x-ray examinations*. National Radiological Protection Board NRPB-M212 (1990).
- 431 Hart, D.; Wall, B. F.: *Estimation of effective dose from dose-area product measurements for barium meals and barium enemas*. Brit. J. Radiol. 67 (1994), 485-489.
- 432 Huda, W.: *Radiation doses and detriment from chest x-ray examinations*. Phys. Med. Biol. 34 (1989), 1477-1492.
- 433 Huda, W.: *Radiation Dosimetry in Diagnostic Radiology*. Am. J. Radiol. 169 (1997), 1487-1488.

- 434 Hunter, J. D.; Thorogood, S. V.; Roobottom, C.; Ring, N.: *An audit of patient dosimetry in digital and conventional barium studies*. Brit. J. Radiol. 67 (1994), C97.
- 435 Jankowski, J.: *Organ Doses in Diagnostic X-ray Procedures*. Health Phys. 46 (1984), 228-234.
- 436 Jankowski, J.; Staniszewska, M. A.: *Methodology for the set-up of a quality control system for diagnostic x ray units in Poland*. Radiat. Prot. Dosim. 90 (2000), 259-262.
- 437 Kauffmann, G. W.; Flemming, K.; Friedburg, H.; Schattenberg, S.: *Einflüsse der Strahlenbelastung in der Röntgendiagnostik*. Radiologe 22 (1982), 235-240.
- 438 Keske, U.; Hierholzer, J.; Neumann, K.; Cordes, M.; Venz, S.; Amthauer, H.; Matschke, S.; Felix, R.: *Effektive Dosen der häufigsten Röntgenuntersuchungen*. Radiologe 35 (1995), 162-170.
- 439 Leung, K. C.; Martin, C. J.: *Effective doses for coronary angiography*. Brit. J. Radiol. 69 (1996), 426-431.
- 440 Marshall, N. W.; Faulkner, K.; Busch, H. P.; Marsh, D. M.; Pfenning, H.: *An investigation into the radiation dose associated with different imaging systems for chest radiography*. Brit. J. Radiol. 67 (1994), 478-484.
- 441 Marshall, N. W.; Faulkner, K.; Busch, H. P.; Marsh, D. M.; Pfenning, H.: *A comparison of radiation dose in examination of the abdomen using different radiological imaging techniques*. Brit. J. Radiol. 67 (1994), 478-484.
- 442 Meiler, J.: *Die Strahlenbelastung des Patienten bei Röntgenaufnahmen*. Röntgenpraxis 40 (1987), 57-64.
- 443 Merkle, E.; Aschoff, A. J.; Müller, M.; Merk, J.; Brambs, H.-J.: *Computer assisted determination of the dose-area product in retrograde urethrography*. Brit. J. Radiol. 69 (1996), 262-265.
- 444 Mini, R.; Schmid, B.; Schneeberger, P.; Vock, P.: *Dose-area product measurements during angiographic x ray procedures*. Radiat. Prot. Dosim. 80 (1998), 145-148.
- 445 Müller, M.; Heicappell, R.; Steiner, U.; Merkle, E.; Aschoff, A. J.; Killer, K.: *The average dose-area product at intravenous urography in 205 adults*. Brit. J. Radiol. 71 (1998), 210-212.
- 446 Parry, R. A.; Glaze, S. A.; Archer, B. R.: *Typical Patient Radiation Doses in Diagnostic Radiology*. RadioGraphics 19 (1999), 1289-1302.
- 447 Roser, H. W.; Roth, J.: *Medical Exposure of Patients: Medical Radiation Exposure versus Radiation Protection*. In: Proceedings International Symposium on Achievements and Challenges: Advancing Radiation Protection into the 21st Century, Southport, United Kingdom (1999), 89-92.
- 448 Schandorf, C.; Tetteh, G. K.: *Analysis of dose and dose distribution for patients undergoing selected X ray diagnostic procedures in Ghana*. Radiat. Prot. Dosim. 76 (1998), 249-256.
- 449 Schultz, F. W.; Geleijns, J.; Zoetelief, J.: *Effective doses for different techniques used for pa chest radiography*. Radiat. Prot. Dosim. 57 (1995), 371-376.
- 450 Servomaa, A.: *Significance of x-ray diagnostic quality assurance in terms of radiation impact to patients*. Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety, Säteilyturvakeskus (STUK), Report STUK A-44 (1983).
- 451 Simpson, P. D.; Martin, C. J.; Darragh, C. L.; Abel, R.: *A study of chest radiography with mobile X-ray units*. Brit. J. Radiol. 71 (1998), 640-645.
- 452 Steele, H. R.; Temperton, D. H.: *Technical note: Patient doses received during digital subtraction angiography*. Brit. J. Radiol. 66 (1993), 452-456.
- 453 Stieve, F.-E.; Zankl, M.; Nahrstedt, U.; Kühnel, A.; Schult, S.: *Entrance dose measurements on patients and their relation to organ doses*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 161-163.
- 454 Suleiman, O. H.; Anderson, J.; Jones, B.; Rao, G. U. V.; Rosenstein, M.: *Tissue Doses in the Upper Gastrointestinal Fluoroscopy Examination*. Radiology 178 (1991), 653-658.
- 455 Suleiman, O. H.; Rao, G. U.; Anderson, J.; Jones, B.: *Organ Doses Resulting from Fluoroscopic Procedures*. Med. Phys. 14 (1987), 454.
- 456 Thoeni, R. F.; Gould, R. G.: *Enteroclysis and Small Bowel Series: Comparison of Radiation Dose and Examination Time*. Radiology 178 (1991), 659-662.
- 457 Verdun, F. R.; Capasso, P.; Valley, J.-F.; Schnyder, P.: *Dose evaluation in fluoroscopy*. Radiat. Prot. Dosim. 80 (1998), 139-141.
- 458 Vogel, H.; Löhr, H.; Bruhn, U.; Höper, C.-J.: *Strahlendosen bei der Röntgendiagnostik des Verdauungstraktes*. Röntgenpraxis 30 (1977), 275-287.
- 459 Wall, B. F.; Hart, D.: *The potential for dose reduction in diagnostic radiology*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 265-268.
- 460 Wall, B. F.; Hart, D.: *Revised radiation doses for typical X-ray examinations*. Brit. J. Radiol. 70 (1997), 437-439.
- 461 Warren-Forward, H. M.: *Patient dosimetry during chest radiography*. Radiat. Prot. Dosim. 57 (1995), 441-444.

- 462 Warren-Forward, H. M.; Haddaway, M. J.; Temperton, D. H.; McCall, I. W.: *Dose-area product readings for fluoroscopic and plain film examinations, including an analysis of the source of variation for barium enema examinations*. Brit. J. Radiol. 71 (1998), 961-967.
- 463 Yakoumakis, E.; Tsalafoutas, I. A.; Sandilos, P.; Koulentianos, H.; Kasfiki, A.; Vlahos, L.; Proukakis, C.: *Patient doses from barium meal and barium enema examinations and potential for reduction through proper set-up of equipment*. Brit. J. Radiol. 72 (1999), 173-178.

Strahlenexposition in der pädiatrischen Radiologie.

- 464 Almén, A.; Mattsson, S.: *Dose distribution in children at chest radiography*. Radiat. Prot. Dosim. 57 (1995), 463-467.
- 465 Almén, A.; Mattsson, S.: *The radiation dose to children from X-ray examinations of the pelvis and the urinary tract*. Brit. J. Radiol. 68 (1995), 604-613.
- 466 Almén, A. J.; Mattsson, S.: *Dose Distribution at Radiographic Examination of the Spine in Pediatric Radiology*. Spine 21 (1996), 750-756.
- 467 Armpilia, C. I.; Fife, I. A. J.; Croasdale, P. L.: *Radiation dose quantities and risk in neonates in a special care baby unit*. Brit. J. Radiol. 75 (2002), 590-595.
- 468 Axelsson, B.; Khalil, C.; Lidegran, M.; Schuwert, P.; Mortensson, W.: *Estimating the effective dose to children undergoing heart investigations - a phantom study*. Brit. J. Radiol. 72 (1999), 378-383.
- 469 Boothroyd, A.; McDonald, E.; Moores, B. M.; Sluming, V.; Carty, H.: *Radiation exposure to children during cardiac catheterization*. Brit. J. Radiol. 70 (1997), 180-185.
- 470 Burrage, J. W.; Rampant, P. L.; Beeson, B. P.: *Sacter and transmission doses from several pediatric X-ray examinations in a nursery*. Pediatr. Radiol. 33 (2003), 704-708.
- 471 Carmichael, J. H. E.; Berry, R. J.: *Diagnostic x-rays in late pregnancy and in the neonate*. Lancet 14 (1976), 351-352.
- 472 Chapple, C.-L.; Faulkner, K.; Hunter, E. W.: *Energy imparted to neonates during X-ray examinations in a special care baby unit*. Brit. J. Radiol. 67 (1994), 366-370.
- 473 Chapple, C.-L.; Faulkner, K.; Lee, R. E. J.; Hunter, E. W.: *Results of a survey of doses to paediatric patients undergoing common radiological examinations*. Brit. J. Radiol. 65 (1992), 225-231.
- 474 Chapple, C.-L.; Faulkner, K.; Lee, R. E. J.; Hunter, E. W.: *Radiation doses to paediatric patients undergoing less common radiological procedures involving fluoroscopy*. Brit. J. Radiol. 66 (1993), 823-827.
- 475 Chateil, J. F.; Rouby, C.; Brun, M.; Labessan, C.; Diard, F.: *Practical measurement of radiation dose in pediatric radiology: use of the dose-area product in digital fluoroscopy and neonatal chest radiographs*. J. Radiol. 85 (2004), 619-625.
- 476 Cleveland, R. H.; Constantinou, C.; Blickman, J. G.; Jaramillo, D.; Webster, E.: *Voiding Cystourethrography in Children: Value of Digital Fluoroscopy in Reducing Radiation Dose*. AJR 152 (1992), 137-142.
- 477 Cook, J. V.; Shah, K.; Pablot, S.; Kyriou, J.; Pettett, A.; Fitzgerald, M.: *Guidelines on Best Practice in the X-ray Imaging of Children. A Manual for all X-ray Departments*. Queen Mary's Hospital for Children, Surrey, and The Radiological Protection Centre, London (1998).
- 478 Dawood, R. M.; Hall, C. M.: *Too much radiation for too many children?* Brit. Med. J. 296 (1988), 1277-1278.
- 479 Faulkner, K.; Barry, J. L.; Smalley, P.: *Radiation dose to neonates on a Special Care Baby Unit*. Brit. J. Radiol. 62 (1989), 230-233.
- 480 Fendel, H.: *Patienten-Dosimetrie bei Röntgenuntersuchungen im Kindesalter*. Mschr. Kinderh. 112 (1964), 233.
- 481 Fendel, H.: *Radiation Problems in Roentgen Examinations of the Chest*. Progr. Pediatr. Radiol. 1 (1967), 18-32.
- 482 Fendel, H.: *Die Patientenexposition in der diagnostischen Kinderradiologie*. Röntgenpraxis 21 (1968), 62-66.
- 483 Fendel, H.: *Radiation Exposure Due to Urinary Tract Disease*. Progr. Pediatr. Radiol. 3 (1970), 116-135.
- 484 Fendel, H.: *Die 10 Gebote des Strahlenschutzes bei der Röntgendiagnostik im Kindesalter*. Pädiatrische Praxis 17 (1976), 339-346.
- 485 Fendel, H.; Hartmann, C.: *Strahlenexposition von Kindern mit Harnwegsinfektionen*. Ann. Radiol. 12 (1969), 245.
- 486 Fendel, H.; Schneider, K.: *Vernünftige diagnostische Bildgebung in der Kinderurologie*. Krankenhaus-Arzt 61 (1988), 513-522.
- 487 Fendel, H.; Schneider, K.; Kohn, M. M.; Bakowski, C.: *Specific principles for optimization of image quality and patient exposure in paediatric diagnostic imaging*. In: Moores, B. M.; Wall, B. F.; Eriskat, H.; Schibilla, H. (Hrsg.): *Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. British Institute of Radiology, BIR-Report 20 (1989), 91-101.

- 488 Fendel, H.; Schneider, K.; Schöfer, H.; Bakowski, C.; Kohn, M. M.: *Optimisation in paediatric radiology. Are there specific problems for quality assurance in paediatric radiology?* Br. J. Radiol. Suppl. 18 (1984), 159-165.
- 489 Fendel, H.; Stieve, F.-E. (Hrsg.): *Strahlenschutz in der Kinderradiologie*. NCRP-Bericht 68, Hoffmann Verlag Berlin (1983).
- 490 Fendel, T.: *Vergleichende Untersuchung über den Dosisbedarf für Röntgendurchleuchtungsuntersuchungen von Kindern bei Verwendung verschiedener Techniken für die Röntgenzielaufnahmen*. Inaugural-Dissertation, Universität München (1986).
- 491 Freitas, M. B.; Yoshimura, E. M.: *Dose measurements in chest diagnostic X rays: Adult and paediatric patients*. Radiat. Prot. Dosim. 111 (2004), 73-76.
- 492 Friedmann, G.; Bützler, H.-O.; Lanckohr, H.; Jötten, G.: *Patientenbelastung bei Bildverstärker-Fernsehtechnik in der Kinderradiologie*. Röntgen-Bl. 6 (1976), 306-309.
- 493 Gaiba, W.; Rossi, A.; Vianello-Vos, C.; Diacomelli, G.; Galletti, S.; Rimondi, E.: *Quality control in the radiological examinations of paediatric patients*. Brit. J. Radiol. Suppl. 18 (1985), 129-130.
- 494 Gallini, R. E.; Belletti, S.; Berna, V.; Giugni, U.: *Adult and child doses in standardised x ray examinations*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 41-47.
- 495 Gogos, K. A.; Yakoumakis, E. N.; Tsalafoutas, I. A.; Makri, T. K.: *Radiation dose considerations in common paediatric X-ray examinations*. Pediatr. Radiol. 33 (2003), 236-240.
- 496 González, L.; Vanó, E.; Ruiz, M. J.: *Radiation doses to paediatric patients undergoing micturating cystourethrography examinations and potential reduction by radiation protection optimization*. Brit. J. Radiol. 68 (1995), 291-295.
- 497 Granditsch, G.; Deutsch, J.; Tsamarklis, G.; Kletter, K.: *Exposure to X-rays During Small Bowel Biopsies in Children*. Eur. J. Pediatr. 137 (1981), 165-169.
- 498 Habel, H.: *Die Strahlenbelastung des Kindes bei verschiedenen röntgenologischen Untersuchungsmethoden unter besonderer Berücksichtigung des Miktionscystourethrograms*. Inaugural-Dissertation, Universität Köln (1983).
- 499 Hallén, S.; Martling, K.; Mattsson, S.: *Radiation dose to children at X-ray examinations of scoliosis*. Report MARADFY 90:06. Malmö General Hospital, Lund University (1990).
- 500 Hansen, J.; Jurik, A. G.; Fiirgaard, B.; Egund, N.: *Optimisation of scoliosis examinations in children*. Pediatr. Radiol. 33 (2003), 752-765.
- 501 Hanser, P.: *Statistische Untersuchung über den Dosisbedarf der Röntgenbildverstärker-Fotographie im Vergleich zur Film-Folien-Technik bei Röntgenuntersuchungen von Kindern*. Inaugural-Dissertation, Universität München (1980).
- 502 Hernandez, R. J.; Goodsitt, M. M.: *Reduction of Radiation Dose in Pediatric Patients Using Pulsed Fluoroscopy*. Am. J. Radiol. 167 (1996), 1247-1253.
- 503 Huda, W.: *Effective doses to adult and pediatric patients*. Pediatr. Radiol. 32 (2002), 272-279.
- 504 Hufton, A. P.; Doyle, S. M.; Carty, H. M. L.: *Digital radiography in paediatrics: radiation dose considerations and magnitude of possible dose reduction*. Brit. J. Radiol. 71 (1998), 186-199.
- 505 Jones, N. F.; Palarm, T. W.; Negus, I. S.: *Neonatal chest and abdominal radiation dosimetry: a comparison of two radiographic techniques*. Brit. J. Radiol. 74 (2001), 920-925.
- 506 Kalifa, G.; Charpak, Y.; Maccia, C.; Fery-Lemonnier, E.; Bloch, J.; Boussard, J.-M.; Attal, M.; Dubouset, J.; Adamsbaum, C.: *Evaluation of a new low-dose digital X-ray device: first dosimetric and clinical results in children*. Pediatr. Radiol. 28 (1998), 557-561.
- 507 Kettunen, A.: *Radiation Dose and Radiation Risk to Foetuses and Newborns During X-Ray Examinations*. Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety, Säteilyturvakeskus (STUK), Report STUK A-204 (2004).
- 508 Khoury, H.; de Oliveira, M.; Kramer, R.; Drexler, G.; Zankl, M.; Regulla, D.: *Measurement of entrance surface dose and calculation of organ absorbed dose for paediatric x-ray examinations in Recife/Brazil*. Radiation Protection Symposium of the North West European RP Societies, Utrecht (2003).
- 509 Krüger, L.; Schneider, K.: *Analyse zur Feldgröße von Lungenübersichtsaufnahmen bei Neugeborenen - Wie oft wird die obere Extremität unnötig mitexponiert?* Radiologe 36 (1996), 766.
- 510 Leibovic, S. J.; Caldicott, W. J. H.: *Gastrointestinal fluoroscopy: patient dose and methods for its reduction*. Brit. J. Radiol. 56 (1983), 715-719.
- 511 Leibovic, S. J.; Lebowitz, R. L.: *Reducing Patient Dose in Voiding Cystourethrography*. Urol. Radiol. 2 (1980), 103-107.
- 512 Li, L. B.; Kai, M.; Kusama, T.: *Radiation exposure to patients during paediatric cardiac catheterization*. Radiat. Prot. Dosim. 94 (2001), 323-327.
- 513 Lowe, A.; Finch, A.; Boniface, D.; Chaudhuri, R.; Shekhdar, J.: *Diagnostic image quality of mobile neonatal chest X-rays and the radiation exposure incurred*. Brit. J. Radiol. 72 (1999), 55-61.

- 514 Martin, E. C.; Olson, A.: *Radiation exposure to the paediatric patient from cardiac catheterization and angiocardiology*. Brit. J. Radiol. 53 (1980), 100-106.
- 515 Mazonakis, M.; Damilakis, J.; Raissaki, M.; Gourtsoyiannis, N.: *Radiation dose and cancer risk to children undergoing skull radiography*. Pediatr. Radiol. 34 (2004), 624-629.
- 516 McParland, B. J.; Gorka, W.; Lee, R.; Lewall, D. B.; Omojola, M. F.: *Radiology in the neonatal intensive care unit: dose reduction and image quality*. Brit. J. Radiol. 69 (1996), 929-937.
- 517 Menzel, B.; Kraus, W.: *Strahlenexposition im Kindes- und Jugendalter durch röntgendiagnostische Maßnahmen - Erfahrungen und Schlußfolgerungen*. Radiol. Diagn. 29 (1988), 157-167.
- 518 Menzel, H. J.: *Die Strahlenexposition für die kindlichen Gonaden bei Röntgenuntersuchungen am Abdominalbereich*. Inaugural-Dissertation, Universität München (1982).
- 519 Merillas, A.; Guibelalde, E.; Vanó, E.; Fernandez, J. M.; Gonzalez, L.: *Evaluación de dosis al paciente pediátrico en exploraciones simples*. Radioprotección. Extraordinary (1998), 132-134.
- 520 Mohamadain, K. E. M.; Azevedo, A. C. P.; da Rosa, L. A. R.; Guebel, M. R. N.; Boechat, M. C. B.: *Dose measurements using thermoluminescent dosimeters and DoseCal software at two paediatric hospitals in Rio de Janeiro*. Appl. Radiat. Isot. 59 (2003), 53-57.
- 521 Mooney, R.; Thomas, P. S.: *Dose reduction in a paediatric X-ray department following optimization of radiographic technique*. Brit. J. Radiol. 71 (1998), 852-860.
- 522 Okkalides, D.; Fotakis, M.: *Patient effective dose resulting from radiographic examinations*. Brit. J. Radiol. 67 (1994), 564-572.
- 523 Ono, K.; Akahane, K.; Aota, T.; Hada, M.; Takano, Y.; Kai, M.; Kusama, T.: *Neonatal doses from x ray examinations by birth weight in a neonatal intensive care unit*. Radiat. Prot. Dosim. 103 (2003), 155-162.
- 524 Panzer, W.; Scheurer, C.: *Die Patientenexposition bei pädiatrischen Röntgenuntersuchungen*. Z. Med. Phys. 2 (1992), 48-51.
- 525 Persliden, J.; Helmrot, E.; Hjort, P.; Resjö, M.: *Dose and image quality in the comparison of analogue and digital techniques in paediatric urology examinations*. Eur. Radiol. 14 (2004), 638-644.
- 526 Persliden, J.; Pettersson, H. B. L.; Stenhammar, L.; Fälth-Magnusson, K.: *Small intestine biopsy of children with coeliac disease: Influence of X-ray equipment on radiation dosage*. Eur. Radiol. 4 (1994), 458-461.
- 527 Rassow, J.; Schmaltz, A. A.; Hentrich, F.; Streffer, C.: *Effective doses to patients from paediatric cardiac catheterization*. Brit. J. Radiol. 73 (2000), 172-183.
- 528 Reither, M.: *Dosismessung bei kinderröntgenologischen Untersuchungen*. Röntgenpraxis 34 (1981), 475.
- 529 Reither, M.; Schuster, W.: *Zur Bedeutung der Dosimetrie in der Kinderradiologie*. Fortschr. Med. 98,10 (1980), 370-372.
- 530 Robinson, A.; Dellagrammaticas, H. D.: *Radiation doses to neonates requiring intensive care*. Brit. J. Radiol. 56 (1983), 397-400.
- 531 Rowley, K. A.; Hill, S. J.; Watkins, R. A.; Moores, M.: *An investigation into the levels of radiation exposure in diagnostic examinations involving fluoroscopy*. Brit. J. Radiol. 60 (1987), 167-173.
- 532 Ruiz, M. J.; González, L.; Vanó, E.; Martínez, A.: *Measurement of radiation doses in the most frequent simple examinations in paediatric radiology and the dependence on patient age*. Br. J. Radiol. 64 (1991), 929-933.
- 533 Ruiz, M. J.; Vanó, E.; González, L.; Fernández, J. M.: *Dose-area product values in frequently performed complex paediatric radiology examinations*. Brit. J. Radiol. 69 (1996), 160-164.
- 534 Schneider, K.: *Die Qualitätssicherung in der diagnostischen Strahlenanwendung in der Pädiatrischen Radiologie*. In: Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (Hrsg.): Strahlenexposition in der medizinischen Diagnostik. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Band 30, Gustav-Fischer Verlag Stuttgart - Jena - New York (1995).
- 535 Schneider, K.: *Strahlenschutz und Qualitätssicherung in der Kinderradiologie*. In: Schuster, W.; Färber, D. (Hrsg.): Kinderradiologie 1, Springer Verlag, Berlin (1995), 17-31.
- 536 Schneider, K.; Kammer, B.; Nadjafi, I.; Ernst, G.; Kohn, M. M.: *Evaluation of dosimetric protocol for the micturition cysturethrography in paediatric patients*. Pediatr. Radiol. 28 (1998), 357.
- 537 Schultz, F. W.; Geleijns, J.; Holscher, H. C.; Westrate, J.; Zonderland, H. M.; Zoetelief, J.: *Radiation burden to paediatric patients due to micturating cystourethrography examinations in a Dutch children's hospital*. Brit. J. Radiol. 72 (1999), 763-772.
- 538 Schumacher, R.: *Untersuchungen zur Bildgüte und Dosisbelastung bei Thoraxaufnahmen im Kindesalter*. Klin. Paediatr. 199 (1986), 42-44.

- 539 Seelentag, W.; Nummerger, J.; Knorr, D.; Kolberg, G.: *Zur Frage der genetischen Belastung der Bevölkerung durch die Anwendung ionisierender Strahlung in der Medizin. IV. Teil: Die Strahlenbelastung durch die Röntgendiagnostik in Kinderkliniken.* Strahlentherapie 107 (1958), 537-554.
- 540 Seidenbusch, M.; Kohn, M. M.; Gallitzendorfer, V.; Schneider, K.; Regulla, D.: *25 Jahre Röntgendatenbank in der Kinderradiologie.* Hauner-Journal 11/12 (2003), 32-34.
- 541 Seidenbusch, M. C.; Kohn, M. M.; Gallitzendorfer, V.; Regulla, D. F.; Schneider, K.: *Analysis of radiation exposure data and dosimetric aspects - survey from 1976 to 2003 of 200.000 paediatric X-ray examinations in Dr. von Hauner's Children's Hospital, University of Munich.* *Pediatr. Radiol.* 34 Suppl. 2 (2004), S147.
- 542 Seidenbusch, M. C.; Kohn, M. M.; Kammer, B.; Wallner, C.-P.; Schneider, K.: *Dosimetric survey of the abdominal X-ray examination and the micturition cystourethrography (MCUG) from 1976 to 2004 in Dr. von Hauner's Children's Hospital, Klinikum der Universität München.* EFOMP-Tagung, Nürnberg (to be published 2005).
- 543 Seidenbusch, M. C.; Kohn, M. M.; Wallner, C.-P.; Kammer, B.; Schneider, K.: *Analysis of radiation exposure data and dosimetric aspects - survey of paediatric X-ray examinations of the abdomen and the micturition cystourethrography (MCUG) from 1976 to 2004 in Dr. von Hauner's Children's Hospital, University of Munich.* *Pediatr. Radiol.* 35 Suppl. 2 (2005), S162.
- 544 Seppänen, U.; Torniaainen, P.; Kiviniitty, K.: *Radiation Gonad Doses Received by Children in Intravenous Urography and Micturition Cysto-Urethrography.* *Pediatr. Radiol.* 8 (1979), 169-172.
- 545 Smith, W. L.; Gresham, E.; Berg, R.; Hobson, L.; Franken, E. A.; Smith, J. A.: *A Practical Method for Monitoring Diagnostic Radiation Dosage in the Newborn Nursery.* *Radiology* 132 (1979), 189-191.
- 546 Vetter, R. J.; Gray, J. E.; Kofler, J. M.: *Patient radiation doses at a large tertiary care medical centre.* *Radiat. Prot. Dosim.* 36 (1991), 247-251.
- 547 Vogel, H.; Löhr, H.; Wallbaum, F.: *Strahlenexposition und -risiko bei der Röntgendiagnostik des kindlichen Verdauungstraktes.* *Klin. Paediatr.* 190 (1978), 249.
- 548 Vogel, H.; Löhr, H.; Wallbaum, F.; Lassrich, M. A.: *Strahlenrisiko des Kindes bei der Urographie und beim Miktionscystourethrogramm.* *Monatsschr. Kinderheilkd.* 128 (1980), 34-39.
- 549 Waldthaler, U.: *Kleine Statistik über die Häufigkeit der Anwendung von Röntgenstrahlung zu diagnostischen Zwecken in einem großen Krankenhaus der Stadt München.* Inaugural-Dissertation, Universität München (1976).
- 550 Wallbaum, F.: *Strahlenexposition von Patienten und Personal in der pädiatrischen Radiologie.* Dissertation, Hamburg (1981).
- 551 Wegmann, K.: *Erhebung über Röntgenuntersuchungen in drei oberbayerischen Krankenhäusern an Kindern. Untersuchungen zur Wirksamkeit und Effizienz von Röntgenuntersuchungen im Kindesalter.* Inaugural-Dissertation, Universität München (1985).
- 552 Wesenberg, R. L.; Rossi, R. P.; Hendee, W. R.: *Radiation exposure in radiographic examinations of the newborn.* *Radiology* 122 (1977), 499-504.
- 553 Wilson-Costello, D.; Rao, P. S.; Morrison, S.; Hack, M.: *Radiation Exposure From Diagnostic Radiographs in Extremely Low Birth Weight Infants.* *Pediatrics* 97 (1996), 369-374.

Referenzdosiswerte.

- 554 Brix, G.: *Bekanntmachung der diagnostischen Referenzwerte für radiologische und nuklearmedizinische Untersuchungen.* Bundesamt für Strahlenschutz, Salzgitter (2003).
- 555 Broadhead, D. A.; Chapple, C.-L.; Faulkner, K.: *Reference doses during fluoroscopic procedures.* *Radiat. Prot. Dosim.* 80 (1998), 143-144.
- 556 Broadhead, D. A.; Chapple, C.-L.; Faulkner, K.: *Local reference doses during cardiology procedures.* *Radiat. Prot. Dosim.* 80 (1998), 149-150.
- 557 Carroll, E. M.; Brennan, P. C.: *Radiation doses for barium enema and barium meal examinations in Ireland: potential diagnostic reference levels.* *Brit. J. Radiol.* 76 (2003), 393-397.
- 558 Chapple, C.-L.; Broadhead, D. A.; Faulkner, K.: *A phantom based method for deriving typical patient doses from measurements of dose-area product on populations of patients.* *Brit. J. Radiol.* 68 (1995), 1083-1086.
- 559 Chapple, C.-L.; Broadhead, D. A.; Faulkner, K.: *Reference doses for paediatrics from fluoroscopic procedures.* *Radiat. Prot. Dosim.* 80 (1998), 203-206.
- 560 Faulkner, K.; Corbett, R. H.: *Reference doses and quality in medical imaging.* *Brit. J. Radiol.* 77 (1998), 1001-1002.
- 561 Faulkner, K.; Marshall, N. W.; Lecomber, A. R.; Kotre, C. J.: *Establishment of reference doses for examinations using digital fluoroscopy.* *Radiat. Prot. Dosim.* 80 (1998), 129-134.

- 562 Gfirtner, H.; Giesse, E.; Schmidt, Th.: *Dosimetric methods for and influence of exposure parameters on the establishment of reference doses for examinations using fluoroscopy*. Radiat. Prot. Dosim. 80 (1998), 121-128.
- 563 Hart, D.; Shrimpton, P. C.: *The significance of patient weight when comparing X-ray room performance against guideline levels of dose*. Brit. J. Radiol. 64 (1991), 771-772.
- 564 Hart, D.; Wall, B. F.; Shrimpton, P. C.; Bungay, D. R.; Dance, D. R.: *Reference Doses and Patient Size in Paediatric Radiology*. National Radiological Protection Board NRPB-R318, ISBN 0-85951-448-X (2000).
- 565 Hart, D.; Wall, B. F.; Shrimpton, P. C.; Dance, D. R.: *The establishment of reference doses in paediatric radiology as a function of patient size*. Radiat. Prot. Dosim. 90 (2000), 235-238.
- 566 International Commission on Radiological Protection: *Radiation Protection and Safety in Medicine*. ICRP Publication 73, Pergamon Press, Oxford (1996).
- 567 Kohn, M. M.; Moores, B. M.; Schibilla, H.; Schneider, K.; Stender, H.-St.; Stieve, F. E.; Teunen, D.; Wall, B.: *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics*. Luxembourg, EC, EUR 16261 (1996).
- 568 Lindsoug, B. A.: *Has the patient got anything to do with it?* In: Moores, B. M.; Wall, B. F.; Eriskat, H.; Schibilla, H. (Hrsg.): *Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. British Institute of Radiology, BIR-Report 20 (1989), 193-195.
- 569 Lindsoug, B. A.: *The reference man in diagnostic radiology dosimetry*. Br. J. Radiol. 65 (1992), 431-437.
- 570 Lindsoug, B. A.: *Reference man in diagnostic radiology dosimetry*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 111-114.
- 571 Martin, C. J.; Farquhar, B.; Stockdale, E.; Macdonald, S.: *A study of the relationship between patient dose and size in paediatric radiology*. Br. J. Radiol. 67 (1994), 864-871.
- 572 Montgomery, A.; Martin, C. J.: *A study of the application of paediatric reference levels*. Brit. J. Radiol. 73 (2000), 1083-1090.
- 573 Papadimitriou, D.; Perris, A.; Molfetas, M. G.; Panagiotakis, N.; Manetou, A.; Tsourouflis, G.; Vassileva, J.; Chronopoulos, P.; Karapanagiotou, O.; Kottou, S.: *Patient dose, image quality and radiographic techniques for common x ray examinations in two Greek hospitals and comparison with European guidelines*. Radiat. Prot. Dosim. 95 (2001), 43-48.
- 574 Saxebol, G.; Olerud, H. M.; Hjordemaal, O.; Leitz, W.; Servomaa, A.; Walderhaug, T.: *Nordic guidance levels for patient doses in diagnostic radiology*. Radiat. Prot. Dosim. 80 (1998), 99-101.
- 575 Schneider, K.; Kammer, B.; Wallner, C. P.; Seidenbusch, M. C.; Kohn, M. M.: *Können die neuen Dosisreferenzwerte in der Pädiatrischen Radiologie eingehalten werden? Bildbewertungen und dosimetrische Analysen am Beispiel von Abdomenaufnahmen*. 41. Jahrestagung der Gesellschaft für Pädiatrische Radiologie (2004).
- 576 Schneider, K.; Kohn, M. M.; Ernst, G.: *The derivation of reference dose values to chest X-rays in paediatric radiography*. Radiat. Prot. Dosim. 80 (1998), 199-202.
- 577 Stamm, G.; Saure, H.-D.: *Entrance surface dose and its correlation with patient diameter*. Radiat. Prot. Dosim. 80 (1998), 235-238.
- 578 Vano, E.; Gonzalez, L.: *Patient dosimetry and reference doses: practical considerations*. Radiat. Prot. Dosim. 90 (2000), 85-88.
- 579 Veit, R.; Bauer, B.; Bernhardt, H.-J.; Lechel, U.: *Proposed procedure for the establishment of diagnostic reference levels in Germany*. Radiat. Prot. Dosim. 80 (1998), 117-120.
- 580 Wall, B. F.; Hart, D.; Shrimpton, P. C.: *Radiation dose and patient size in paediatric radiology*. Interim EC Contract Report, Contract No. F14PCT950002, National Radiological Protection Board, Chilton (1997).
- 581 Wall, B. F.; Shrimpton, P. C.: *Patient exposure criteria*. In: Moores, B. M.; Wall, B. F.; Eriskat, H.; Schibilla, H. (Hrsg.): *Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. British Institute of Radiology, BIR-Report 20 (1989), 239-241.
- 582 Wright, D. J.; Ramsdale, M. L.: *The use of national and locally set reference dose levels in a regional programme for dose reduction in diagnostic radiology*. Radiat. Prot. Dosim. 80 (1998), 103-107.
- 583 Zoetelief, J.; Geleijns, J.; Kicken, P. J. H.; Thijssen, M. A. O.; van Unnik, J. G.: *Diagnostic reference levels derived from recent surveys on patient dose for various types of radiological examination in the Netherlands*. Radiat. Prot. Dosim. 80 (1998), 109-114.

10.5. Strahlenrisiko und Strahlenschäden in der konventionellen Röntgendiagnostik

- 584 Arroe, M.: *The risk of x-ray examinations of the lungs in neonates*. Acta Paediatrica Scandinavica 80 (1991), 489-493.

- 585 Auvinen, A.: *Cancer risk from low doses of ionizing radiation*. Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety, Säteilyturvakeskus (STUK), Report STUK A-142 (1997).
- 586 Berlin, L.: *Radiation-Induced Skin Injuries and Fluoroscopy*. AJR 177 (2001), 21-25.
- 587 Berrington de González, A.; Darby, S.: *Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries*. Lancet 363 (2004), 345-351.
- 588 Blettner, M.; Boice, D. J.: *Radiation dose and leukaemia risk: General relative risk techniques for dose-response models in a matched case-control study*. Statistics in Medicine 10 (1991), 1511-1526.
- 589 Boice, J. D.; Land, C. E.; Shore, R. E.; Norman, J. E.; Tokunaga, M.: *Risk of Breast Cancer Following Low-Dose Radiation Exposure*. Radiology 131 (1979), 589-597.
- 590 Boice, J. D.; Monson, R. R.: *Breast cancer in women after repeated fluoroscopic examinations of the chest*. J. Natl. Cancer Inst. 59 (1977), 823-832.
- 591 Boice, J. D.; Monson, R. R.; Rosenstein, M.: *Cancer Mortality in Women After Repeated Fluoroscopic Examinations of the Chest*. J. Natl. Cancer Inst. 66 (1981), 863-867.
- 592 Boice, J. D.; Preston, D.; Davis, F. G.; Monson, R. R.: *Frequent Chest X-ray Fluoroscopy and Breast Cancer Incidence among Tuberculosis Patients in Massachusetts*. Radiat. Res. 125 (1991), 214-222.
- 593 Boice, J. D.; Rosenstein, M.; Trout, D. E.: *Estimation of breast doses and breast cancer risk associated with repeated fluoroscopic chest examinations of women with tuberculosis*. Radiat. Res. 73 (1978), 373-390.
- 594 Brenner, D. J.: *Estimating cancer risks from pediatric CT: going from the qualitative to the quantitative*. Pediatr. Radiol. 32 (2002), 228-231.
- 595 Brenner, D. J.; Elliston, C. D.; Hall, E. J.; Berdon, W. E.: *Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT*. Am. J. Radiol. 176 (2001), 289-296.
- 596 Davis, F. G.; Boice, J. D.; Hrubec, Z.; Monson, R. R.: *Cancer mortality in a radiation-exposed cohort of Massachusetts tuberculosis patients*. Cancer Res. 49 (1989), 6130-6136.
- 597 Davis, F. G.; Boice, J. D.; Kelsey, J. L.; Monson, R. R.: *Cancer mortality after multiple fluoroscopies of the chest*. J. Natl. Cancer Inst. 78 (1987), 645-652.
- 598 Doody, M. M.; Lonstein, J. E.; Stovall, M.; Hacker, D. G.; Luckyanov, N.; Land, C. E.: *Breast Cancer Mortality After Diagnostic Radiography. Findings From the U. S. Scoliosis Cohort Study*. Spine 25 (2000), 2052-2063.
- 599 Evans, J. S.; Wennberg, J. E.; McNeil, B. J.: *The influence of diagnostic radiology on the incidence of breast cancer and leukaemia*. N. Engl. J. Med. 315 (1986), 810-815.
- 600 Faulkner, K.; Love, H. G.; Sweeney, J. K.; Bardsley, R. A.: *Radiation doses and somatic risk to patients during cardiac radiological procedures*. Brit. J. Radiol. 59 (1986), 359-363.
- 601 Fletcher, E. W. L.; Baum, J. D.; Draper, G.: *The risk of diagnostic radiation of the newborn*. Brit. J. Radiol. 59 (1986), 165-170.
- 602 Gohagan, J. K.; Darby, W. P.; Spitznagel, E. L.; Monsees, B. S.; Tome, A. E.: *Radiogenic breast cancer effects of mammographic screening*. J. Natl. Cancer Inst. 77 (1986), 71-76.
- 603 Gustaffson, M.; Mortensson, W.: *Radiation exposure and estimate of late effects of chest roentgen examinations in children*. Acta Radiologica Diagnosis 24 (1983), 309-314.
- 604 Hall, E. J.: *Lessons we have learned from our children - cancer risks from diagnostic radiology*. Pediatr. Radiol. 32 (2002), 700-706.
- 605 Hall, P.; Adami, H.-O.; Trichopoulos, D.; Pedersen, N. L.; Lagiou, P.; Ekbom, A.; Ingvar, M.; Lundell, M.; Granath, F.: *Effect of low doses of ionising radiation in infancy on cognitive function in adulthood: Swedish population based cohort study*. BMJ 328 (2004), 19-23.
- 606 Hoffman, D. A.; Lonstein, J. E.; Morin, M. M.; Visscher, W.; Harris, B. S. H.; Boice, J. D.: *Breast cancer in women with scoliosis exposed to multiple diagnostic x-rays*. J. Natl. Cancer Inst. 81 (1989), 1307-1312.
- 607 Howe, G. R.: *Lung cancer mortality between 1950 and 1987 after exposure to fractionated moderate-dose-rate ionizing radiation in the Canadian fluoroscopy cohort study and a comparison with lung cancer mortality in the atomic bomb survivors study*. Radiat. Res. 142 (1995), 295-304.
- 608 Howe, G. R.; McLaughlin, J.: *Breast cancer mortality between 1950 and 1987 after exposure to fractionated moderate-dose-rate ionizing radiation in the Canadian fluoroscopy cohort study and a comparison with breast cancer mortality in the atomic-bomb survivors study*. Radiat. Res. 145 (1996), 694-707.
- 609 Hrubec, Z.; Boice, J. D.; Monson, R. R.; Rosenstein, M.: *Breast cancer after multiple chest fluoroscopies: Second follow-up of Massachusetts women with tuberculosis*. Cancer Res. 49 (1989), 229-234.
- 610 Infante-Rivard, C.; Mathonnet, G.; Sinnett, D.: *Risk of childhood leukaemia associated with diagnostic irradiation and polymorphisms in DNA repair genes*. Environ. Health Perspec. 108 (2000), 495-498.

- 611 Koenig, T. R.; Mettler, F. A.; Wagner, L. K.: *Skin Injuries from Fluoroscopic Guided Procedures: Part 2, Review of 73 Cases and Recommendations for Minimizing Dose Delivered to Patient*. AJR 177 (2001), 13-20.
- 612 Koenig, T. R.; Wolff, D.; Mettler, F. A.; Wagner, L. K.: *Skin Injuries from Fluoroscopic Guided Procedures: Part 1, Characteristics of Radiation Injury*. AJR 177 (2001), 3-11.
- 613 Levy, A. R.; Goldberg, M. S.; Hanley, J. A.; Mayo, N. E.; Poitras, B.: *Projecting the lifetime risk of cancer from exposure to diagnostic ionizing radiation for adolescent idiopathic scoliosis*. Health Phys. 66 (1994), 621-633.
- 614 Little, M. P.; Boice, J. D. Jr.: *Comparison of breast cancer incidence in the Massachusetts fluoroscopy cohort and in the Japanese atomic bomb survivors*. Radiat. Res. 151 (1999), 218-224.
- 615 Little, M. P.; de Vathaire, F.; Charles, M. W.; Hawkins, M. M.; Muirhead, C. R.: *Variations with time and age in the risks of solid cancer incidence after radiation exposure in childhood*. Stat. Med. 17 (1998), 1341-1355.
- 616 McFadden, S. L.; Mooney, R. B.; Shepherd, P. H.: *X-ray dose and associated risks from radiofrequency catheter ablation procedures*. Brit. J. Radiol. 75 (2002), 253-265.
- 617 Meinert, R.; Kaletsch, U.; Kaatsch, P.; Schüz, J.; Michaelis, J.: *Associations between childhood cancer and ionizing radiation: results of a population-based case-control study in Germany*. Cancer Epidemiol. Biomarkers Prev. 8 (1999), 793-799.
- 618 Miller, A. B.; Howe, G. R.; Sherman, G. J.; Lindsay, J. P.; Yaffe, M. J.; Dinner, P. J.; Risch, H. A.; Preston, D. L.: *Mortality from breast cancer after irradiation during fluoroscopic examinations in patients being treated for tuberculosis*. N. Engl. J. Med. 321 (1989), 1285-1289.
- 619 National Research Council: *Health Effects of Exposure to Ionizing Radiation*. Report by the Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations, BEIR V, National Academy Press, Washington DC (1990).
- 620 Otto, H. (Hrsg.): *Nutzen und Risiken bei Diagnostik und Therapie mit ionisierenden Strahlen*. Vulkan-Verlag, Essen (1994).
- 621 Overbeek, F. J.; Pauwels, E. K. J.; Bloem, J. L.; Camps, J. A. J.; Geleijns, J.; Broerse, J. J.: *Somatic effects in nuclear medicine and radiology*. Appl. Rad. Isot. 50 (1999), 63-72.
- 622 Persliden, J.; Pettersson, H. B. L.; Fälth-Magnusson, K.: *Intestinal biopsy in children with coeliac disease; a swedish national study of radiation dose and risk*. Radiat. Prot. Dosim. 57 (1995), 459-462.
- 623 Pochin, E. E.: *Malignancies following low radiation exposures in man*. Brit. J. Radiol. 49 (1976), 577-579.
- 624 Rainbow, A. J.; Roginski, P.; McGreen, W.: *Radiation risk to the patient: A case study involving multiple diagnostic x ray exposures given over a period of 25 years*. Radiat. Prot. Dosim. 43 (1992), 221-224.
- 625 Richardson, R. B.: *Past and revised risk estimates for cancer induced by irradiation and their influence on dose limits*. Brit. J. Radiol. 63 (1990), 235-245.
- 626 Roebuck, D. J.: *Risk and benefit in paediatric radiology*. Pediatr. Radiol. 29 (1999), 637-640.
- 627 Ron, E.: *Cancer risks from medical radiation*. Health Phys. 85 (2003), 47-59.
- 628 Ron, E.; Modan, B.; Preston, D.; Alfandary, E.; Stovall, M.; Boice, J. D.: *Thyroid Neoplasia following Low-Dose Radiation in Childhood*. Radiat. Res. 120 (1989), 516-531.
- 629 Russell, J. G. B.; Webb, G. A. M.: *Valuing the man-sievert in X-ray diagnosis*. Brit. J. Radiol. 60 (1987), 681-684.
- 630 Saenger, E. L.; Kereiakes, J. G.; Cavanaugh, D. J.; Hall, J. L.; Eiseman, W.: *Cystourethrography Procedures in Children. Evaluation of Benefits versus Dose*. Radiology 118 (1976), 123-128.
- 631 Shu, X. O.; Jin, F.; Linet, M. S.; Zheng, W.; Clemens, J.; Mills, J.; Gao, Y. T.: *Diagnostic x-ray and ultrasound exposure and risk of childhood cancer*. Br. J. Cancer 70 (1994), 531-536.
- 632 Shu, X. O.; Potter, J. D.; Linet, M. S.; Severson, R. K.; Han, D.; Kersey, J. H.; Neglia, J.; Trigg, M. E.; Robinson, L. L.: *Diagnostic x-rays and ultrasound exposure and risk of childhood acute lymphoblastic leukaemia by immunophenotype*. Cancer Epidemiol. Biomarkers Prev. 11 (2002), 177-185.
- 633 Spengler, R. F.; Cook, D. H.; Clarke, E. A.; Olley, P. M.; Newman, A. M.: *Cancer mortality following cardiac catheterization: A preliminary follow-up study on 4,891 irradiated children*. Pediatrics 71 (1983), 235-239.
- 634 Streffer, C.; Müller, W.-U.: *Strahlenwirkungen im niedrigen Dosisbereich*. In: Otto, H. (Hrsg.): *Nutzen und Risiken bei Diagnostik und Therapie mit ionisierenden Strahlen*. Vulkan-Verlag, Essen (1994), 16-23.
- 635 Streffer, C.; Müller, W.-U.: *Bewertung des Strahlenrisikos durch die Röntgendiagnostik*. In: Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (Hrsg.): *Strahlenexposition in der medizini-*

- schen Diagnostik*. Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission, Band 30, Gustav-Fischer Verlag Stuttgart - Jena - New York (1995), 317-332.
- 636 Tekkel, M.; Rahu, M.; Hakulinen, T.: *Laterality of breast cancer associated with repeated chest fluoroscopies*. *Lancet* 1 (1989), 677-678.
- 637 Vogel, H.: *Strahlenschäden bei Kontrastmitteluntersuchungen des Verdauungstraktes*. *Röntgen-Bl.* 32 (1979), 314-318.
- 638 Wall, B. F.; Rae, S.; Darby, S. C.; Kendall, G. M.: *A reappraisal of the genetic consequences of diagnostic radiology in Great Britain*. *Brit. J. Radiol.* 54 (1981), 719-730.
- 639 Werner, A.; Isdale, J. M.: *Radiation hazards in a paediatric intensive care unit*. *Pediatr. Radiol.* 16 (1986), 275-277.

10.6. Pädiatrische Anatomie

- 640 Cristy, M.: *Active bone marrow distribution as a function of age in humans*. *Phys. Med. Biol.* 26 (1981), 389-400.
- 641 Ellis, R. E.: *The Distribution of Active Bone Marrow in the Adult*. *Phys. Med. Biol.* 5 (1961), 255-258.
- 642 Kurz, R.; Roos, R.: *Pädiatrie*. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York (2000).
- 643 Moore, S. G.; Dawson, K. L.: *Red and Yellow Marrow in the Femur: Age-related Changes in Appearance at MR Imaging*. *Radiology* 175 (1990), 219-223.
- 644 Ricci, C.; Cova, M.; Kang, Y.I S.; Yang, A.; Rahmouni, A.; Scott, W. W.; Zerhouni, E. A.: *Normal Age-Related Patterns of Cellular and Fatty Bone Marrow Distribution in the Axial Skeleton: MR Imaging Study*. *Radiology* 177 (1990), 83-88.

11. Anhang

11.1. Datenbanksysteme im Dr. von Haunerschen Kinderspital

Merkmalsumfang.

Die folgenden Tabellen geben einen Überblick über den Merkmalsumfang der Röntgenexpositionsdatenbanken der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital sowie über den Merkmalsumfang des aus den Teildatenbeständen der einzelnen Datenbanksysteme resultierenden Gesamtdatenbestandes.

Datenfeld	MINDIUS I	MINDIUS II	MINDIUS III	RIS	Gesamtdatenbestand
Patientendaten					
Patientenidentifikation					
Identifizierungsnummer					
Nachname					
Vorname					
Geburtsdatum					
Patientenidentifikation Eltern					
Nachname Elternteil					
Vorname Elternteil					
Adreßdaten					
Postleitzahl					
Wohnort					
Straße					
Versicherungsdaten					
Versicherungsschlüssel					
Anthropometrie					
Geschlecht					
Größe					
Gewicht					
Alter (über Untersuchungsdatum)					
Untersuchungsdaten					
Untersuchungsdatum					
Klinik					
Klinische Indikation					
Organuntersuchung/Zielorgan					
Art der Röntgenuntersuchung					
Röntgenexpositionsdaten					
Gerätedaten					
Programmschlüssel					
Röhrenschlüssel					
Automatikschlüssel					
Zeichenerklärung:					
	= primär vorhanden				
	= teilweise vorhanden bzw. bedingt verwertbar				
	= primär nicht vorhanden, aber rekonstruierbar				
	= primär nicht vorhanden				

Tab. 32 Merkmalsumfang der Teildatenbestände und des Gesamtdatenbestandes.

Datenfeld	MINDIUS I	MINDIUS II	MINDIUS III	RIS	Gesamtdaten- bestand
Röntgenexpositionsdaten					
Strahlenqualität					
Röhrenspannung					
Gesamtfilterung					
Expositionsgeometrie					
Focus-Haut-Abstand					
Projektion					
Organuntersuchung/Zielorgan					
Belichtungsdaten					
Stromstärke + Belichtungszeit					
Ladungsmenge					
Dosis-Flächen-Produkt					
Daten zum Strahlenschutz					
Anlage Gonadenschutz					
Daten zur Aufnahmetechnik					
Anzahl Expositionen					
Anzahl Fehlexpositionen					
Anzahl der Filme					
Filmlänge					
Filmformat					
Schwierigkeitsgrad					
Zeichenerklärung:					
	= primär vorhanden				
	= teilweise vorhanden bzw. bedingt verwertbar				
	= primär nicht vorhanden, aber rekonstruierbar				
	= primär nicht vorhanden				

Merkmalsumfang der Teildatenbestände und des Gesamtdatenbestandes (Fortsetzung).

Merkmalsausprägungen.

Klinische Indikationen		
Traumatologie		
Normbefund		
Schädelfraktur	Oberarmfraktur	Oberschenkelfraktur
Orbitafraktur	Humerusfraktur	Femurfraktur
Mandibulafraktur	Ellenbogenfraktur	Kniegelenksfraktur
Fraktur der Halswirbelsäule	Unterarmfraktur	Patellafraktur
Fraktur der Brustwirbelsäule	Radiusfraktur	Unterschenkelfraktur
Fraktur der Lendenwirbelsäule	Radiusköpfchenfraktur	Tibiafraktur
Claviculafraktur	Ulnafraktur	Fibulafraktur
Steißbeinfraktur	Monteggia-Fraktur	Sprunggelenksfraktur
Beckenfraktur	Mittelhandfraktur	Fersenbeinfraktur
Hüftgelenksfraktur	Finger-/Daumenfraktur	Mittelfußfraktur
		Vorfußfraktur
		Kahnbeinfraktur
		Zehenfraktur

Tab. 33 Klinische Indikationen zur Röntgendiagnostik des Kindes.

In der Tabelle sind die häufigsten klinischen Indikationen, Diagnosen und Differentialdiagnosen aufgeführt, wie sie zur rechnergestützten Analyse des Gesamtdatenbestandes sowie der Arztbriefe der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital herangezogen wurden.

Klinische Indikationen**Endokrinologie & Genetik**

Androgenitales Syndrom	Hypothyreose	Wachstumsbestimmung
McCune-Albright-Syndrom	Hypopituitarismus	Entwicklungsverzögerung
Noonan-Syndrom	Hypophyseninsuffizienz	Entwicklungsbeschleunigung
Prader-Labhart-Willi-Syndrom	Rachitis	Kleinwuchs
Russell-Silver-Syndrom	Osteogenesis imperfecta	Minderwuchs
Ullrich-Turner-Syndrom		Großwuchs
Vaterl-Syndrom		Hochwuchs
		Pubertas praecox
		Pubertas tarda
		Wachstumshormonmangel

Gastroenterologie

Dysphagie	Oesophago-tracheale Fistel	Ileus
Erbrechen	Oesophagusatresie	Meconium-Ileus
Bauchschmerzen	Oesophagusstenose	Briden-Ileus
Diarrhoe	Oesophagusvarizen	Dünn darmatresie
Blutiger Stuhl	Zwerchfeldefekt	Dünndarmstenose
Meteorismus	Zwerchfellhernie	Duodenalatresie
Gastroenteritis	Zwerchfellrelaxation	Duodenalstenose
Akutes Abdomen	Cardiaachalasie	Jejunalatresie
	Cardiainsuffizienz	Ileumatresie
	Gastro-oesophagealer Reflux	Invagination
	Pylorusstenose	Volvulus
	Gastroschisis	Malrotation
	Coeliakie	Appendicitis
	M. Hirschsprung	Megacolon
	Paralytischer Ileus	Colonstriktur
		Kurzdarmsyndrom
		Rectumstenose
		M. Crohn
		Colitis (ulcerosa)
		Analatresie

Pulmologie

Dyspnoe	Choanalatresie	Bronchiektasen
Stridor	Choanalstenose	Atelektasen
Husten	Tracheomalazie	Emphysem
Pertussis	Trachealstenose	Volumen pulmonum auctum
	Bronchusstenose	
	Lungenagenesie	Atemnotsyndrom
	Lungenhypoplasie	RDS
	Pulmonalatresie	ARDS
	Kielbrust	Hypoventilation
	Trichterbrust	Hypoxie
		Respiratorische Insuffizienz
	Sinusitis	Restriktion
	Asthma bronchiale	
	Epiglottitis	Schocklunge
	Pseudo-Croup	Lungenfibrose
	Bronchitis	Lungenödem
	Bronchiolitis	Lungeninfarkt
	Pneumonien	
	Pleuropneumonie	Pneumothorax
	Tuberculin-Konversion	Hämatothorax
	Intrapulmonale Tuberculose	Pleuraerguß
	Extrapulmonale Tuberculosen	Pleuraempyem

Klinische Indikationen zur Röntgendiagnostik des Kindes (Fortsetzung).

Klinische Indikationen		
Cardiologie		
Herzgeräusch	Vitium cordis	Falot-Tetralogie
Asphyxie	Mitralinsuffizienz	Truncus arteriosus communis
Tachycardie	Mitralstenose	Transposition der großen Arterien
	Atrium-Septumdefekt	Doppelter Aortenbogen
	Ventrikel-Septumdefekt	Aortenisthmusstenose
	AV-Septumdefekt	Pulmonalisstenose
	AV-Kanal	
	Linksherzhypoplasie	
	Linksherzhypertrophie	Rheumatisches Fieber
	Cardiomegalie	Endocarditis
	Cardiomyopathie	Myocarditis
	Single ventricle	Pericarditis
	Ductus Botalli apertus	Pericarderguß
Urologie		
Normbefund	Nierenagenesie	Hypospadie
Hämaturie	Nierenhypoplasie, -dysplasie	
Enuresis	Hufeisenniere	Funktionslose Niere
	Solitärnieren	Niereninsuffizienz
	Doppelnieren	Hydronephrose
	Multicystische Niere	Nephrotisches Syndrom
	Ureterabgangsstenose	Nephritis
	Terminale Ureterstenose	Nephrolithiasis
	Uretermündungsstenose	Nephropathie
	Blasenektrophie	Urolithiasis
	Kloakensyndrom	Vesico-ureteraler Reflux
	Urethralklappen	Harnwegsinfekt
Onkologie		
Hirntumor	Leukämie	Astrocytom
Hypophysentumor	Akute Lymphatische Leukämie	Ependymom
Mediastinaltumor	Akute Myeloische Leukämie	Medulloblastom
Trachea-Pseudotumor	Chronische Myeloische Leukämie	Retinoblastom
Trachealtumor	Lymphom	Neuroblastom
Rippentumor	M. Hodgkin	Paragangliom
Abdominaltumor	Non-Hodgkin-Lymphom	Nasopharynx-Carcinom
Lebertumor	Knochenmarkstransplantation	Wilms-Tumor
Nierentumor		Teratom
Hodentumor		Hepatoblastom
Ovarialtumor		Rhabdomyosarcom
Keimzelltumor		Leiomyosarcom
Knochentumor		Osteoblastom
Metastasen		Osteoidosteom
		Osteosarcom
		Ewing-Sarcom
		Klarzell-Sarcom
Andere Indikationen		
Fieber ungeklärt	Schmerzen ungeklärt	Fremdkörperingestion
		Fremdkörperaspiration

Klinische Indikationen zur Röntgendiagnostik des Kindes (Fortsetzung).

Arten der Röntgenuntersuchung	
Konventionelle Röntgendiagnostik	
Durchleuchtung / Zielaufnahmetechnik	Projektionsradiographie
Angiographie	Tomographie in Einzelschichten
Computertomographie	

Tab. 34 Röntgenuntersuchungstechniken.

11.2. Entwurf eines Datenbankstandards zur Dokumentation von Röntgenexpositionsdaten

Datenbankstandard zur Dokumentation von Röntgenexpositionsdaten
Verwaltungsdaten
Länderkennung
Ortskennung
Klinik-Kennung
Datenbank-Kennung
Personal-Kennungen
Arzt Untersuchung
RTA Untersuchung
Arzt Befundung
RTA Dateneingabe
Patientenstammdaten
Nachname
Vorname(n)
Geburtsdatum [Jahr-Monat-Tag]
Untersuchungsdatum [Jahr-Monat-Tag]
Geschlecht
Anthropometrische Daten
Körpergröße [cm]
Körpergewicht [kg]
Durchstrahlungsdurchmesser [cm]
sagittal
lateral
Klinische Angaben
Klinische Indikation(en)
Klinische Fragestellung(en)
Radiologische Befunde
Röntgenuntersuchungsdaten
Röntgenuntersuchungsart
Konventionelle Röntgendiagnostik
Projektionsradiographie
Durchleuchtung
Durchleuchtung + Zielaufnahme
Tomographie
Mammographie
Computertomographie
Kernspintomographie
Sonographie
Interventionelle Radiologie
Kennung der Röntgenuntersuchungstechnik bzw. Zielorganbereich oder Lage des Feldmittelpunktes
Expositionsgeometrie
Strahlengang bzw. Projektionsrichtung
antero-posterior
postero-anterior
rechts-lateral
links-lateral
Focus-Haut-Abstand
antero-posterior
postero-anterior
rechts-lateral
links-lateral

Tab. 35 Datenbank-Standard für internationale Anwendungen.

Die Tabelle zeigt den Merkmalsumfang eines Datenbanksystems zur optimierten Dokumentation von Röntgenexpositionsparametern in der konventionellen radiologischen Diagnostik.

Röntgenuntersuchungsdaten (Fortsetzung)

Expositionsgeometrie (Fortsetzung)

- Focus-Bildempfänger-Abstand
 - antero-posterior
 - postero-anterior
 - rechts-lateral
 - links-lateral
- Feldabmessungen
 - Feldbreite [cm]
 - antero-posterior
 - postero-anterior
 - rechts-lateral
 - links-lateral
 - Feldhöhe [cm]
 - antero-posterior
 - postero-anterior
 - rechts-lateral
 - links-lateral
- Strahlungsqualität
 - Spannung [kV]
 - antero-posterior
 - postero-anterior
 - rechts-lateral
 - links-lateral
 - Eigenfilterung: Aluminium-Gleichwert [mm]
 - Zusatzfilterung [mm]
 - Aluminium
 - Kupfer
 - andere
- Film-Folien-Systeme
 - Empfindlichkeit(sklasse)
- Streustrahlenraster
 - Typ
 - Schachtverhältnis
- Dosimetrie
 - Stromstärke [mA]
 - antero-posterior
 - postero-anterior
 - rechts-lateral
 - links-lateral
 - Belichtungszeit [ms] bzw. Durchleuchtungsdauer [s]
 - antero-posterior
 - postero-anterior
 - rechts-lateral
 - links-lateral
 - Ladungsmenge [mAs]
 - antero-posterior
 - postero-anterior
 - rechts-lateral
 - links-lateral
 - Dosisflächenprodukt [mGy cm² oder cGy cm² = μGy m²]
 - antero-posterior
 - postero-anterior
 - rechts-lateral
 - links-lateral
- Überexposition ja/nein

Datenbank-Standard für internationale Anwendungen (Fortsetzung).

11.3. Röntgenexpositionsbedingungen im Dr. von Haunerschen Kinderspital

Die folgenden Tabellen geben die Röntgenexpositionsbedingungen in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital zwischen 1976 und 2003 wieder, wie sie gemäß den Angaben der Leitenden Radiologisch-Technischen Assistentin und des Leitenden Kinderradiologen unter Zuhilfenahme sämtlicher in der Abteilung verfügbarer technischer Unterlagen und manueller Aufzeichnungen [177, 194] zu rekonstruieren waren. Eingehendere technische Details der ehemals in der Abteilung Radiologie betriebenen Röntgeneinrichtungen bzw. Dosismonitorsysteme konnten weder aus den mittlerweile nicht mehr existenten Röntgenanlagenbüchern eruiert noch bei den Herstellern der Röntgeneinrichtungen bzw. der Dosismonitorsysteme erfragt werden.

Zeitraum	Eigenfilterungs-Gleichwert bei 70 kV			
	Projektionsradiographie		Durchleuchtung	
01/1976 - 12/1996	1,5 mm Al		1,5 mm Al	
01/1997 - 05/1999	2,5 mm Al		1,5 mm Al	
06/1999 - 12/2003			2,5 mm Al	
Zeitraum	Zusatzfilterung			
	Projektionsradiographie		Durchleuchtung	
	Kinder	Erwachsene	Kinder	Erwachsene
01/1976 - 03/1979	1,0 mm Al + 0,0 mm Cu	-	1,0 mm Al + 0,0 mm Cu	-
04/1979 - 12/1999	1,0 mm Al + 0,1 mm Cu		1,0 mm Al + 0,1 mm Cu	
01/2000 - 12/2003			1,0 mm Al + 0,2 mm Cu	
Zeitraum	Zusatzfilterungs-Gleichwert der Dosisflächenprodukt-Meßkammer bei 70 kV			
01/1976 - 12/2003	0,2 mm Al			

Tab. 36 Gesamtfilterungs-Historie der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital.

Es sind nur die im Regelfall eingesetzten Aluminium- (Al-) und Kupfer- (Cu-) Zusatzfilterungen angegeben, Spezialfilterungen wie etwa Molybdän-Zusatzfilterungen wurden vernachlässigt.

Zeitraum	Verwendung eines Streustrahlenrasters							
	Projektionsradiographie							
	Schädel	Thorax				Abdomen		
	Buckytisch	Buckytisch		Wandstativ		Mobilgerät	Buckytisch	Mobilgerät
	0 - 30 a	< 8 a	> 8 a	0 - 30 a	> 8 a, 90 kV ²⁶	0 - 30 a	0 - 30 a	0 - 30 a
1976 - 1987								
1988 - 2003								
	Durchleuchtung							
	Alle Zielorganbereiche außer Dünndarm					Dünndarm		
	0 - 30 a					< 8 a	> 8 a	
1976 - 2003								
Zeichenerklärung:								
	= Röntgenuntersuchung ohne Streustrahlenraster							
	= Röntgenuntersuchung mit Streustrahlenraster							

Tab. 37 Historie des Einsatzes von Streustrahlenrastern der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital.

Die Tabelle gibt die Standard-Bedingungen für die Verwendung von Streustrahlenrastern an. Detailliertere Angaben enthalten die Belichtungstabellen der Abteilung [9]. Die seltene Verwendung des Streustrahlenrasters bei der Röntgenuntersuchung des Thorax wurde vernachlässigt.

²⁶ Ab 1988 wurde für Patienten ab 8 Jahren die Untersuchung des Thorax in aufrechter Position in *Hartstrahltechnik* (mit Streustrahlenraster) durchgeführt.

Zeitraum	Anzeige des Dosisflächenproduktes im Monitorsystem in Einheiten von			Notation des Dosisflächenproduktes im Datenbanksystem in Einheiten von		
	01/1976 - 05/1985	1 R cm ²			1 R cm ²	
06/1985 - 02/1997	1 dR cm ²	1 mR cm ²	1 dR cm ²	1 dR cm ²	1 cR cm ²	1 dR cm ²
03/1997 - 12/1998	1 cGy cm ²	1 mR cm ²	1 dR cm ²	1 cGy cm ²	1 cR cm ²	1 dR cm ²
01/1999 - 12/2003	1 cGy cm ²			1 cGy cm ²		
	Röntgenabteilung	NIPS	Andere Abteilungen	Röntgenabteilung	NIPS	Andere Abteilungen

NIPS = Neugeborenen-Intensivstation.

Tab. 38 Dosimetrie-Historie der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital.

Messung, Anzeige und Notation des als Ionendosis in Luft gemessenen Dosisflächenproduktes erfolgten seit 1976 durch die Dosismonitorsysteme in Einheiten von 1 R cm² ohne Nachkommastellen. Da sich die Sensitivität der Dosismonitorsysteme vor allem bei den Röntgenuntersuchungen von Neugeborenen als zu gering erwies, erfolgte Mitte 1985 die Umschaltung der Dosismonitore in einen um den Faktor 10 sensitiveren Modus mit Messung, Anzeige und Notation des Ionendosis-Flächen-Produktes in Einheiten von 1 dR cm² ohne Nachkommastellen [194]; in der Neugeborenen-Intensivstation (NIPS) wurde ein Austausch des alten Dosismonitorsystems gegen ein Dosismonitorsystem mit einer um den Faktor 100 höheren Sensitivität durchgeführt, wobei die Messung des Ionendosis-Flächen-Produktes in Einheiten von in 1 mR cm² und die Anzeige in Einheiten von 1 dR cm² unter Angabe von zwei Nachkommastellen erfolgte, wobei die Notation der angezeigten Werte aus datenverarbeitungstechnischen Gründen in Einheiten von 1 cR cm² ohne Nachkommastellen geschah. Die Umstellung der im Dr. von Haunerschen Kinderspital eingesetzten Dosismonitorsysteme auf die Einheit 1 cGy cm² wurde in den verschiedenen Abteilungen sukzessive vollzogen. Insgesamt wurden also bei der Notation der Dosisflächenprodukte in den Datenbanken der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital im Zeitraum zwischen 1976 und 2003 vier verschiedene metrische Systeme verwendet.

Zeitraum	Empfindlichkeitsklasse des Film-Folien-Systems				
	Schädel	Thorax	Abdomen	Extremitäten	Hand pa
01/1976 - 12/1981	100				
01/1982 - 12/1987	400		600	500	50
01/1988 - 12/1992					400
01/1993 - 12/2003					50

Tab. 39 Historie der Film-Folien-Kombinationen der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital.

Die Tabelle gibt die Standard-Bedingungen für die Verwendung von Film-Folien-Kombinationen unterschiedlicher Empfindlichkeitsklassen bei Projektionsradiographien an.

11.4. Referenzdosiswerte des Bundesamtes für Strahlenschutz

Altersgruppe [Jahre]	Referenzdosiswerte [µGy]							
	Schädel		Thorax		Abdomen		MCU	
	ap/pa	lat	ap/pa	lat	ap/pa	lat	(ap/pa)	(lat)
0	-	-	36	-	-	-	(3.900)	(4.600)
1	870	690	48	-	580	-	(2.800)	(3.600)
3 - 7	860	540	53	160	650	-	(2.300)	(3.600)
8 - 12	-	-	43	130	640	-	(3.100)	(5.000)
13 - 17	-	-	-	-	-	-	-	-
> 18	3.700	2.300	210	1.100	(7.000)		-	

MCU = Mictionscysturethrographie.

Tab. 40 Modifizierte Referenzdosiswerte des Bundesamtes für Strahlenschutz [554].

Die Tabelle gibt die vom Bundesamt für Strahlenschutz im Jahre 2003 i.w. Als Dosisflächenprodukte bekanntgemachten Referenzdosiswerte [554] für die konventionelle Radiologie in ihrer modifizierten Form als Einfallsdosen wieder. Zur Umrechnung der Dosisflächenprodukte in Einfallsdosen wurden die in dieser Arbeit an den MIRD-Phantomen definierten suboptimalen Feldgrößen verwendet. In Klammern: Aus dem integralen Dosisflächenprodukt abgeschätzte differentiale Einfallsdosen.

11.5. Mathematischer Anhang I

11.5.1. Projektionsanalyse integraler Dosisflächenprodukte

Setzt sich eine Röntgenuntersuchung aus mehreren Ebenen bzw. Projektionen zusammen, so gilt nach dem Konversionsfaktoren-Konzept:

$$H_T = \sum_{i=1}^N \phi_{T,A,i} \cdot K_{A,i}.$$

H_T = Organdosis

$\Phi_{T,A,i}$ = Konversionsfaktor zur Berechnung der Organdosis H_T aus der Ausgangsdosis K_A für das Feld unter der Projektion i

$K_{A,i}$ = Ausgangsdosisgröße für das Feld unter der Projektion i

N = Anzahl der Projektionen der Röntgenuntersuchung

Als Ausgangsdosisgröße kann das für jede Ebene der Röntgenuntersuchung separat gemessene *differentialle Dosisflächenprodukt* verwendet werden. In der radiologischen Praxis hingegen werden die differentialen Dosisflächenprodukte einer Röntgenuntersuchung meist zu einem *integralen Dosisflächenprodukt* zusammengefasst:

$$P_F = \sum_{i=1}^N P_{F,i}.$$

P_F = Integrales Dosisflächenprodukt

$P_{F,i}$ = Differentiales Dosisflächenprodukt unter der Projektion i

Die Zusammenfassung der differentialen Dosisflächenprodukte zu einem integralen Dosisflächenprodukt ist aufgrund der projektionsabhängigen Variation der Feldgrößen und der Einfallsdosen bei einer Röntgenuntersuchung mathematisch wie strahlenphysikalisch unzulässig und macht eine korrekte Rekonstruktion der Organ- und Effektivdosen aus dem Dosisflächenprodukt a priori unmöglich. Aus diesem Grunde wurde im folgenden ein als *Projektionsanalyse* bezeichnetes mathematisches Verfahren zur Aufspaltung des integralen Dosisflächenproduktes in die differentialen Dosisflächenprodukte entwickelt. Es liefert *Projektionsfaktoren* für eine Rekonstruktion der Organ- und Effektivdosen aus dem integralen Dosisflächenprodukt nach dem Konversionsfaktoren-Konzept:

$$H_T = \sum_{i=1}^N \phi_{T,P,i} \cdot P_{F,i} = \sum_{i=1}^N \phi_{T,P,i} \cdot \pi_i \cdot \sum_{j=1}^N P_{F,j} = \sum_{i=1}^N \phi_{T,P,i} \cdot \pi_i \cdot P_F.$$

H_T = Organdosis

$\Phi_{T,P,i}$ = Konversionsfaktor zur Ermittlung der Organdosis H_T aus dem differentialen Dosisflächenprodukt $P_{F,i}$ unter der Projektion i

$P_{F,i}$ = Differentiales Dosisflächenprodukt unter der Projektion i

P_F = Integrales Dosisflächenprodukt

π_i = Projektionsfaktor für die Projektion i

Projektionsanalyse für projektionsradiographische Untersuchungen.

Das integrale Dosisflächenprodukt P_F der Röntgenuntersuchung setzt sich aus den differentialen Dosisflächenprodukten $P_{F,Projektion}$ der Teilaufnahmen in den einzelnen Ebenen der Röntgenuntersuchung anhand der Anzahlen N der Teilaufnahmen in den einzelnen Ebenen, N_{ap} , N_{pa} sowie N_{lat} , wie folgt zusammen:

$$P_F = N_{ap} \cdot P_{F,ap} + N_{pa} \cdot P_{F,pa} + N_{lat} \cdot P_{F,lat}. \quad (1)$$

Die Projektionsfaktoren sollen definitionsgemäß eine Aufspaltung des integralen Dosisflächenproduktes in die differentialen Dosisflächenprodukte ermöglichen und müssen daher die folgenden Bedingungen erfüllen:

$$\begin{aligned}
N_{\text{ap}} \cdot P_{\text{F,ap}} &= \pi_{\text{ap}} \cdot P_{\text{F}}; \\
N_{\text{pa}} \cdot P_{\text{F,pa}} &= \pi_{\text{pa}} \cdot P_{\text{F}}; \\
N_{\text{lat}} \cdot P_{\text{F,lat}} &= \pi_{\text{lat}} \cdot P_{\text{F}}.
\end{aligned} \tag{2}$$

Die nach Durchtritt des Nutzstrahlenbündels durch den Patienten entstehende Bildempfängerdosis $D_{\text{B,Projektion}}$ ergibt sich für jede Projektion aus dem Dosisflächenprodukt $P_{\text{F,Projektion}}$ gemäß

$$\begin{aligned}
D_{\text{B,ap}} &= \frac{P_{\text{F,ap}}}{A_{\text{E,ap}}} \cdot \left(1 - \frac{d_{\text{P,ap}}}{r_{\text{B}}}\right)^2 \cdot e^{-\mu_{\text{eff}} \cdot d_{\text{P,ap}}} \\
D_{\text{B,pa}} &= \frac{P_{\text{F,pa}}}{A_{\text{E,pa}}} \cdot \left(1 - \frac{d_{\text{P,pa}}}{r_{\text{B}}}\right)^2 \cdot e^{-\mu_{\text{eff}} \cdot d_{\text{P,pa}}} \\
D_{\text{B,lat}} &= \frac{P_{\text{F,lat}}}{A_{\text{E,lat}}} \cdot \left(1 - \frac{d_{\text{P,lat}}}{r_{\text{B}}}\right)^2 \cdot e^{-\mu_{\text{eff}} \cdot d_{\text{P,lat}}}.
\end{aligned} \tag{3}$$

wobei der quadratische Term die Rückführung der Feldgröße $A_{\text{B,Projektion}}$ im Focus-Bildempfänger-Abstand r_{B} auf die Feldgröße $A_{\text{E,Projektion}}$ im Focus-Haut-Abstand r_{E} durch das Abstandsquadrat-Gesetz und der exponentielle Term die Schwächung des Nutzstrahlenbündels durch den Patienten berücksichtigt.

Die Abhängigkeit der Schwächung des Nutzstrahlenbündels von seiner spektralen Energieverteilung beim Durchtritt durch den Patienten kommt im exponentiellen Term implizit in der Spektralenergieabhängigkeit der effektiven linearen Schwächungskoeffizienten μ_{eff} zum Ausdruck, wie sie von *Hart et al.* [564] durch Monte-Carlo-Simulation für verschiedene Feldgrößen und Strahlungsqualitäten (verschiedene Röntgenröhrenspannungen bei einer Gesamtfiltration von 3 - 4 mm Al) errechnet wurden. Sie sind - anders als die linearen Schwächungskoeffizienten [267, 268] - nicht nur von der Photonenenergie, sondern auch von der Strahlungsqualität und von der Feldgröße A_{E} abhängig. Der Sagittaldurchmesser der durchstrahlten Körperregion ist $d_{\text{P,ap}} = d_{\text{P,pa}}$, der Lateraldurchmesser $d_{\text{P,lat}}$.

Die Erzielung eines bestimmten Kontrastes bzw. einer bestimmten Schwärzung des Röntgenfilmes bedarf unabhängig von der Projektion einer von den Eigenschaften des Film-Folien-Systems und von der Strahlungsqualität und damit der Röntgenröhrenspannung $U_{\text{Projektion}}$ abhängigen Schwärzungsdosis D_{S} , die der Bildempfängerdosis $D_{\text{B,Projektion}}$ entspricht:

$$\begin{aligned}
D_{\text{S}}(U_{\text{ap}}) &= D_{\text{B,ap}}; \\
D_{\text{S}}(U_{\text{pa}}) &= D_{\text{B,pa}}; \\
D_{\text{S}}(U_{\text{lat}}) &= D_{\text{B,lat}}.
\end{aligned} \tag{4}$$

In der radiologischen Praxis wird die Strahlungsqualität unter den verschiedenen Projektionen weitgehend konstant gehalten; so betragen die Differenzen der Röntgenröhrenspannungen in Lateralprojektion und der Röntgenröhrenspannungen in Sagittalprojektion gemäß den Belichtungstabellen in der pädiatrischen Radiologie selten mehr als 10%. Damit kann näherungsweise die für die Ableitung der Projektionsfaktoren essentielle Annahme

$$D_{\text{S}} = D_{\text{B,ap}} = D_{\text{B,pa}} = D_{\text{B,lat}} \tag{5}$$

getroffen werden. Aus den genannten Gleichungen ergeben sich nach einigen Umformungen die Projektionsfaktoren zur Aufspaltung des integralen Dosisflächenproduktes in die diffe-

rentialen Dosisflächenprodukte für die verschiedenen Ebenen der Röntgenuntersuchung; die Schwärzungsdosis tritt nicht mehr explizit in Erscheinung:

$$\begin{aligned}\pi_{ap} &= \frac{1}{1 + \frac{N_{pa}}{N_{ap}} \cdot \frac{A_{E,pa}}{A_{E,ap}} + \frac{N_{lat}}{N_{ap}} \cdot \frac{A_{E,lat}}{A_{E,ap}} \cdot \left(\frac{r_B - d_{P,ap}}{r_B - d_{P,lat}}\right)^2} \cdot e^{+(\mu_{eff} \cdot d_{P,lat} - \mu_{eff} \cdot d_{P,ap})} \\ \pi_{pa} &= \frac{1}{1 + \frac{N_{ap}}{N_{pa}} \cdot \frac{A_{E,ap}}{A_{E,pa}} + \frac{N_{lat}}{N_{pa}} \cdot \frac{A_{E,lat}}{A_{E,pa}} \cdot \left(\frac{r_B - d_{P,ap}}{r_B - d_{P,lat}}\right)^2} \cdot e^{+(\mu_{eff} \cdot d_{P,lat} - \mu_{eff} \cdot d_{P,ap})} \\ \pi_{lat} &= \frac{1}{1 + \left(\frac{N_{ap}}{N_{lat}} \cdot \frac{A_{E,ap}}{A_{E,lat}} + \frac{N_{pa}}{N_{lat}} \cdot \frac{A_{E,pa}}{A_{E,lat}}\right) \cdot \left(\frac{r_B - d_{P,ap}}{r_B - d_{P,lat}}\right)^{-2}} \cdot e^{-(\mu_{eff} \cdot d_{P,lat} - \mu_{eff} \cdot d_{P,ap})}\end{aligned}\quad (6)$$

$\pi_{\text{Projektion}}$	= Projektionsfaktor für die entsprechende Projektion
$N_{\text{Projektion}}$	= Anzahl der Teilaufnahmen
$A_{\text{Projektion}}$	= Feldgröße unter der entsprechenden Projektion
r_B	= Focus-Bildempfänger-Abstand
$d_{\text{Projektion}}$	= Durchmesser der durchstrahlten Körperregion
μ_{eff}	= Linearer effektiver Schwächungskoeffizient gemäß NRPB [564].

Projektionsanalyse für Durchleuchtungsuntersuchungen.

Das für die Projektionsradiographie abgeleitete Verfahren ist auf Durchleuchtungsuntersuchungen übertragbar. Sofern die Durchleuchtungsdauern T unter den einzelnen Projektionen, T_{ap} , T_{pa} sowie T_{lat} , bekannt sind, kann das integrale Dosisflächenprodukt P_F der Röntgenuntersuchung aus den differentialen Dosisleistungsflächenprodukten $\dot{P}_{F, \text{Projektion}}$ der Teildurchleuchtungen in den einzelnen Ebenen ermittelt werden:

$$P_F = T_{ap} \cdot \dot{P}_{F,ap} + T_{pa} \cdot \dot{P}_{F,pa} + T_{lat} \cdot \dot{P}_{F,lat} . \quad (7)$$

Die Projektionsfaktoren müssen folgende Bedingungen erfüllen:

$$\begin{aligned}N_{ap} \cdot \dot{P}_{F,ap} &= \pi_{ap} \cdot \dot{P}_F ; \\ N_{pa} \cdot \dot{P}_{F,pa} &= \pi_{pa} \cdot \dot{P}_F ; \\ N_{lat} \cdot \dot{P}_{F,lat} &= \pi_{lat} \cdot \dot{P}_F .\end{aligned}\quad (8)$$

Die Bildempfängerdosisleistungen unter den einzelnen Projektionen $\dot{D}_{B, \text{Projektion}}$ ergeben sich gemäß

$$\begin{aligned}\dot{D}_{B,ap} &= \frac{\dot{P}_{F,ap}}{A_{E,ap}} \cdot \left(1 - \frac{d_{P,ap}}{r_B}\right)^2 \cdot e^{-\mu_{eff} \cdot d_{P,ap}} \\ \dot{D}_{B,pa} &= \frac{\dot{P}_{F,pa}}{A_{E,pa}} \cdot \left(1 - \frac{d_{P,pa}}{r_B}\right)^2 \cdot e^{-\mu_{eff} \cdot d_{P,pa}} \\ \dot{D}_{B,lat} &= \frac{\dot{P}_{F,lat}}{A_{E,lat}} \cdot \left(1 - \frac{d_{P,lat}}{r_B}\right)^2 \cdot e^{-\mu_{eff} \cdot d_{P,lat}} ,\end{aligned}\quad (9)$$

wobei sich die Korrekturterme wie im Fall der Projektionsradiographie ergeben.

Der Kontrast bzw. die Helligkeit des Untersuchungsbildschirms sind der Bildempfängerdosisleistung proportional und werden bei modernen Bildverstärker-Fernseh-Anlagen zur automatischen Dosisleistungsregelung (ADR) verwendet [13], weswegen die Annahme

$$\dot{D}_{B,ap} = \dot{D}_{B,pa} = \dot{D}_{B,lat} \quad (10)$$

getroffen werden kann.

Aus den genannten Gleichungen ergeben in Analogie zur Projektionsradiographie Projektionsfaktoren zur Aufspaltung des integralen Dosisflächenproduktes in die differentialen Dosisflächenprodukte in den verschiedenen Ebenen der Durchleuchtungsuntersuchung; die Bildempfängerdosisleistung tritt nicht mehr explizit in Erscheinung:

$$\pi_{ap} = \frac{1}{1 + \frac{T_{pa}}{T_{ap}} \cdot \frac{A_{E,pa}}{A_{E,ap}} + \frac{T_{lat}}{T_{ap}} \cdot \frac{A_{E,lat}}{A_{E,ap}} \cdot \left(\frac{r_{B-dP,ap}}{r_{B-dP,lat}}\right)^2 \cdot e^{+(\mu_{eff} \cdot d_{P,lat} - \mu_{eff} \cdot d_{P,ap})}}$$

$$\pi_{pa} = \frac{1}{1 + \frac{T_{ap}}{T_{pa}} \cdot \frac{A_{E,ap}}{A_{E,pa}} + \frac{T_{lat}}{T_{pa}} \cdot \frac{A_{E,lat}}{A_{E,pa}} \cdot \left(\frac{r_{B-dP,ap}}{r_{B-dP,lat}}\right)^2 \cdot e^{+(\mu_{eff} \cdot d_{P,lat} - \mu_{eff} \cdot d_{P,ap})}} \quad (11)$$

$$\pi_{lat} = \frac{1}{1 + \left(\frac{T_{ap}}{T_{lat}} \cdot \frac{A_{E,ap}}{A_{E,lat}} + \frac{T_{pa}}{T_{lat}} \cdot \frac{A_{E,pa}}{A_{E,lat}}\right) \cdot \left(\frac{r_{B-dP,ap}}{r_{B-dP,lat}}\right)^{-2} \cdot e^{-(\mu_{eff} \cdot d_{P,lat} - \mu_{eff} \cdot d_{P,ap})}}$$

$\pi_{\text{Projektion}}$	= Projektionsfaktor für die entsprechende Projektion
$T_{\text{Projektion}}$	= Durchleuchtungsdauer unter der entsprechenden Projektion
$A_{\text{Projektion}}$	= Feldgröße unter der entsprechenden Projektion [564]
r_B	= Focus-Bildempfänger-Abstand
$d_{\text{Projektion}}$	= Durchmesser der durchstrahlten Körperregion
μ_{eff}	= Linearer effektiver Schwächungskoeffizient gemäß NRPB [564].

Wie ersichtlich, ist die Zerlegung neben den Durchleuchtungsdauern stark von den Feldgrößen abhängig. Da letztere während einer Durchleuchtungsuntersuchungen vom Untersucher in der Regel nicht konstant gehalten werden, ist das beschriebene Verfahren für Durchleuchtungsuntersuchungen lediglich bei Vorliegen streng standardisierter Untersuchungsbedingungen oder in grober Näherung anwendbar.

Bemerkung.

Da die Röntgenröhrenspannung - ebenso wie das Dosisflächenprodukt - nicht gesondert für jede Teilprojektion einer Röntgenuntersuchung explizit notiert wurden, wurden die effektiven Schwächungskoeffizienten in dieser Arbeit lediglich für die notierte Röntgenröhrenspannung ermittelt. Da die Abhängigkeit der effektiven Schwächungskoeffizienten von der Röntgenröhrenspannung vergleichsweise gering ist und die Differenzen zwischen der Röntgenröhrenspannung bei lateralem und bei sagittalem Strahlengang bei Röntgenuntersuchungen etwa des Körperrumpfes selten mehr als 10% betragen [9, 13], trägt diese Näherung nicht wesentlich zum Gesamtfehler des Verfahrens bei.

11.5.2. Abhängigkeit der Standard-Feldgröße von der Anthropometrie des Patienten

Da die Abmessungen der Strahlungsfelder bei den in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital durchgeführten Röntgenuntersuchungen nicht dokumentiert wurden, erfolgte zur Berechnung der Einfall-, Organ- und Effektivdosen aus den gemessenen Dosisflächenprodukten für die verschiedenen Röntgenuntersuchungstechniken die Festlegung optimaler und suboptimaler Standard-Feldeinstellungen an den MIRD-Phantomen der verschiedenen Altersstufen. Da die MIRD-Phantome der verschiedenen Altersstufen gemäß dem jeweiligen medianen somatischen Entwicklungsstand der von ihnen repräsentierten Altersstufen konstruiert wurden und die anthropometrischen Merkmale einer Stichprobe des Patientenkollektivs des Dr. von Haunerschen Kinderspitals einer Normalverteilung um die anthropometrischen Merkmale der MIRD-Phantome folgte, ergaben sich bei der Bestimmung der individuellen Einfalldosen aus den gemessenen Dosisflächenprodukten anhand der an

den MIRD-Phantomen definierten Standard-Feldgrößen zwangsläufig stochastische Fehler, deren Größe von der jeweiligen Abweichung der individuellen somatischen Entwicklung der Patienten einer Altersstufe von dem medianen Entwicklungsstand aller Patienten der gleichen Altersstufe bestimmt wurde.

Um eine Quantifizierung des stochastischen Fehlers bei der Bestimmung der Einfalldosen zu ermöglichen, wurde ausgehend vom äquivalenten kreiszylindrischen Durchmesser nach *Lindskoug* [19, 568, 569, 570] ein mathematisches Modell zur Beschreibung der Abhängigkeit der Standard-Feldgrößen von der Anthropometrie des Patienten entworfen.

Gemäß dem *Lindskoug*-Modell ist der äquivalente kreiszylindrische Durchmesser eines Patienten eine Funktion der Körpergröße und der Körpermasse des Patienten:

$$d = \frac{2}{\sqrt{\pi \cdot \rho}} \cdot \sqrt{\frac{m}{h}} \quad (12)$$

d = äquivalenter kreiszylindrischer Durchmesser des Patienten

π = Kreiszahl

ρ = mittlere Dichte des Patientenkörpers

m = Masse des Patienten

h = Körpergröße des Patienten

Da die klinische Bestimmung der Einblendung und damit der Feldgröße des Primärstrahlenbündels bei einer Röntgenuntersuchung anhand definierter anatomischer Bezugspunkte und somit nahezu unabhängig vom somatischen Entwicklungsstand des Patienten indirekt gemäß anthropometrischer Merkmale erfolgt, kann die Strahlungsfeldgröße bei einer bestimmten Röntgenuntersuchung und bei einer bestimmten Projektionsrichtung bzw. einem bestimmten Strahlengang als proportional zur Körpergröße und zum Durchmesser des Patienten in der Ebene des Strahlungsfeldes aufgefaßt werden:

$$A_{\text{sagittal}} \sim d_{\text{lateral}} \cdot h \quad (13)$$

$$A_{\text{lateral}} \sim d_{\text{sagittal}} \cdot h$$

A = Strahlungsfeldgröße beim jeweiligen Strahlengang

d = Patientendurchmesser in der Ebene des Strahlungsfeldes

h = Körpergröße des Patienten

Die bis zum sechsten Lebensjahr zu rechtfertigende Approximation des Patientenkörpers durch einen Kreiszylinder läßt die Beschreibung der Körperdurchmesser durch den äquivalenten kreiszylindrischen Durchmesser nach *Lindskoug* zu, sodaß die Strahlungsfeldgröße bei sagittalem und bei lateralem Strahlengang beschrieben werden kann durch

$$A_{\text{sagittal}} = a_{\text{sagittal}} \cdot \sqrt{m \cdot h} \quad (14)$$

$$A_{\text{lateral}} = a_{\text{lateral}} \cdot \sqrt{m \cdot h}$$

A = Strahlungsfeldgröße beim jeweiligen Strahlengang

α = Proportionalitätsfaktor für die jeweilige Projektionsrichtung

m = Masse des Patienten

h = Körpergröße des Patienten,

wobei der projektionsabhängige Proportionalitätsfaktor Konstanten (Kreiszahl und Dichte des Patientenkörpers) beinhaltet und die unterschiedlichen Einblendungen des Strahlungsfeldes unter den verschiedenen Strahlengängen berücksichtigt.

Die Beschreibung der Strahlungsfeldgröße gemäß dem *Lindskoug*-Modell ermöglicht die Abschätzung des stochastischen Fehlers bei der Bestimmung der Strahlungsfeldgröße bei einem Patienten anhand somatographischer Daten des Patientenkollektivs.

11.6. Mathematischer Anhang II: Fehlerrechnungen

Gauß'sches Fehlerfortpflanzungsgesetz.

Nach *Gauß* errechnet sich der Gesamtfehler einer Funktion F aus den Fehlern ihrer Variablen x_i wie folgt:

$$\Delta F(x_1, \dots, x_n) = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial F}{\partial x_i}\right)^2 (\Delta x_i)^2} \quad (15)$$

11.6.1. Fehler bei der Rekonstruktion der Einfalldosis aus dem Dosisflächenprodukt

Die Einfalldosis errechnet sich aus dem Dosisflächenprodukt und der Strahlungsfeldgröße wie folgt:

$$K_E = \frac{P_F}{A} \quad (16)$$

K_E = Einfalldosis

P_F = Dosisflächenprodukt

A = Strahlungsfeldgröße

Die Unsicherheit bei der Rekonstruktion der Einfalldosis aus dem Dosisflächenprodukt anhand von Standard-Feldgrößen setzt sich aus dem stochastischen Fehler bei der Messung des Dosisflächenproduktes und dem stochastischen Fehler bei der Zuordnung der an den MIRD-Phantomen festgelegten Standard-Feldgrößen zu den Röntgenuntersuchungsdatensätzen zusammen.

Die Zuordnung der an den MIRD-Phantomen der verschiedenen Altersstufen festgelegten Strahlungsfeldgrößen zu den Röntgenuntersuchungsdatensätzen konnte in Ermangelung weiterführender Angaben in den Röntgenuntersuchungsdatenbanken nicht anhand des somatischen Alters, sondern nur anhand des Lebensalters der Patienten erfolgen. Aufgrund der Streuung der anthropometrischen Kenngrößen der Patienten um die den medianen somatischen Entwicklungsstand ihrer Altersstufe repräsentierenden anthropometrischen Parameter der MIRD-Phantome kam es bei der Berechnung der Einfalldosis aus dem gemessenen Dosisflächenprodukt anhand der über das Lebensalter bestimmten Standard-Feldgröße zwangsläufig zu stochastischen Fehlern. Deren Quantifizierung setzt die Kenntnis einer funktionalen Abhängigkeit der Standard-Feldgrößen von den anthropometrischen Parametern der MIRD-Phantome voraus. Diese Quantifizierung kann, wie bereits gezeigt wurde, durch die Beschreibung des Zusammenhangs zwischen der Strahlungsfeldgröße bei einer Röntgenuntersuchung und der Anthropometrie des Patienten mit Hilfe des äquivalenten kreiszylindrischen Durchmessers nach *Lindskoug* [19, 568, 569, 570] erfolgen:

$$A = \alpha \cdot \sqrt{m \cdot h} \quad (17)$$

A = Strahlungsfeldgröße

α = Proportionalitätsfaktor (i.w. abhängig von der Röntgenuntersuchungstechnik)

m = Körpermasse des Patienten

h = Körpergröße des Patienten.

Damit errechnet sich die relative Unsicherheit bei der Rekonstruktion der Einfalldosis aus dem Dosisflächenprodukt und der Standard-Feldgröße gemäß dem Gauß'schen Fehlerfortpflanzungsgesetz zu:

$$\left[\frac{\Delta K_E}{K_E} \right]_{P_F} = \sqrt{\left(\frac{\Delta P_F}{P_F} \right)^2 + \frac{1}{4} \cdot \left[\left(\frac{\Delta m}{m} \right)^2 + \left(\frac{\Delta h}{h} \right)^2 \right]} \quad (18)$$

K_E = Einfalldosis

P_F = Dosisflächenprodukt

m = Körpermasse des Patienten

h = Körpergröße des Patienten

11.6.2. Fehler bei der Rekonstruktion der Einfalldosis aus der Bildempfängerdosis

Die Einfalldosis errechnet sich nach dem Bildempfänger-Konzept aus der erforderlichen Bildempfängerdosis und dem Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten wie folgt:

$$K_E = K_B \cdot e^{+\mu_{\text{eff}} \cdot d} \quad (19)$$

K_E = Einfalldosis

K_B = Bildempfängerdosis

μ_{eff} = Effektiver Schwächungskoeffizienten der durchstrahlten Körperregion

d = Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten

Der hierzu verwendete Durchstrahlungsdurchmesser wurde in Analogie zu den Standard-Feldgrößen anhand der MIRD-Phantome festgelegt und ist somit der gleichen Problematik unterworfen. Die Herstellung einer funktionalen Abhängigkeit zwischen dem Durchstrahlungsdurchmesser und den anthropometrischen Kenngrößen eines Patienten besteht in der Identifizierung des Durchstrahlungsdurchmessers mit dem äquivalenten kreiszylindrischen Durchmesser nach *Lindskoug*:

$$d = \frac{2}{\sqrt{\pi \cdot \rho}} \cdot \sqrt{\frac{m}{h}} \quad (12)$$

d = äquivalenter kreiszylindrischer Durchmesser des Patienten

π = Kreiszahl

ρ = mittlere Dichte des Patientenkörpers

m = Masse des Patienten

h = Körpergröße des Patienten,

Damit errechnet sich die relative Unsicherheit bei der Bestimmung der Einfalldosis aus der Bildempfängerdosis gemäß dem Gauß'schen Fehlerfortpflanzungsgesetz zu:

$$\left[\frac{\Delta K_E}{K_E} \right]_{K_B} = \frac{\mu_{\text{eff}} \cdot d}{2} \cdot \sqrt{\left(\frac{\Delta m}{m} \right)^2 + \left(\frac{\Delta h}{h} \right)^2} \quad (20)$$

K_E = Einfalldosis

K_B = Bildempfängerdosis

μ_{eff} = Effektiver Schwächungskoeffizient der durchstrahlten Körperregion

d = Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten

m = Körpermasse des Patienten

h = Körpergröße des Patienten

11.6.3. Fehler bei der Ermittlung der Konversionsfaktoren

Die relative Unsicherheit bei der Ermittlung der Konversionsfaktoren setzt sich aus dem inhärenten stochastischen Fehler bei der Monte-Carlo-Simulation (MC) und dem stochastischen Fehler bei der Zuordnung der durch Simulation der Röntgenuntersuchungstechniken an den MIRD-Phantomen zu den Röntgenuntersuchungsdatensätzen anhand des Lebensalters der Patienten. Somit ist analog zu dem Vorgehen bei der Berechnung des stochastischen Fehlers bei der Rekonstruktion der Einfalldosis aus dem Dosisflächenprodukt und der Standard-Feldgröße eine funktionale Beziehung zwischen der Höhe des Konversionsfaktors und den anthropometrischen Kenngrößen des Patienten herzustellen. Wie in Abb. 119 und Abb. 120 gezeigt wurde, kann ein linearer Zusammenhang zwischen der Höhe der Konversionsfaktoren und dem Durchstrahlungsdurchmesser der durchstrahlten Körperregionen des Patienten hergestellt werden. Wie in der Bemerkung zu diesem Abschnitt erläutert werden wird, ist der in den Abbildungen dargestellte lineare Zusammenhang als lineare Approximation einer Exponentialfunktion aufzufassen:

$$\Phi_T(d) = \Phi_T(0) \cdot e^{-\bar{\mu} \cdot d} \approx \Phi_T(0) \cdot (1 - \bar{\mu} \cdot d) \quad (22)$$

Φ_T = Konversionsfaktor zur Ermittlung der Organdosis im Referenzorganbereich T

μ = Linearer Schwächungskoeffizient der Konversionsfaktoren

d = Durchstrahlungsdurchmesser der durchstrahlten Körperregion des Patienten

Damit errechnet sich die relative Unsicherheit bei der Bestimmung der Konversionsfaktoren gemäß dem Gauß'schen Fehlerfortpflanzungsgesetz zu:

$$\frac{\Delta\Phi_T}{\Phi_T} = \left(\frac{\Delta\Phi_T}{\Phi_T}\right)_{MC} + \frac{\bar{\mu} \cdot d}{2} \cdot \sqrt{\left(\frac{\Delta m}{m}\right)^2 + \left(\frac{\Delta h}{h}\right)^2} \quad (23)$$

Φ_T = Konversionsfaktor zur Ermittlung der Organdosis im Referenzorganbereich T

μ = Linearer Schwächungskoeffizient der Konversionsfaktoren

d = Durchstrahlungsdurchmesser der durchstrahlten Körperregion des Patienten

m = Körpermasse des Patienten

h = Körpergröße des Patienten

Bemerkung.

Nach weitergehenden, in dieser Arbeit nicht dargestellten Untersuchungen erwies sich die in Abb. 119 und Abb. 120 gezeigte Darstellung der Konversionsfaktoren in Abhängigkeit vom Durchstrahlungsdurchmesser zur Herstellung einer funktionalen Abhängigkeit zwischen den Größen als weitaus besser geeignet als eine Darstellung etwa in Abhängigkeit von der Masse der Referenzorgane. Dieser überraschende Befund [255] dürfte nicht zuletzt darin begründet liegen, daß die Anthropomorphie der MIR-D-Phantome als wichtige Einflußgröße der Konversionsfaktoren simultan von den anthropometrischen Kenngrößen Körpergröße und Körpergewicht bestimmt wird, die - wie das kreiszylindrische Körpermodell nach *Lindskoug* zeigt - wiederum beide die Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten bestimmen.

Die aus den Abbildungen zu ermittelnden linearen Schwächungskoeffizienten der Konversionsfaktoren zeigen bezüglich ihrer Materialabhängigkeit qualitativ ein ähnliches Verhalten wie die Schwächungs- und Energieabsorptionskoeffizienten für Photonenstrahlungen. Somit dürfte ein exponentielles Modell die Abhängigkeit der Konversionsfaktoren vom Durchstrahlungsdurchmesser adäquat beschreiben.

11.6.4. Fehler bei der Rekonstruktion der Organ- und Effektivdosen aus der Einfalldosis

Die Organ- und Effektivdosen errechnen sich nach dem Konversionsfaktoren-Konzept aus den Einfalldosen wie folgt:

$$H_T = \phi_T \cdot K_E \quad (24)$$

H_T = Organdosis im Referenzorganbereich T

Φ_T = Konversionsfaktor zur Ermittlung der Organdosis im Referenzorganbereich T

K_E = Einfalldosis.

Nach dem Gauß'schen Fehlerfortpflanzungsgesetz ergibt sich für die relative Unsicherheit der Organdosisbestimmung:

$$\left[\frac{\Delta H_T}{H_T}\right]_{P_F} = \sqrt{\left(\frac{\Delta \Phi_T}{\phi_T}\right)^2 + \left(\left[\frac{\Delta K_E}{K_E}\right]_{P_F}\right)^2}; \quad (25)$$

$$\left[\frac{\Delta H_T}{H_T}\right]_{K_B} = \sqrt{\left(\frac{\Delta \Phi_T}{\phi_T}\right)^2 + \left(\left[\frac{\Delta K_E}{K_E}\right]_{K_B}\right)^2}$$

H_T = Organdosis im Referenzorganbereich T

P_F = Dosisflächenprodukt

K_B = Bildempfängerdosis

K_E = Einfalldosis

Φ_T = Konversionsfaktor zur Ermittlung der Organdosis im Referenzorganbereich T

11.6.5. Fehler bei der Berechnung von Kumulativ- und Kollektivdosen aus den Organ-dosen

Die kumulativen Organ-dosen berechnen sich aus den Organ-dosen durch die Aufsummierung der Einzeldosen zu:

$$H_{T,kum} = \sum_t H_{T,t} \quad (26)$$

$H_{T,kum}$ = Kumulative Organ-dosis im Referenzorganbereich T

$H_{T,i}$ = Organ-dosis im Referenzorganbereich T zum Zeitpunkt t

Die kollektive Organ-dosis berechnet sich aus den kumulativen Organ-dosen gemäß:

$$S_T = \sum_{i=1}^N H_{T,kum,i} \quad (27)$$

S_T = Kollektive Organ-dosis im Referenzorganbereich T

$H_{T,kum,i}$ = Kumulative Organ-dosis beim Patienten i

N = Größe des Patientenkollektivs

Die absolute Unsicherheit bei der Berechnung der kumulativen Organ-dosen errechnet sich aus den relativen Fehlern bei der Bestimmung der einzelnen Organ-dosis zu

$$\Delta H_{T,kum} = \sum_t \Delta H_{T,t} = \sum_t \frac{\Delta H_{T,t}}{H_{T,t}} \cdot H_{T,t} \quad (28)$$

Da die relative Unsicherheit bei der Rekonstruktion der Organ-dosen im wesentlichen vom Dosisrekonstruktionsverfahren bestimmt wird, muß zwischen den aus den gemessenen Dosis-flächenprodukten berechneten und den aus den Bildempfängerdosen abgeschätzten Organ-dosen unterschieden werden:

$$\Delta H_{T,kum} = \left[\sum_t \frac{\Delta H_{T,t}}{H_{T,t}} \cdot H_{T,t} \right]_{P_F} + \left[\sum_t \frac{\Delta H_{T,t}}{H_{T,t}} \cdot H_{T,t} \right]_{K_B} \quad (29a)$$

Diese Unterscheidung gilt auch für die kumulative Organ-dosis:

$$H_{T,kum} = \left[\sum_t H_{T,t} \right]_{P_F} + \left[\sum_t H_{T,t} \right]_{K_B} \quad (29b)$$

Die relativen Unsicherheiten in der Bestimmung der Organ-dosis sind bei beiden Verfahren von der Organ-dosis unabhängig. Somit gilt:

$$\Delta H_{T,kum} = \left[\frac{\Delta H_T}{H_T} \right]_{P_F} \cdot \left[\sum_t H_{T,t} \right]_{P_F} + \left[\frac{\Delta H_T}{H_T} \right]_{K_B} \cdot \left[\sum_t H_{T,t} \right]_{K_B} \quad (30)$$

Die relative Unsicherheit bei der Berechnung der kumulativen Organ-dosen ergibt sich damit aus Gleichung (29a) und Gleichung (29b) zu

$$\frac{\Delta H_{T,kum}}{H_{T,kum}} = n_{P_F} \cdot \left[\frac{\Delta H_T}{H_T} \right]_{P_F} + n_{K_B} \cdot \left[\frac{\Delta H_T}{H_T} \right]_{K_B} \quad (31)$$

Analog ist die relative Unsicherheit bei der Berechnung der kollektiven Organ-dosis

$$\frac{\Delta S_T}{S_T} = n_{P_F} \cdot \left[\frac{\Delta H_T}{H_T} \right]_{P_F} + n_{K_B} \cdot \left[\frac{\Delta H_T}{H_T} \right]_{K_B} \quad (32)$$

$H_{T,kum}$ = Kumulative Organ-dosis im Referenzorganbereich T

S_T = Kollektive Organ-dosis im Referenzorganbereich T

H_T = Organ-dosis im Referenzorganbereich T

P_F = Dosisflächenprodukt

K_B = Bildempfängerdosis

n_{P_F} = Relative Häufigkeit der Berechnung der Organ-dosis aus dem Dosisflächenprodukt

n_{K_B} = Relative Häufigkeit der Abschätzung der Organ-dosis aus der Bildempfängerdosis

11.6.6. Tabellarische Zusammenfassung der Fehlerbeträge

Die folgende Tabelle enthält eine Zusammenfassung der nach den in den letzten Abschnitten abgeleiteten Formeln berechneten stochastischen Fehler im Dosisrekonstruktionsverfahren.

Größe	Formelzeichen	Standardabweichung
Fehler außerhalb des Dosisrekonstruktionsverfahrens		
Körpermasse des Patienten	$\Delta m/m$	$\leq 30\%$
Körpergröße des Patienten	$\Delta h/h$	$\leq 10\%$
Dosisflächenprodukt (Meßwert)	$\Delta P_F/P_F$	$\leq 10\%$
Konversionsfaktor (Simulationsfehler)	$\Delta \Phi_T/\Phi_T$	$\leq 5\%$
Fehler innerhalb des Dosisrekonstruktionsverfahrens		
Einfalldosis aus dem Dosisflächenprodukt (DFP)	$(\Delta K_E/K_E)_{P_F}$	$\leq 20\%$
Einfalldosis aus der Bildempfängerdosis (BE)	$(\Delta K_E/K_E)_{K_B}$	$\leq 170\%$
Konversionsfaktor (Gesamtfehler)	$\Delta \Phi_T/\Phi_T$	$\leq 35\%$
Organdosis (Einzelfehler)	$(\Delta H_T/H_T)_{P_F}$ $(\Delta H_T/H_T)_{K_B}$	$\leq 50\%$; $\leq 170\%$
Organdosis (gewichteter mittlerer Gesamtfehler)	$\Delta H_T/H_T$	$\leq 70\%$
Kumulative Organdosis (gewichteter mittlerer Gesamtfehler)	$\Delta H_{T,kum}/H_{T,kum}$	$\leq 70\%$
Kollektive Organdosis (gewichteter mittlerer Gesamtfehler)	$\Delta S_T/S_T$	$\leq 70\%$

Tab. 41 Stochastische Fehler bei der Dosisrekonstruktion.

In der Tabelle wurden die während des Dosisrekonstruktionsverfahrens auftretenden Fehler zusammengefaßt. Als Fehler wurden jeweils eine relative Standardabweichung angegeben.

Bemerkung.

Da die Fehlerrechnung nach konservativen Gesichtspunkten erfolgte, wurden für die in den Gleichungen zur Fehlerrechnung explizit auftretenden effektiven Schwächungskoeffizienten und Durchstrahlungsdurchmesser die in den Tabellenwerken auffindbaren Maximalbeträge eingesetzt. Somit liegt der Fehler bei der Bestimmung der Einfalldosis aus der Bildempfängerdosis in jedem Falle niedriger als der in der Tabelle angegebene Wert.

12. Danksagung

Für die Überlassung des außerordentlich spannenden Themas der vorliegenden Arbeit, die herzliche Aufnahme in seine Abteilung und in seine Arbeitsgruppe sowie die geduldige und engagierte Betreuung der Arbeit möchte ich Herrn Professor Dr. Karl Schneider, Leiter der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital der Ludwig-Maximilians-Universität München, vielmals danken.

Für manche Unterstützung nicht allein in fachlicher Hinsicht will ich mich bei Herrn Dr. Dieter Regulla und Herrn Dipl.-Phys. Werner Panzer, Institut für Strahlenschutz, GSF - Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit Neuherberg, und natürlich bei Frau Professor Dr. Maria Blettner, Direktorin des Instituts für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik der Universität Mainz, herzlich bedanken.

Herrn Professor em. Dr. Albrecht Kellerer, Herrn PD Dr. Werner Rühm und Herrn Professor em. Dr. Ernst Schmid, Strahlenbiologisches Institut der Universität München, Herrn Dr. Bernd Grosche und Herrn Dr. Günther Stephan, Bundesamt für Strahlenschutz Neuherberg, sowie Herrn Professor em. Dr. Dietrich Harder, Institut für Biophysik, Universität Göttingen, bin ich für die wohlwollende Begleitung der als Grundlage für das Forschungsprojekt des Bundes dienenden Arbeit dankbar.

Frau Dr. Birgit Kammer, Oberärztin der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital, Herrn Dr. Claus-Peter Wallner, Assistenzarzt der Abteilung, und vor allem Herrn Dipl.-Psych. Murry M. Kohn, EDV-Beauftragten der Abteilung, trifft mein Dank für ihre Unterstützung bei den zahlreichen Problemen im Verlauf der Arbeit.

Herrn Dr. Hans-Dieter Nagel, Philips Medizin-Systeme Hamburg, sei für die Klärung röntgentechnischer Fragen gedankt.

Frau Dipl.-Ing. (FH) Ute Fill, Institut für Strahlenschutz, GSF - Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit Neuherberg, gebührt mein Dank für die unkomplizierte und tatkräftige Unterstützung bei mancher organisatorischen und logistischen Schwierigkeit. Herr Dr. Christoph Hoeschen, Leiter der Arbeitsgruppe Medizinphysik am gleichen Institut, hat dankenswerterweise meine Literaturrecherchen am GSF-Forschungszentrum ermöglicht.

Frau Dipl.-Math. Maria Zankl, Institut für Strahlenschutz, GSF - Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit Neuherberg, bin ich für wichtige Literaturhinweise zur mathematischen Dosimetrie zu Dank verpflichtet. Ihr, Herrn Dipl.-Inf. Norbert Rössler und Herrn Dipl.-Ing. Werner Neubauer schulde ich Dank für die spontane und umgehende Unterstützung bei der Lesbarmachung der beschädigten Datenträger.

Den Begründern der Datenbanksysteme des Dr. von Haunerschen Kinderspitals und der Münchner Universitätskliniken, Herrn Dr. Hans Schöfer, Bayerisches Landesamt für Arbeitssicherheit, Arbeitsmedizin und Sicherheitstechnik, sowie Herrn Professor Dr. August König und Herrn Dr. Stephan Endres, Klinikum Innenstadt der Universität München, verdanke ich Informationen zu den Datenbanksystemen der Kinderklinik und der Münchner Universitätskliniken.

Herrn Dr. Heinrich Eder, Bayerisches Landesamt für Arbeitssicherheit, Arbeitsmedizin und Sicherheitstechnik, und Herrn Dr. Richard Veit, Bundesamt für Strahlenschutz, danke ich für Hinweise zur klinischen Dosimetrie und zu den Referenzdosiswerten.

Dank gilt auch Frau Sigi Eberle und Frau Sabine Heyn, Radiologisch-Technischen Assistentinnen der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital, für ihre tatkräftige Mithilfe bei der Schließung der Datenlücke im Rahmen des Forschungsprojektes.

Nicht zuletzt muß ich Frau Veronika Gallitzendorfer, Ltd. Radiologisch-Technischer Assistentin der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital, meinen herzlichen Dank abstaten; ihre präzise geführten Aufzeichnungen und ihr gutes Gedächtnis erleichterten Herrn Professor Schneider und mir die detektivische Rekonstruktion der Röntgenexpositionsbedingungen der letzten achtundzwanzig Jahre, ohne welche die vorliegende Arbeit in dieser Form nicht hätte entstehen können.

Dank sagen möchte ich auch den bisher noch nicht genannten Mitarbeiterinnen der Abteilung Radiologie, Frau Beate Fink, Frau Beate Grumbt, Frau Brigitte Gustovic, Frau Dr. Irene Krüger-Stollfuß, Frau Marlene Martl, Frau Petra Rohleder, Frau Dr. Claudia Rummeny, Frau Susanna Simon, Frau Ulrike Wagner, sowie allen, die mir im Dr. von Haunerschen Kinderspital freundliche Aufnahme gewährt haben.

München, im Juli 2005

Michael Seidenbusch

Finis operis.

Lebenslauf

- 15.05.1967 Geboren in München
- Herbst 1973 Eintritt in die Fromund-Grundschule München
- Herbst 1977 Übertritt in das Albert-Einstein-Gymnasium München
- Frühjahr 1986 *Abiturabschluß am Albert-Einstein-Gymnasium München*
- Herbst 1986 Aufnahme des Studiums der Allgemeinen Physik an der Technischen Universität München
- Herbst 1992 Diplomand am Institut für Strahlenschutz des GSF - Forschungszentrums für Umwelt und Gesundheit Neuherberg in Zusammenarbeit mit dem Institut für Angewandte Kernphysik und Nukleare Festkörperphysik E15 der Technischen Universität München
- Herbst 1993 *Diplom in Allgemeiner Physik an der Technischen Universität München*
Volontär am Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz des Städtischen Krankenhauses München-Schwabing
- Frühjahr 1994 Aufnahme des Fernaufbaustudiums der Medizinischen Physik und Technik an der Universität Kaiserslautern
- Frühjahr 1995 Medizinphysiker am Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz des Städtischen Krankenhauses München-Schwabing
- Winter 1995 *Fachkunde im Strahlenschutz auf allen Anwendungsgebieten gemäß Röntgen- und Strahlenschutzverordnung*
- Frühjahr 1996 Aufnahme des Studiums der Humanmedizin an der Universität Göttingen
- Sommer 1996 *Fachanerkennung für Medizinische Physik der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik*
Abschlußzertifikat in Medizinischer Physik und Technik der Universität Kaiserslautern
- Herbst 1996 Fortsetzung des Studiums der Humanmedizin an der Universität München
Gastwissenschaftler am Institut für Strahlenschutz des GSF - Forschungszentrums für Umwelt und Gesundheit
- Frühjahr 2002 Doktorand in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital der Universität München
- Sommer 2004 Wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Abteilung Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital der Universität München
- Frühjahr 2006 *Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung in Humanmedizin*

Publikationen und Vorträge

Da Rosa, L. A. R.; Seidenbusch, M. C.; Regulla, D. F.: *Dose profile assessment at gold-tissue interfaces using TSEE*. Radiat. Prot. Dosim. 85 (1999), 433-436.

Regulla, D.; Friedland, W.; Harder, D.; Hieber, L.; Panzer, W.; Schmid, E.; Seidenbusch, M.: *Sprungartige Dosiserhöhung und LET-Änderung im Nahbereich von Materialien hoher Ordnungszahl bei röntgendiagnostischen Strahlenqualitäten*. Tagungsbericht, DGMP-Tagung, Passau (1999).

Regulla, D.; Friedland, W.; Hieber, L.; Panzer, W.; Seidenbusch, M.; Schmid, E.: *Spatially limited effects of dose and LET enhancement near tissue/gold interfaces at diagnostic X-ray qualities*. Radiat. Prot. Dosim. 90 (2000), 159-163.

Regulla, D.; Friedland, W.; Panzer, W.; Seidenbusch, M.; Hieber, L.; Schmid, E.; Harder, D.: *New X-ray induced dose and LET effects in human tissues*. IRPA 2000, Hiroshima (2000).

Regulla, D.; Hieber, L.; Panzer, W.; Schmid, E.; Seidenbusch, M.: *Dose effects in tissues at an X-ray irradiated gold surface and related biological effects in different mammalian cells*. Vortrag, Dublin (1999).

Regulla, D.; Hieber, L.; Seidenbusch, M.: *Physikalische und biologische Wirkung von Sekundärstrahlung an Gewebe-Metall-Grenzschichten*. 28. Jahrestagung des Fachverbands für Strahlenschutz e.V., Hannover (1999).

Regulla, D.; Hieber, L.; Seidenbusch, M.: *Physical and biological interface dose effects in tissue due to X-ray-induced release of secondary radiation from metallic gold surfaces*. Rad. Res. 150 (1998), 92-100.

Regulla, D.; Hieber, L.; Seidenbusch, M.: *Erhöhung von Dosis und biologischen Wirkungen durch rückgestreute Elektronen aus röntgenbestrahlten Materialien höherer Ordnungszahl*. Z. Med. Phys. 10 (2000), 52-62.

Schneider, K.; Kammer, B.; Wallner, C. P.; Seidenbusch, M. C.; Kohn, M. M.: *Können die neuen Dosisreferenzwerte in der Pädiatrischen Radiologie eingehalten werden? Bildbewertungen und dosimetrische Analysen am Beispiel von Abdomenaufnahmen*. 41. Jahrestagung der Gesellschaft für Pädiatrische Radiologie (2004).

Seidenbusch, M. C.; Kohn, M. M.; Gallitzendorfer, V.; Regulla, D. F.; Schneider, K.: *Analysis of radiation exposure data and dosimetric aspects - survey from 1976 to 2003 of 200.000 paediatric X-ray examinations in Dr. von Hauner's Children's Hospital, University of Munich*. Pediatr. Radiol. 34 Suppl. 2 (2004), S147.

Seidenbusch, M.; Kohn, M. M.; Gallitzendorfer, V.; Schneider, K.; Regulla, D.: *25 Jahre Röntgendatenbank in der Kinderradiologie*. Hauner-Journal 11/12 (2003), 32-34.

Seidenbusch, M. C.; Kohn, M. M.; Kammer, B.; Wallner, C.-P.; Schneider, K.: *Dosimetric survey of the abdominal X-ray examination and the micturition cysturethrography (MCUG) from 1976 to 2004 in Dr. von Hauner's Children's Hospital, Klinikum der Universität München*. EFOMP-Tagung, Nürnberg (to be published 2005).

Seidenbusch, M. C.; Kohn, M. M.; Wallner, C.-P.; Kammer, B.; Schneider, K.: *Analysis of radiation exposure data and dosimetric aspects - survey of paediatric X-ray examinations of the abdomen and the micturition cysturethrography (MCUG) from 1976 to 2004 in Dr. von Hauner's Children's Hospital, University of Munich*. Pediatr. Radiol. 35 Suppl. 2 (2005), S162.

Seidenbusch, M.; Regulla, D.; Schneider, K.: *Häufigkeit pädiatrischer Röntgenuntersuchungen im Verlauf der letzten 30 Jahre in einer Universitäts-Kinderklinik - Analyse der Indikationsstellung bei den häufigsten Röntgenuntersuchungen der jeweiligen Organe*. Der Radiologe 46 (2006), 727.

