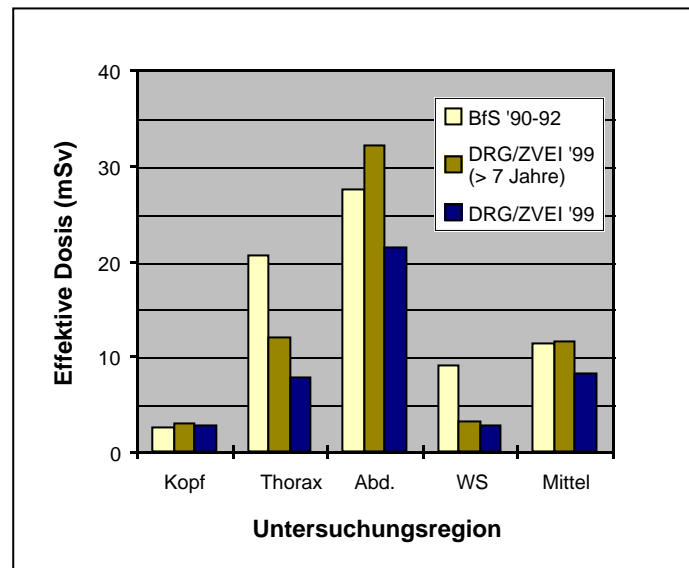


# CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland

Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage im Jahre 1999

M. Galanski, H.D. Nagel, G. Stamm



Deutsche Röntgengesellschaft

Zentralverband  
Elektrotechnik- und  
Elektronikindustrie e.V.



Fachverband Elektromedizinische Technik

# CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland

Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage im Jahre 1999

---

M. Galanski, H.D. Nagel, G. Stamm



Deutsche Röntgengesellschaft

Zentralverband  
Elektrotechnik- und  
Elektronikindustrie e.V.



Fachverband Elektromedizinische Technik

---

## Anschriften der Autoren

Prof. Dr. med. Michael Galanski  
Zentrum Radiologie der MHH  
Abt. Diagnostische Radiologie I  
Carl-Neuberg-Straße 1  
30625 Hannover

Dr. rer. nat. Hans Dieter Nagel  
Philips Medizin Systeme  
Wissenschaftliche Abteilung  
Röntgenstr. 24  
22335 Hamburg

Dr. rer. nat. Georg Stamm  
Zentrum Radiologie der MHH  
Experimentelle Radiologie  
Carl-Neuberg-Straße 1  
30625 Hannover

### Hinweis

Bei der vorliegenden Broschüre handelt es sich um einen inhaltsgleichen Nachdruck des in der Fachzeitschrift ‚Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und bildgebenden Verfahren (RöFo)‘ Band 173 Heft 10 im Oktober 2001 auf den Seiten R1 bis R66 abgedruckten Reports.

Geschützte Warennamen (Warenzeichen) werden nicht besonders kenntlich gemacht. Aus dem Fehlen eines solchen Hinweises kann also nicht geschlossen werden, daß es sich um einen freien Warennamen handelt.

Das Werk, einschließlich aller seiner Teile, ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechts ist ohne Zustimmung des Herausgebers unzulässig und strafbar. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Medien.

### © ZVEI, Frankfurt

1. Auflage: Januar 2002

Bezugsquelle:

Layout: H.D. Nagel, Hamburg  
gesetzt auf Apple Macintosh  
mit Adobe PageMaker

Fachverband Elektromedizinische Technik im ZVEI e.V.  
Stresemannallee 19, 60596 Frankfurt

Druck: Offizin Paul Hartung Druck GmbH & Co. KG  
D-20020 Hamburg

Ansprechpartner: Dipl.-Phys. Adolf Schröder  
Telefax: 069-6302 390  
E-Mail: medtech@zvei.org

---

# Vorwort der Deutschen Röntgengesellschaft

Die Computertomographie nimmt aufgrund ihrer überlegenen Aussagekraft, der gut standardisierten Untersuchungstechnik und der Verfügbarkeit seit Jahren eine dominierende Stellung in der diagnostischen Radiologie ein. Zweifellos beinhaltet sie eine höhere Strahlenexposition für den Patienten als die Projektionsradiographie. Dem muß jedoch der beträchtliche diagnostische Gewinn gegenübergestellt werden, ein Aspekt, dem in der oft unsachlich und polemisch geführten öffentlichen Diskussion nicht genügend Rechnung getragen wird.

Vor diesem Hintergrund und der Tatsache, dass die Patientenrichtlinie der EU von den Mitgliedsstaaten Referenzdosiswerte für Röntgenuntersuchungen fordert, ist der vorliegende Report zu sehen. Er hat das Ziel, die Diskussion um die CT-Strahlenexposition zu versachlichen und Dosiskorridore festzulegen.

Während für die Projektionsradiographie aufgrund jahrzehntelanger Erfahrung akzeptierte Orientierungsdaten existieren, ist die Datenlage für die Computertomographie aufgrund der komplexen Zusammenhänge und der Tatsache, dass es sich nicht bloß um Aufnahmen, sondern um Untersuchungsabläufe handelt, lückenhaft. Die Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage zur Expositions-dosis bei häufigen und typischen CT-Untersuchungen, die Gegenstand dieses Reports sind, stellen einen ersten Schritt auf dem Weg zu Referenzdosiswerten für die Computertomographie dar. Folgt man einem Vorschlag bisheriger Fachgespräche, so können der 1. und 3. Quartilenwert einen Dosiskorridor vorgeben, in dem sich die Expositionswerte für die verschiedenen CT-Untersuchungen bewegen sollten. In einem nächsten Schritt soll anhand einer ROC-Studie die Wechselwirkung von Kontrastauflösung und Dosis bzw. Rauschen untersucht werden. Die Dosisabhängigkeit des ROC-Kurvenverlaufs wird dann eine Abschätzung des Dosisbedarfs für die besonders kritische Niedrigkontrastauflösung zulassen.

Der Report ist ein Beleg dafür, dass sich sowohl die Radiologie (Fachgesellschaft, praktizierende Radiologen und Berufsverband) wie auch die Geräteindustrie ihrer Verantwortung voll bewusst sind, sich intensiv mit dem Thema der Dosisreduktion auseinanderzusetzen und im Konsens mit dem Bundesamt für Strahlenschutz Referenzwerte für computertomographische Untersuchungen zu erarbeiten.

*Prof. Dr. M. Galanski*

Vorsitzender Ausschuß  
Qualitätssicherung der DRG

## Vorwort des Fachverbands Elektromedizinische Technik im ZVEI e.V.

Mit der Veröffentlichung der Erhebungsergebnisse des Bundesamts für Strahlenschutz aus dem Zeitraum 1990 - 92 hat eine bis heute anhaltende Diskussion über die mit der Computertomographie verbundene Strahlenexposition begonnen. Diese Diskussion haben die im ZVEI-Fachverband Elektromedizinische Technik vertretenen CT-Herstellerfirmen vor gut drei Jahren zum Anlass genommen, die Initiative zu ergreifen und alle beteiligten Kreise zu einer gemeinschaftlichen Lösung des Problems aufzurufen.

Auf der Gründungsversammlung der *Konzertierten Aktion Dosisreduktion CT* im Mai 1998 wurde eine Reihe von Maßnahmen verabredet, die vordringlich in Angriff zu nehmen sind. Mit ihrer Hilfe sollen die Voraussetzungen dafür geschaffen werden, dass CT-Untersuchungen in Zukunft mit einer reduzierten Dosis erfolgen, die an den diagnostischen Erfordernissen angepaßt ist. Der mit Abstand wichtigste Wunsch der Industrie war die Aufstellung entsprechender Vorgaben seitens der Anwender, um die von ihnen hergestellten Geräte bereits ab Werk mit entsprechend dosisreduzierten Scanprotokollen versehen zu können.

Dankenswerterweise ist die Deutsche Röntgengesellschaft als wissenschaftliche Fachgesellschaft der deutschen Radiologen nicht nur dem Ruf zur Mitarbeit gefolgt, sondern hat auch der mehrheitlich geäußerten Bitte zur Übernahme der Federführung der *Konzertierten Aktion* entsprochen. Seitdem hat die Gruppe um Prof. Dr. M. Galanski, Dr. G. Stamm und Dr. H.D. Nagel eine Reihe viel versprechender Projekte gestartet und teilweise bereits zum Abschluss gebracht. Die bisherigen und noch zu erwartenden Ergebnisse in Verbindung mit einer großen Beteiligung von CT-Anwenderschaft und Industrie haben die Teilnehmer zur Überzeugung gelangen lassen, dass die gemeinsam initiierte *Konzertierte Aktion* außerordentlich erfolgreich arbeitet und die gesteckten Ziele in der vorgesehenen Zeit erreichen wird.

Mit der abgeschlossenen Umfrage zur CT-Expositionspraxis wurde eine wichtige Grundlage für die dringend benötigte Optimierungsstudie geschaffen. Künftige Verbesserungen werden sich an den Ergebnissen der Umfrage objektiv messen lassen. Darüber liefert das dabei gewonnene Zahlenmaterial eine außerordentlich nützlich-

che Orientierungshilfe, die es Herstellern und Anwendern bereits jetzt ermöglicht, ihre Anwendungsempfehlungen und Arbeitsweisen in einem ersten Schritt an künftige Erfordernisse anzupassen.

Ebenso hat die Umfrage deutlich gemacht, wo aus strahlenhygienischen, aber auch aus anwendungstechnischen Gründen ein Ersatz älterer Scanner durch modernere Geräte mit den entsprechenden Möglichkeiten zum Arbeiten bei reduzierter Dosis geboten ist. Sofern der politische Wille zur nachhaltigen Verbesserung der Situation besteht, müssen im Gegenzug auch die finanziellen Voraussetzungen geschaffen werden, die es den Anwendern ermöglichen, entsprechende Ersatzinvestitionen notfalls vorziehen zu können.

Im Namen der Mitglieder des ZVEI-Fachverbandes Elektromedizinische Technik danke ich den Autoren dieses Reports für ihre fundierte und anschauliche Analyse der gegenwärtigen Situation sowie für die umfangreichen Arbeiten, die zur Erstellung des Manuskripts und zur Ermittlung und Auswertung des hierzu benötigten Zahlenmaterials von ihnen geleistet worden sind.

*Hans-Peter Bursig*

Geschäftsführer  
des Fachverbands

Elektromedizinische Technik im ZVEI e.V.

# Zusammenfassung

Im Jahre 1999 wurde eine bundesweite Umfrage zur CT-Expositionspraxis in Deutschland in Zusammenarbeit zwischen der Deutschen Röntgengesellschaft (DRG) und dem Fachverband Elektromedizinische Technik im ZVEI durchgeführt. Die Umfrage erfolgte als Fragebogenaktion, bei der alle Betreiber von CT-Geräten in Krankenhäusern und privaten Praxen angeschrieben und nach den dosisbestimmenden Daten für 14 Standard-CT-Untersuchungen (Geräteangaben, Scanprotokolle, untersuchungsbezogene Daten, Angaben zur Häufigkeit von Untersuchungen) befragt wurden. Bei einer Rücklaufquote von rund 50% konnten repräsentative Ergebnisse für das gesamte Spektrum von Untersuchungen, Anwenderbereichen und Gerätetypen ermittelt werden.

Aus den Angaben für die einzelnen Scanprotokolle in den zurückgesandten Fragebögen wurden die Dosiswerte individuell je nach Gerätetyp berechnet. Da es sich bei dieser Studie um die erste flächendeckende CT-Umfrage seit 1989 handelte, konnten vielfältige Trends, die aus den zwischenzeitlich erfolgten Änderungen in der Beschaffenheit der Geräte und ihrer Anwendung resultieren, und ihre Auswirkungen auf die Strahlenexposition aufgezeigt werden.

Die wichtigsten Ergebnisse dieser Studie sind:

- Bestehende Dosisempfehlungen, die 1992 von der Bundesärztekammer auf Basis der Dosis frei Luft auf der Rotationsachse (maximal 50 mGy) aufgestellt worden sind, werden häufig überschritten und im Mittel nur bei Untersuchungen in der Thoraxregion und bei CT-Angiographien eingehalten. Eine ungeeignete Wahl der Dosismessgröße für diese Empfehlungen führte dazu, dass die Anwender bestimmter Gerätetypen übermäßig benachteiligt wurden.
- Die mittlere Effektivdosis pro Untersuchung beträgt rund 8 mSv.
- Die Effektivdosen der meisten Untersuchungen sind mit Ausnahme der Regionen Thorax und Wirbelsäule höher als vor 10 Jahren (NRPB-Umfrage in Großbritannien). Dies trifft insbesondere auf die Standard-Abdomen-Untersuchung zu, bei der die Effektivdosis auf den dreifachen Wert angestiegen ist.
- Erhöhungen der effektiven Dosis sind in erster Linie die Folge leistungsfähigerer Röntgenröhren und kürzerer Rotationszeiten (Subsekunden-Scanner). Dadurch sind neben der Einstellung höherer Dosiswerte pro Schicht und der Vergrößerung der Untersuchungsregionen auch erst neue Indikationen und Mehrphasenuntersuchungen ermöglicht worden.
- Ein Vergleich mit den Ergebnissen der Abschätzung des Bundesamts für Strahlenschutz (BfS) im Zeitraum 1990 - 92 zeigt dagegen einen Rückgang bei der effektiven Dosis pro Untersuchung um rund 30%. Dieser Rückgang ist überwiegend der Einführung der Spiral-CT-Technik mit der Möglichkeit zum dosis-sparenden Arbeiten bei erhöhtem Pitch zuzuschreiben.
- Generell höhere Dosiswerte wurden für Geräte festgestellt, die im Zeitraum 1988 - 1992 installiert worden sind. Diese Geräte sind durch eine verkürzte Geometrie, verringerte Strahlenfilterung und fehlende Spiralfähigkeit gekennzeichnet.
- Die Häufigkeit der jährlichen CT-Untersuchungen hat im Vergleich zu 1990/92 um 60% zugenommen und beläuft sich nun auf 90 Untersuchungen pro 1000 Einwohner und Jahr.
- Setzt man voraus, dass sich die Beiträge der anderen Modalitäten im Zeitraum seit 1990/92 nicht signifikant verändert haben, so hat der Beitrag der CT zur kollektiven effektiven Dosis leicht von ca. 35% auf rund 40% zugenommen.

Auf Basis der Umfrageergebnisse werden Vorschläge zur Aufstellung von Referenzdosiswerten gemacht, die entsprechend der Euratom-Richtlinie von 1997 zum Schutz des Patienten gefordert sind. Ein Vergleich mit den Vorschlägen in den europäischen Qualitätsrichtlinien für CT zeigt, dass diese Werte häufig nicht repräsentativ für den aktuellen Stand von Untersuchungs- und Gerätetechnik sind. Die Vorschläge dieses Reports basieren auf dem gewichteten CTDI und dem Dosislängenprodukt. Sie beinhalten jeweils Wertepaare, die den Bereich guter Untersuchungstechnik markieren.

## Abstract

In 1999, a nation-wide survey on CT practice in Germany was conducted in a collaborative study by the German Roentgen Society (DRG) and the Association of Manufacturers of Electromedical Equipment (ZVEI). The survey was based on questionnaires sent to all users of CT scanners in hospitals and private practices, asking for dose-relevant data on 14 standard CT examinations (scanner data, protocol settings, examination-related parameters, and frequencies of examination). With a return rate of approximately 50%, representative results were obtained for the entire spectrum of areas of application, groups of users, and scanner models.

Dose values were assessed individually for each scanner from the protocol settings given in the returned questionnaires. As this study was the first large-scale survey performed since 1989, numerous trends resulting from changes in the design and the use of CT scanners, and their consequences on radiation exposure, could be deduced.

The most important results of this study are:

- Existing dose recommendations that were introduced in 1992 by the German Federal Chamber of Physicians in terms of the dose free-in-air on the axis of rotation (a maximum of 50 mGy) are often exceeded and are met on average only in examinations of the chest region and in CTA. This is mainly caused by the choice of an inadequate dose quantity for the recommendations which overly handicaps the users of certain scanner models.
- The mean effective dose per examination amounts to approximately 8 mSv.
- Effective doses are significantly higher than 10 years ago (NRPB survey in the UK) for most examinations, except for those of the chest and spine. This particularly holds true for general scans of the abdomen, where the effective dose has increased by a factor of three.
- Increases in effective dose are primarily a consequence of improved tube loading capacity and shorter rotation times, which allow not only the use of higher dose settings per scan and the scanning of larger volumes but also new indications and multiphase examinations.
- A comparison with the results from a projection made by the German Federal Bureau on Radiation Protection in 1990 – 92, however, reveals a 30% reduction in effective dose per examination. This reduction is mostly due to the introduction of spiral CT which allows to perform scans with increased pitch settings.
- Significantly increased dose values are regularly found for scanners that were installed in the period 1988 - 1992. These models are characterized by shorter geometries, reduced beam filtration and lack of spiral CT capability.
- The frequency of annual CT examinations increased by 60% compared to 1990/92 and amounts now to 90 examinations per 1000 inhabitants per year.
- Provided that the contributions from other modalities have not changed significantly since 1990/92, the contribution of CT to the collective effective dose has slightly increased from 35% to approximately 40%.

Based on the results of this survey, a proposal is made how to set up reference dose values for standard CT examinations as required from the European directive issued in 1997 for the purposes of radiation protection of patients. A comparison with the proposal given in the European guidelines on quality criteria for CT reveals that these values are often not representative for the actual state of examination techniques and scanner technology. The proposal given in this report is specified in terms of weighted CTDI and dose-length product and includes pairs of dose values which indicate the range of good radiological practice.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung .....</b>	<b>1</b>
<b>2. Konzeption und Zielsetzung .....</b>	<b>3</b>
Definition von Standard-CT-Untersuchungen .....	3
Untersuchungsregionen .....	3
Festlegung der Scangrenzen .....	3
Datenabfrage .....	4
Expositionsdaten .....	4
Untersuchungsbezogene Daten .....	4
Auswertedaten .....	4
Gerätedaten .....	4
Anwenderdaten .....	4
Datenauswertung .....	5
Dosisberechnung .....	5
Auswertekriterien .....	5
<b>3. Datenerhebung .....</b>	<b>7</b>
Anschreibe-Aktionen .....	7
Erstes Anschreiben .....	7
Zweites Anschreiben .....	7
Drittes Anschreiben .....	7
Rücklauf .....	8
Datenqualität .....	9
<b>4. Datenauswertung .....</b>	<b>11</b>
Dosisgrößen .....	11
Dosis frei Luft auf der Systemachse (CTDIL) .....	11
Gewichteter CTDI (CTDI <sub>w</sub> ) .....	11
Dosislängenprodukt (DLP <sub>w</sub> ) .....	12
Effektive Dosis .....	12
Basisdaten .....	12
Geräte-Eckdaten .....	12
Untersuchungs-Eckdaten .....	13
Dosisberechnungen .....	13
Pauschalisierungen und Datenkorrektur .....	13
<b>5. Ergebnisse und Diskussion .....</b>	<b>15</b>
Allgemeine Ergebnisse .....	15
Beteiligungsgrad .....	15
Anwenderbereiche .....	15
Untersuchungsfrequenzen .....	15
Herstellerverteilung .....	17
Altersverteilung .....	17
Detektortyp .....	17
Spiral-CT-Fähigkeit .....	18



Summarische Ergebnisse .....	19
Dosis frei Luft auf der Systemachse .....	19
Gewichteter CTDI .....	20
Dosislängenprodukt .....	20
Effektive Dosis .....	21
Schichtdicken .....	22
Pitch .....	23
Scanlängen .....	24
Scanserien .....	24
Bereichsabhängigkeit .....	24
Altersabhängigkeit .....	24
Detektor-Abhängigkeit .....	25
Herstellerabhängigkeit .....	26
Einfluß Spiral-CT .....	27
Ergebnisse für die einzelnen Standard-Untersuchungen .....	28
Hirnschädel (HS) .....	29
Gesichtsschädel / Nasennebenhöhlen (GS/NNH) .....	30
Gesichtsschädel + Hals (GS+H) .....	31
Thorax (THO) .....	32
Gesamtes Abdomen (ABD+BE) .....	33
Oberbauch bzw. Leber / Niere (LE/NI) .....	34
Becken (BE) .....	35
Tumorstaging / Follow-Up (TST/FU) .....	36
Aorta thorakal (ATH) .....	37
Aorta abdominal (AAB) .....	38
Pulmonalgefäße (PG) .....	39
Beckenskelett (BS) .....	40
Halswirbelsäule (HWS) .....	41
Lendenwirbelsäule (LWS) .....	42
<b>6. Vergleich mit anderen Umfragen und Regulierungen .....</b>	<b>43</b>
Befolgung des 50 mGy frei-Luft-Werts .....	43
Vergleich mit NRPB-Erhebung von 1989 .....	44
Vergleich mit BfS-Abschätzung von 1990 - 92 .....	47
Vergleich mit Multicenter-CT-Studie der DRG von 1996 .....	49
Vergleich mit EUR-Vorschlägen zu Referenzdosiswerten von 1999 .....	49
<b>7. Zusammenfassung und Ausblick .....</b>	<b>51</b>
Ergebnisse und Trends .....	51
Vorschläge zur Aufstellung diagnostischer Referenzwerte .....	52
Feedback und Benchmarking .....	54
Ausblick .....	54
Danksagung .....	55
<b>Anhänge .....</b>	<b>57</b>
Anhang A: Anschreiben und Fragebogenformulare .....	57
Anhang B: Untersuchungs-Eckdaten .....	59
Anhang C: Geräte-Eckdaten .....	60
Anhang D: Dosisdaten der einzelnen Standard-CT-Untersuchungen .....	61
Anhang E: Feedback-Aktion für Teilnehmer der Umfrage .....	67
<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>69</b>

# 1. Einleitung

Die Computertomographie als bildgebende Modalität existiert seit nunmehr fast 30 Jahren und hat sich im klinischen Alltag fest etabliert. Das immense diagnostische Potential war so beeindruckend und dominierend, dass die mit dieser modernen Schnittbildtechnik verbundene Strahlenexposition wenig Beachtung fand. Ihr Ausmaß wurde - zumindest für die bundesdeutsche Fachöffentlichkeit - erstmals evident, nachdem das Bundesamt für Strahlenschutz zwischen 1990 und 92 eine Erhebung zur Strahlenexposition der Patienten in der Röntgendiagnostik durchgeführt hatte (Bernhardt95). Die Abschätzung der CT-bedingten Exposition erbrachte einen Beitrag von 35% zur kollektiven effektiven Dosis bei einem Anteil von lediglich 4% am gesamten Untersuchungsaufkommen (Abb. 1.1 und 1.2).

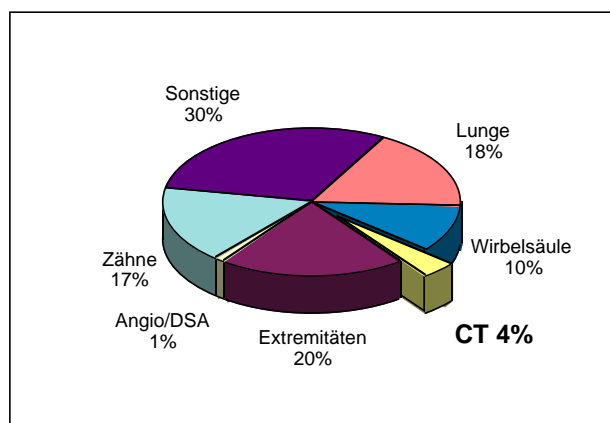
Die währenddessen und in der Folgezeit einsetzende Diskussion war Anlaß für vereinzelte Bemühungen zur Dosisreduktion in der CT (z.B. Leitlinie der Bundesärztekammer (BÄK92), Multicenter-Studie CT der DRG (Scheck98)). Ein regelrechter Durchbruch blieb jedoch aus, da es an wesentlichen Voraussetzungen wie beispielsweise einem Konsens über den diagnostisch erforderlichen Dosisbedarf von CT-Untersuchungen mangelte.

Auf Initiative des Fachverbands Elektromedizinische Technik im ZVEI wurde im Frühsommer daher die ‚Konzertierte Aktion Dosisreduktion CT‘ ins Leben ge-

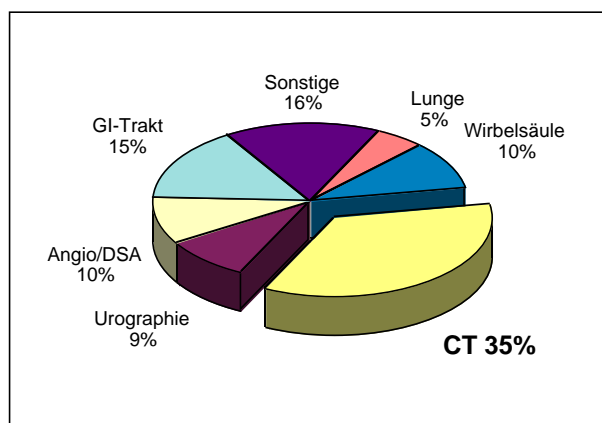
rufen. Auf dem Gründungstreffen, zu dem alle interessierten Fachkreise und zuständigen Organisationen eingeladen waren, wurde eine Reihe konkreter Projekte, die unter Federführung der Deutschen Röntgengesellschaft vordringlich in Angriff genommen werden sollten, verabredet. Hierzu zählt als wichtigste Einzelmaßnahme die Erarbeitung konsensfähiger Dosisvorgaben für Standard-CT-Untersuchungen.

Zwar existiert mit der Leitlinie der Bundesärztekammer (BÄK92) bereits seit 1992 eine Empfehlung zur Dosisbegrenzung. Sie hat jedoch - nicht zuletzt auch aufgrund etlicher Schwachpunkte in der Konzeption - nur bedingt Akzeptanz gefunden. Ähnliches gilt für die nahezu gleichlautende rechtsverbindliche Regelung, die 1998 Eingang in die Richtlinie zur Sachverständigenprüfung nach RöV (RW 13) gefunden hat (RöV98).

Seit 1997 wird mit der Euratom-Patientenrichtlinie (CEC97) zusätzlich die Aufstellung diagnostischer Referenzwerte für sämtliche radiologischen Untersuchungstechniken gefordert. In der Zwischenzeit sind für eine Reihe von Standard-CT-Untersuchungen entsprechende Werte veröffentlicht worden (EC99). Diese Vorschläge basieren allerdings größtenteils auf einer mehr als 10 Jahre alten Umfrage, die in Großbritannien vom dortigen National Radiological Protection Board NRPB Ende der 80er Jahre durchgeführt wurde (Shrimpton91). In Anbetracht der seitdem erfolgten Änderungen in Ge-



**Abb. 1.1**  
Prozentuale Häufigkeit verschiedener Röntgenuntersuchungen für die BRD (alte Länder) in den Jahren 1990 - 92 (Q: Bernhardt95).



**Abb. 1.2**  
Prozentualer Anteil verschiedener Röntgenuntersuchungen an der kollektiven effektiven Dosis für die BRD (alte Länder) in den Jahren 1990 - 92 (Q: Bernhardt95).

räte- und Untersuchungstechnik (insbesondere Spiral-CT) stellt sich zwangsläufig die Frage, inwieweit diese Werte noch aktuell und auf die heutigen Verhältnisse übertragbar sind. Zwei Überlegungen kommen dabei im Wesentlichen zum Tragen: Die schnelleren Scanner lassen bei geringerer Röhrenbelastung größere Untersuchungsbereiche zu, und es sind im Laufe der Zeit durch die verfügbaren Volumendaten neue Indikationen hinzugekommen.

Außer der genannten Umfrage des NRPB existiert weltweit keine weitere größere, repräsentative Erhebung zur CT-Expositionspraxis. Es lag daher nahe, als Auftakt des Projekts zur Erarbeitung konsensfähiger Dosisvorgaben zunächst den Status quo zu ermitteln, um einen Überblick über die derzeitige Arbeitsweise in Kliniken und Praxen zu erhalten. Dazu wurde im Frühjahr 1999 in Zusammenarbeit zwischen DRG und ZVEI eine bundesweite Umfrage gestartet mit dem Ziel, die Expositionsparameter möglichst vieler der in der BRD betriebenen CT-Geräte (derzeit rund 2000 (ZVEI99)) zu erfassen.

Bei entsprechender Konzeption gestattet eine derartige Umfrage die Beantwortung einer Reihe aktueller Fragen zur CT-bedingten Strahlenexposition, die allgemein von großem Interesse sind:

- Wie hoch ist typischerweise die Dosis für häufig durchgeführte Standard-CT-Untersuchungen?
- Wie stark variieren diese Werte von Anwender zu Anwender?
- In welchem Maß wirken sich gerätetechnische, herstellerseitige, alters- und anwenderbereichsabhängige Einflüsse auf die Höhe der Dosis aus?
- In welchem Umfang werden existierende Empfehlungen und Regelungen zur Dosislimitierung befolgt?
- Wie hoch sind die ermittelten Werte im Vergleich zu den Ergebnissen früherer Erhebungen?
- Welche Trends (Dosis pro Untersuchung, Untersuchungsfrequenz, Kollektivdosis) lassen sich aus den ermittelten Daten ablesen?

Aufgrund einer Beteiligung von annähernd 50% konnte eine repräsentative Datenbasis gewonnen werden, aus der sich umfangreiche Fakten und Trends ableiten lassen. Quasi als ‚Nebenprodukt‘ fällt dabei auch die geforderte Aufstellung der diagnostischen Referenzwerte für den Anwendungsbereich CT in der von der Patientenrichtlinie geforderten Weise (3. Quartile einer repräsentativen Umfrage) ab. Diese können bis zum Abschluß der eigentlichen Optimierungsstudie zunächst als vorläufige Leitgrößen fungieren.

Nachdem auf dem Röntgenkongreß 2000 (Stamm00) und in einer ersten Veröffentlichung (Galanski00) bereits kurz über die Ergebnisse der Umfrage berichtet wurde, möchten wir die Fachöffentlichkeit mit diesem Report in ausführlicher Form informieren. Dazu werden in den folgenden Abschnitten Konzeption und Zielsetzung der Studie sowie Einzelheiten zur Erhebung und Auswertung der Umfragedaten beschrieben. Die daran anschließende Darstellung der Ergebnisse und ihre Diskussion bildet den Schwerpunkt dieses Berichts. In Abschnitt 6 werden die Ergebnisse dieser Umfrage mit denen anderer Erhebungen und mit den Werten existierender und vorgeschlagener Regelungen verglichen. Abschnitt 7 faßt die wichtigsten Ergebnisse und Trends noch einmal zusammen und gibt einen Ausblick, in welche Richtung sich die Dosiswerte von CT-Untersuchungen realistischere bewegen könnten.

In den Anhängen am Ende des Reports sind umfangreiches Zahlenmaterial zu Geräte- und Untersuchungseckdaten sowie detaillierte Ergebnisse für die einzelnen Untersuchungsregionen zusammengestellt. Dort sind auch weitere Details zur Umfrage und zu einer kürzlich durchgeführten Feedbackaktion (Rückmeldung der individuellen Ergebnisse an sämtliche Teilnehmer der Umfrage) aufgeführt.

Als Organisatoren dieser Umfrage hoffen wir, dass es uns gelungen ist, das umfangreiche statistische Material in Form dieses Reports in einer für Sie interessanten und nutzbaren Weise aufbereitet zu haben. Dies wäre mit Sicherheit dann der Fall, wenn wir Sie mit Hilfe dieser Informationen dazu motivieren konnten, Ihre Scanprotokolle - sofern erforderlich - noch vor Inkrafttreten gesetzlicher Regelungen entsprechend umzustellen.

## 2. Konzeption und Zielsetzung

Zielsetzung der Umfrage war die Ermittlung des Status quo der aktuellen Arbeitsweise in Kliniken und Praxen im Anwendungsbereich der CT, die Gewinnung von Referenzdosiswerten für Standard-CT-Untersuchungen und die Beantwortung einer Reihe aktueller Fragen im Zusammenhang mit der CT-bedingten Strahlenexposition. Hierzu war zunächst einmal ein Katalog typischer und weitgehend standardisierter Untersuchungsarten

aufzustellen. Des Weiteren war festzulegen, welche Parameter für die einzelnen Untersuchungen, das betreffende Gerät und die betreffende Institution abgefragt werden sollten. Hinsichtlich der Auswertung der abgefragten Daten war zum einen die Frage der geeigneten Methode für die Berechnung der Dosiswerte und zum anderen die Auswahl der Kriterien, hinsichtlich derer die Auswertung erfolgen sollte, zu klären.

### Definition von Standard-CT-Untersuchungen

#### Untersuchungsregionen

Aufgrund unser Kenntnis der in Kliniken und Praxen anfallenden Fragestellungen wurden insgesamt 14 Untersuchungsregionen definiert. Im Bereich Kopf / Hals handelt es sich um die drei Regionen Hirnschädel (HS), Gesichtsschädel / NNH (GS/NNH) und Gesichtsschädel plus Hals (GS+H). Der Bereich des Körperstamms wird durch die fünf Regionen Thorax (THO), Abdomen incl. Becken (ABD+BE), Oberbauch bzw. Leber / Niere (LE/NI), Becken (BE) und Tumorstaging / Follow-Up (TST/FU) beschrieben. Die Gefäßdiagnostik ist durch die Regionen Aorta thorakal (ATH), Aorta abdominal (AAB) und Pulmonalgefäße (PG) repräsentiert. Für die Skelettdiagnostik wurde eine Unterscheidung in die drei Regionen Beckenskelett (BS), Halswirbelsäule (HWS) und Lendenwirbelsäule (LWS) vorgenommen.

Diese Regionen können eine einzelne, aber auch mehrere Fragestellungen umfassen (z.B. Orbita, Sella, Posteria Fossa im Bereich GS/NNH oder Bandscheibe / Fraktur im Bereich WS). Wie bei der späteren Auswertung der Daten ersichtlich wurde, wird hierdurch eine gewisse Variabilität in der Beantwortung der gestellten Fragen impliziert. Andererseits hätte eine weitergehende Differenzierung den Umfang des Fragebogens erheblich ausgeweitet mit der Konsequenz, dass die Rücklaufrate entsprechend abnimmt.

#### Festlegung der Scangrenzen

Für die spätere Dosisberechnung (speziell zur Ermittlung der Effektivdosis) war es erforderlich, die anatomischen Grenzen der einzelnen Untersuchungsregionen hinreichend genau zu definieren. Diese Festlegung er-

folgte anhand eines mathematischen Modells des menschlichen Körpers aus dem GSF-Forschungszentrum, auf dessen Grundlage tabellierte Konversionsfaktoren zur Berechnung von Organ- und Effektivdosen vorliegen (Zankl91). Hierbei handelt es sich um Modelle, die für einen männlichen und weiblichen Standardpatienten von durchschnittlicher Größe und Gewicht gelten (ADAM bzw. EVA). Eine weitere Verifikation fand anhand von Plausibilitätsvergleichen zwischen den Topogrammen typischer Untersuchungen und der von der Firma Scanditronix / Wellhöfer freundlicherweise zur Verfügung gestellten Software WinDose Version 2.0a (Kalender99) statt.

Zwar können die Dosiswerte einzelner Organe aufgrund der individuellen Topographie erheblich schwanken, weshalb eine Beschreibung der Expositionspraxis auf der Grundlage von Organdosen nicht sonderlich sinnvoll ist. Die Variation der Effektivdosis ist hingegen deutlich geringer (Faktor  $< 1,5$ ). Das Verfahren ist daher geeignet, orientierende Richtwerte für Standardpatienten und praktizierte Untersuchungsprotokolle vorzugeben (Hidajat96).

Für die Zwecke der Umfrage waren die Koordinaten längs der Körperachse der beiden mathematischen Modelle über anatomische Landmarken (Wirbelkörper) in die zugehörigen kranialen und kaudalen Grenzen der jeweiligen Untersuchungsregion zu übersetzen. Die Ergebnisse dieser Überlegungen sind in Tab. B.1 im Anhang B am Ende dieses Reports zusammen mit den zugehörigen Scanlängen und Konversionsfaktoren zusammengestellt.

## Datenabfrage

Die Umfrage wurde in Form einer Fragebogenaktion vorgenommen, in der eine Reihe von Angaben zum benutzten Scanprotokoll, zur Durchführung der Untersuchung, zur Bildauswertung, zum CT-Gerät und zur Institution, die dieses Gerät betreibt, erfragt wurden. Ein Muster des Anschreibens sowie die beiden zur Auswahl gestellten Fragebogenformulare sind in Anhang A zu finden.

### Expositionsdaten

Die Expositionsdaten umfassen diejenigen Werte des Scanprotokolls, die Intensität und Dauer der Bestrahlung bestimmen :

- Röhrenspannung (U)
- Röhrenstrom (I)
- Abtastzeit pro Schicht bzw. Rotationszeit (t)

Sie werden benötigt, um die Höhe der lokalen Dosis pro Schicht (bzw. Rotation bei Spiral-CT) ermitteln zu können.

### Untersuchungsbezogene Daten

Unter die untersuchungsbezogenen Daten fallen Angaben, die die Art der Schnittführung, die Ausdehnung des Scanvolumens und die Häufigkeit, mit der dieses Volumen (oder Teile davon) abgescannt wird, charakterisieren:

- Schichtdicke (h)
- Tischvorschub (TV)
- Scanlänge (L)
- Anzahl der Scanserien (Ser.)

In Verbindung mit der lokalen Dosis erlauben diese Angaben die Berechnung der integralen Strahlenexposition pro Serie bzw. pro Untersuchung.

### Auswertedaten

Von den Parametern, die die Prozessierung der Rohdaten und die Bilddarstellung beschreiben, wurde lediglich der Filterkern (FK) abgefragt (gleichbedeutend mit Rekonstruktionsalgorithmus oder -filter). Die Wahl eines bestimmten FK beeinflusst die erforderliche Dosis, da das Ausmaß des Bildrauschens von ihr abhängt. Allerdings sind die Bezeichnungen der FK uneinheitlich. Sie unterliegen keiner Normung, unterscheiden sich je nach Fabrikat und Alter des Geräts und sind selbst dann, wenn sie den gleichen Namen tragen (z.B. ‚Standard‘),

in ihren Auswirkungen in der Regel nicht vergleichbar. Ihre Abfrage diente daher weniger zur quantitativen Auswertung als vielmehr zur Gesamtbeurteilung der Angaben (ob beispielsweise das angegebene Scanprotokoll zur Darstellung knöcherner oder parenchymatöser Strukturen benutzt wird).

### Gerätedaten

Da die Anwender in der Regel nicht über alle dosisrelevanten technischen Daten ihres Geräts verfügen, wurden lediglich folgende Angaben abgefragt:

- Hersteller
- Gerätetyp
- Baujahr

Diese erlauben eine eindeutige Zuordnung des jeweiligen CT-Geräts zu den typischen Gerätedaten, die der Quelle (Nagel99) entnommen wurden und in Tabelle C.1 in Anhang C zusammengestellt sind.

### Anwenderdaten

Um die Rate der Rückläufe verfolgen zu können und um die Möglichkeit für Rückfragen offenzuhalten, wurde die Umfrage in nicht-anonymisierter Form vorgenommen. Abgefragt wurden daher

- Name der Institution
- Anschrift
- Name eines Ansprechpartners
- Telefonnummer / e-mail-Adresse

Zusätzlich wurden mit Beginn der zweiten von insgesamt drei Anschreibeaktionen folgende Angaben zur Untersuchungshäufigkeit erfragt:

- Zahl der CT-Untersuchungen pro Jahr
- prozentualer Anteil CCT
- prozentualer Anteil Thorax
- prozentualer Anteil Abdomen
- prozentualer Anteil Skelett

Diese Angaben sind aus abrechnungstechnischen Gründen in der Regel bekannt, werden üblicherweise jedoch nicht weiter differenziert. Auf eine detaillierte Abfrage entsprechend des aufgestellten Katalogs an Standard-CT-Untersuchungen wurde verzichtet, da anzunehmen war, dass diese Daten - wenn überhaupt - nur über einen längeren Beobachtungszeitraum vor Ort zu ermitteln waren.

## Datenauswertung

### Dosisberechnung

Zum Zeitpunkt der Konzeption der Umfrage waren insgesamt drei Programme zur CT-Dosisberechnung bekannt, die entweder kommerziell (WinDose (Kalender99), CTDOSE (LeHeron93)) oder als Freeware (CT-Dose (NIH99)) erhältlich sind. Nach ausführlicher Bewertung mußten diese Programme allesamt als nicht geeignet verworfen werden, da sie

- Berechnungen nur für eine eingeschränkte Zahl an Gerätetypen gestattet (WinDose)
- lediglich für ältere Gerätetypen verwendbar (CTDOSE) oder
- noch nicht ausgereift waren (WinDose, CT-Dose)

Außerdem mußte in Erwartung einer beträchtlichen Anzahl auszuwertender Scanprotokolle aus ökonomischen Gründen auf eine zeitsparende Methodik geachtet werden. Diese Voraussetzung war bei den genannten Programmen, die lediglich für die Dosisberechnung einer einzelnen Untersuchung konzipiert sind, nicht gegeben.

Es wurde daher auf die Methodik zurückgegriffen, die von einem der Verfasser dieses Reports entwickelt wurde und in (Nagel99) ausführlich dargestellt ist (siehe auch Abschnitt 4). Die Speicherung des gesamten Zahlenmaterials und seine Auswertung wurde mit einem

handelsüblichen Tabellenkalkulationsprogramm (Microsoft Excel) vorgenommen.

### Auswertekriterien

Basierend auf den in der Einleitung genannten Fragestellungen wurden im Hinblick auf die Datenauswertung folgende Entscheidungen getroffen:

- Dosisgrößen: Achsendosis frei Luft, gewichteter CTDI, Dosislängenprodukt und Effektivdosis (Einzelheiten s. Abschnitt 4)
- Untersuchungsfrequenzen: Zahl der Untersuchungen p.a., Aufteilung auf vier Regionen (Kopf, Thorax, Abdomen, Skelett)
- Statistische Größen: Mittelwert, Streuung (Standardabweichung), Minimum, Maximum, 1. Quartile, 3. Quartile
- Anwenderbereiche: Ambulant (Praxen), stationär (Krankenhäuser) und universitär (unmittelbare Universitätskliniken)
- Fabrikate: Unterscheidung nach Herstellermarke und Gerätetyp
- Detektortyp: Unterscheidung nach Gas- bzw. Festkörperdetektor
- Spiral-CT: Unterscheidung nach vorhandener oder nicht vorhandener Spiralfähigkeit
- Gerätealter: bis 4 Jahre, 4 - 7 Jahre, älter als 7 Jahre



## 3. Datenerhebung

Die Datenerhebung wurde im Zeitraum März 1999 bis Januar 2000 als Fragebogenaktion durchgeführt. Kopien

des Anschreibens und der versandten Fragebögen sind im Anhang A zu finden.

### Anschreibe-Aktionen

#### Erstes Anschreiben

Das erste Anschreiben im März 1999 richtete sich zunächst an alle Chefarzte der akademischen Einrichtungen (Universitätskliniken) in Deutschland, basierend auf der Adressen- bzw. Mitgliederliste der Deutschen Röntgengesellschaft (DRG). Von dem positiven Echo und der hohen Rücklaufquote (über 60%) ermuntert, wurden daraufhin im Mai 1999 alle Radiologen in Krankenhäusern und privaten Praxen angeschrieben. Dabei konnte dankenswerterweise auf Adressbestände des Berufsverbandes der Deutschen Radiologen e.V. (BDR) zusätzlich zurückgegriffen werden. Während in der ersten Phase also hauptsächlich der universitäre Bereich erfaßt wurde, konnten jetzt auch die Kollegen aus dem stationären und ambulanten Bereich einbezogen werden. Adressdubletten zum ersten Schreiben wurden entsprechend herausgefiltert. Insgesamt umfasste diese Aktion 1526 Adressaten, wovon rund 40% den Instituten (universitär + stationär) und 60% der Niederlassung (ambulanter Bereich) zuzuordnen sind.

#### Zweites Anschreiben

In einer zweiten Mailing-Aktion wurden im September 1999 alle Adressaten, die bei der ersten Aktion angeschrieben worden sind, jedoch nicht geantwortet hatten, noch einmal kontaktiert und um Mitwirkung bei der Umfrage gebeten. Von dieser Aktion an wurde auf den Fragebögen auch die Bitte um Angabe der Gesamtzahl der Untersuchung/Jahr und die prozentuale Verteilung auf die vier Hauptuntersuchungsregionen (CCT, Thorax, Abdomen und Skelett) gestellt.

#### Drittes Anschreiben

Da mit diesen beiden Anschreibeaktionen schätzungsweise erst 60 - 70% aller CT-Anwender in Deutschland erreicht wurden, führten wir schließlich über eine herstellerübergreifende Adressdatei, die dankenswerterwei-

se von der Fa. Siemens zur Verfügung gestellt wurde, einen entsprechenden Adressenabgleich durch und haben Ende November 1999 alle bisher nicht angesprochenen Anwender angeschrieben. Auf diese Weise wurden weitere 695 Adressaten erreicht, von denen zwei Drittel auf den stationären und ein Drittel auf den ambulanten Bereich entfallen. Wegen möglicher Bedenken hinsichtlich des Datenschutzes, die in der Zwischenzeit vereinzelt geäußert wurden, wurde mit diesem Anschreiben explizit zugesichert, dass sämtliche Angaben vertraulich behandelt und für die Auswertung anonymisiert werden.

Zusätzlich wurden alle Adressaten, die bei den ersten beiden Mailing-Aktionen nicht geantwortet hatten, bei dieser Gelegenheit ein drittes Mal kontaktiert. Aus dem Rücklauf dieser Aktion wurde deutlich, dass die Laufzeit im stationären Bereich (städtische oder kommunale Krankenhäuser) durch das Fehlen eines direkten Ansprechpartners oft zu unbeabsichtigten Verzögerungen bei der Beantwortung der Fragebögen führte.

Insgesamt sind mit diesen drei Mailing-Aktionen nach unseren Schätzungen die Betreiber von rund 90% der zu diesem Zeitpunkt in Deutschland installierten CT-Geräte (ca. 2000 (ZVEI99)) erreicht worden. Das Ziel einer vollständigen Erreichbarkeit war vom zusätzlich zu leistenden Aufwand nicht zu rechtfertigen und wäre aufgrund der bedingten Aktualität der verfügbaren Adressdateien ohnehin nicht zu bewerkstelligen gewesen.



## Rücklauf

Bei der Umfrage wurden alle Antworten berücksichtigt, die bis spätestens Ende Januar 2000 bei uns eingingen. Die Rückläufe wurden zunächst einer groben Plausibilitätsprüfung unterzogen und mit einer Registrierungsnummer sowie mit Angaben zu Gerätehersteller, Gerätetyp sowie Baujahr in der Adressdatei vermerkt.

Von den insgesamt ca. 2200 angeschriebenen Adressaten haben 1010 geantwortet, was einer Rücklaufquote von knapp 50% entspricht. Von diesen 1010 Rückläufen konnten 830 Fragebögen ausgewertet werden. Bei 40 Fragebögen waren die Angaben für die Auswertung unzureichend; aus Zeitmangel und/oder wegen fehlender Ansprechpartner für Rückfragen konnten sie nicht ergänzt werden. Geräte, die nur für Zwecke der Bestrahlungsplanung genutzt wurden, Mehrschichtgeräte (mit Ausnahme des CT-Twin von Elscint) und EBCT-Geräte wurden nicht in die Auswertung einbezogen. Der Rest des Rücklaufs waren Fehlanzeigen, d.h. das angeschriebene Institut verfügte über kein CT-Gerät.

Mit den erhaltenen Angaben sind rund 50% aller in Deutschland angeschriebenen CT-Anwender bzw. Geräte erfasst worden. Fragen nach der Repräsentativität einer Erhebung erübrigen sich, wenn sie eine Rücklaufquote von nahezu 100% aufweist. Davon konnte bei einer auf freiwilliger Basis erfolgten Umfrage natürlich nicht ausgegangen werden. Um dennoch eine Aussage über die Verteilungsmerkmale treffen zu können, haben wir überprüft, ob die Rücklaufquote, verteilt über den Postleitzahlenbereich von 0 bis 9, Auffälligkeiten aufwies (d.h. ob z.B. aus einer Region überproportional viele Rückläufe zu verzeichnen waren).

Aus den Angaben in Abb. 3.1 lässt sich folgendes entnehmen:

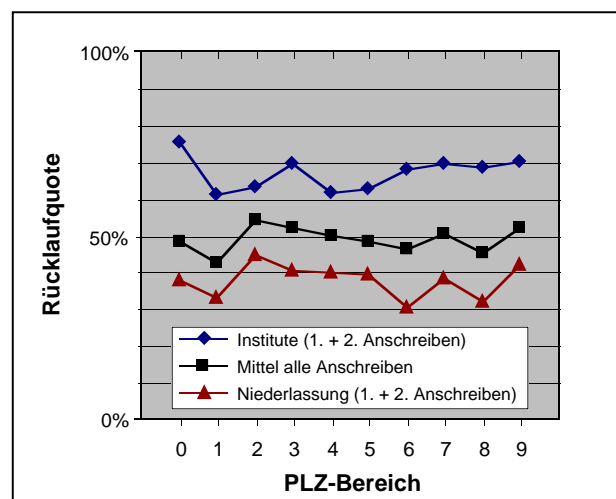
- Die Rücklaufquote lag, gemittelt über alle drei Anschreibenaktionen, immer  $\pm 4\%$  um den Mittelwert von 50%.
- Die Rücklaufquote bei den in der 1. und 2. Mailing-Aktion angeschriebenen universitären Einrichtungen und Krankenhäusern lag bei ca. 66%, während im Mittel nur ca. 35% der angeschriebenen niedergelassenen Radiologen geantwortet haben.

Obwohl eine gewisse Schräglage hinsichtlich der Verteilung nach Aufstellungsort (Institute, Niederlassung) besteht, kann doch davon ausgegangen werden, dass eine Gleichverteilung hinsichtlich der verschiedenen Regionen gewährleistet ist und die Umfrage als repräsentativ

angesehen werden kann. Dies wird zudem noch dadurch unterstützt, dass auch die ermittelte Verteilung der Geräte nach Herstellern mit Angaben aus anderen Quellen sehr gut übereinstimmt. Weitere Gesichtspunkte, die ebenfalls für eine ausreichende Repräsentativität sprechen, werden aus der Darstellung und Analyse der Umfrageergebnisse in Abschnitt 5 ersichtlich.

Dass im Niederlassungsbereich die Rücklaufquote geringer war, kann verschiedene Gründe haben:

- Ein nennenswerter Anteil der Adressaten, der in Praxisgemeinschaften tätig ist und dasselbe Gerät betreibt, für das ein anderer Kollege bereits Angaben gemacht hat.
- Der mit der Beantwortung des Fragebogens verbundene Zeitaufwand.
- Mögliche Bedenken, ob aus den gemachten Angaben Konsequenzen seitens der Ärztlichen Stellen und der Aufsichtsbehörden zu befürchten seien.
- Zweifel an der Legitimation für diese Umfrage, die in einigen Antwortschreiben geäußert und mit der Bitte um entsprechende Nachweise verbunden wurden.
- Zweifel an der Tatsache, dass die CT eine dosisintensive Untersuchungsmodalität darstellt, die in einigen Antwortschreiben angebracht wurden.



**Abb. 3.1**

Graphische Darstellung der Rücklaufquote über die Postleitzahlenbereiche. In der 1. und 2. Anschreibenaktion lag die Rücklaufquote bei den Instituten (Universitäten und Krankenhäuser) im Mittel mit 66% deutlich höher als im Niederlassungsbereich (private Praxen) mit knapp 40%.

## Datenqualität

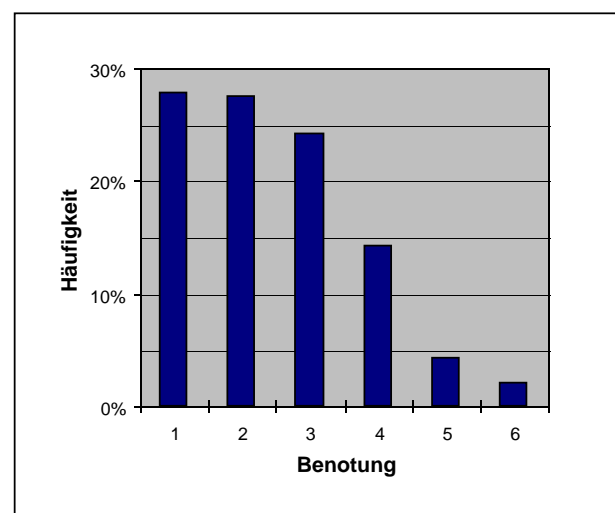
Im Zuge der detaillierten Auswertung wurde ebenfalls deutlich, dass die Qualität der Angaben in den rückgesandten Fragebögen erheblich schwankte. In einzelnen Fällen war es beispielsweise nicht möglich, die Fragebögen den entsprechenden Adressen zuzuordnen. In mehreren Fällen mußten wichtige Angaben (z.B. Gerätetyp und Baujahr) durch telefonische Rückfragen ergänzt werden.

Für eine Abschätzung hinsichtlich der Qualität der abgefragten Daten sind die in die Auswertung eingegangenen Fragebögen gemäß der in Tabelle 3.2 wiedergegebenen

**Tab. 3.1**  
Kriterien für die Benotung der rückgesandten Fragebögen.

Benotung	Kriterium
1	Alle Angaben (incl. Scanlänge) vollständig, eindeutig und fehlerfrei.
2	Einige weniger wichtige Angaben (Scanlänge, Filterkern) fehlen teilweise.
3	Einige weniger wichtige Angaben (Scanlänge, Filterkern) fehlen vollständig.
4	Wichtige Angaben wie Scanzeit, Anzahl der Serien, Tischvorschub fehlen teilweise (max. 3 Fehler).
5	Wichtige Angaben fehlen häufiger/generell oder sind fehlerhaft (z.B. mAs anstelle von mA), können aber ergänzt werden.
6	Wichtige Angaben fehlen sehr häufig/generell, sind fehlerhaft und erfordern Nachfragen.

Kriterien mit Noten bewertet worden. Wie die Verteilung in der Abbildung 3.2 zeigt, konnten erfreulicherweise zwar mehr als 75% der Fragebögen mindestens als befriedigend gewertet werden. Allerdings waren aber auch mehr als 20% nur ausreichend bis mangelhaft. Da eine telefonische Rückfrage in diesem Umfang nicht zu leisten war, sind – soweit möglich – fehlende oder mangelhafte Angaben über Plausibilitätskriterien sinnvoll ergänzt worden. Diese Kriterien sind - wie in Abschnitt 4 ausgeführt - aus den bekannten technischen Parametern der Geräte und den für die jeweilige Fragestellung notwendigen Einstellungen abgeleitet worden.



**Abb. 3.2**  
Häufigkeitsverteilung für die Benotung der rückgesandten Fragebögen; knapp ein Viertel aller Rückläufe weisen Lücken und Fehler in einer Form auf, die entsprechende Ergänzungen oder Nachfragen erforderlich machten.



## 4. Datenauswertung

### Dosisgrößen

Entsprechend der Zielsetzung der Umfrage wurden bei der Auswertung der erhobenen Daten unterschiedliche Dosisgrößen berechnet. Eine detaillierte Beschreibung dieser Größen ist in (Nagel99) zu finden. Im folgenden werden diese Größen und ihre Bedeutung kurz vorgestellt.

#### Dosis frei Luft auf der Systemachse ( $CTDI_L$ )

Die Dosis frei Luft auf der Systemachse ist die bislang maßgebliche Dosisleitgröße in Deutschland. Sie dient als Basis für die Abnahmeprüfung nach DIN 6868 Teil 53 (DIN90) sowie für die seit 1992 existierende Empfehlung zur Dosislimitierung in der CT nach Leitlinie Bundesärztekammer (BÄK92). Sie ist definiert als

$$CTDI_L = \frac{1}{N \cdot h} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} K_a(z) \cdot dz \quad (4.1)$$

Dazu werden frei Luft - d.h. ohne Verwendung eines Patientenersatzes (Phantom) - die Bestandteile des Dosisprofils entlang der z-Achse (Systemachse) mit Hilfe einer bleistiftförmigen Meßkammer erfaßt (Dosislängenprodukt  $d_{lp}$  der Einzelschicht mit der Luftkerma  $K_a$  als Dosisgröße). Anschließend Division durch die nominelle Schichtdicke  $h$  (und ggf. durch die Anzahl der gleichzeitig erfaßten Schichten) ergibt die gewünschte Meßgröße. Deren Wert stellt die Höhe des Rechteckprofils dar, das sich ergeben würde, wenn sämtliche Bestandteile des Dosisprofils innerhalb der nominellen Schichtdicke konzentriert wären. Er entspricht der Höhe des Gesamt-Dosisprofils einer Scanserie aus mehreren, unmittelbar aneinander folgender Schichten, in der Fachliteratur bekannt als ‚Multiple Scan Average Dose‘.

Grund für die Wahl dieser Meßgröße zur Datenauswertung ist die Beantwortung der Frage, in welchem Umfang die existierenden Empfehlungen zur Dosisbegrenzung befolgt werden.

#### Gewichteter CTDI ( $CTDI_w$ )

Der gewichtete CTDI unterscheidet sich von der Dosis frei Luft auf der Systemachse in folgender Hinsicht:

- Er basiert auf Messungen des CTDI in zylindrischen Standard-Plexiglasphantomen;
- er stellt den gewichteten Durchschnitt der CTDI-Werte dar, die im Zentrum des Phantoms sowie an der Peripherie des Phantoms (1 cm unterhalb der Oberfläche) ermittelt werden;
- Meßgröße ist der  $CTDI_{100}$ , bei dem die Erfassung des Dosisprofils stets über eine Länge von 100 mm unabhängig von der jeweiligen Schichtdicke erfolgt; der  $CTDI_{100}$  ist definiert als

$$CTDI_{100} = \frac{I}{N \cdot h} \cdot \int_{-50}^{+50} K_a(z) \cdot dz \quad (4.2)$$

- Bei der Mittelwertbildung wird der zentrale  $CTDI_{100,c}$  mit 1/3, der periphere  $CTDI_{100,p}$  mit 2/3 des jeweiligen Meßwerts gewichtet:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,p} \quad (4.3)$$

- Aufgrund der unterschiedlichen Absorptionsverhältnisse im Kopf- und Rumpfbereich sind getrennte Werte für die jeweiligen Bereiche erforderlich (Kopf:  $CTDI_{w,H}$ ; Rumpf:  $CTDI_{w,B}$ ).

Durch die Dosismessung in einem Phantom eignen sich die  $CTDI_w$ -Werte zur direkten Abschätzung von Organ-dosiswerten, was bei den frei Luft gewonnenen Angaben nur durch eine zusätzliche Umrechnung mittels tabellierter Konversionsfaktoren möglich ist. Außerdem werden unterschiedliche Geräteauslegungen (Strahlenqualität, Geometrie) wesentlich besser berücksichtigt als auf Basis des  $CTDI_L$ , was für alle Geräte eine einigermaßen faire Bemessungsgrundlage bietet. Der  $CTDI_w$  ist von Seiten der Normung (IEC99) als auch im Rahmen der Europäischen CT-Qualitätsrichtlinie (EC99) als primäre Größe für die lokale Dosis bei CT-Untersuchungen festgelegt worden. Auch in Deutschland wird der  $CTDI_w$  laut Arbeitskreis Röntgenverordnung (AKRöV01) die bisherige Leitgröße  $CTDI_L$  aller Voraussicht nach abgelösen. Bereits existierende Vorschläge für Referenzdosiswerte (EC99) sowie die entsprechenden, für Deutschland verbindlichen Werte sind oder werden in dieser Dosisgröße abgefaßt. Da eine der Zielsetzungen der Um-

frage die Ermittlung solcher Werte ist, sind Dosisberechnungen auf Basis des  $CTDI_w$  zwingend.

### Dosislängenprodukt ( $DLP_w$ )

Das Dosislängenprodukt dient zur Ermittlung der integralen Strahlenexposition, bei der nicht nur die lokale Dosis als Maß für die Intensität der Bestrahlung eingeht, sondern auch die Länge des abgescannten Volumens sowie die Art der Schnittführung (Pitch = Verhältnis aus Tischvorschub und Schichtdicke). Das Dosislängenprodukt einer Scanserie ist daher definiert als

$$DLP_w = CTDI_w \cdot n \cdot h \quad (4.4)$$

wobei  $h$  die Schichtdicke (in cm) und  $n$  die Anzahl der gescannten Schichten bzw. die Anzahl der Rotationen beim Spiral-CT ist. Die Verwendung eines von 1 abweichenden Pitchfaktors wird bei dieser Definition automatisch berücksichtigt, da sich bei vorgegebener Länge des abzuscannenden Körperabschnitts die Anzahl  $n$  entsprechend ändert. Als Maß für den Faktor Dosis dient der gewichtete CTDI (daher die Bezeichnung  $DLP_w$ ).

In der Europäischen CT-Qualitätsrichtlinie (EC99) wurde das  $DLP_w$  als zweite Leitgröße (integrale Strahlenexposition) festgelegt, und es wurden entsprechende Referenzdosiswerte hierfür vorgeschlagen. Dies wird bei den für Deutschland zu erwartenden Referenzwerten genauso sein, so dass sich hieraus die Berechnung dieser Werte ebenso zwingend ergibt. Die in (EC99) genannten  $DLP_w$ -Werte beziehen sich jeweils auf die gesamte Untersuchung, die u.U. aus mehr als einer Scanserie besteht. Sobald dies der Fall ist, sind die Beiträge der einzelnen Serien zu addieren.

## Basisdaten

Um die gewünschten Dosisgrößen berechnen zu können, sind die dosisrelevanten Daten des jeweils verwendeten Computertomographen, die Länge der jeweiligen Untersuchungsregion sowie die Konversionsfaktoren zur Berücksichtigung der Organe, die je nach Untersuchungsregion und Fragestellung exponiert werden, erforderlich.

### Geräte-Eckdaten

Sämtliche Gerätedaten wurden den Tabellen A.1 bis A.8 der Quelle (Nagel99) entnommen. Zum Zweck der Dosisberechnung wurden hieraus folgende Angaben verwendet:

### Effektive Dosis

Die effektive Dosis (ICRP91) bezweckt die Umrechnung von Teilkörperexpositionen, die in der Röntgendiagnostik der Regelfall sind, in eine äquivalente Ganzkörperexposition unter Einbeziehung der relativen Strahlenempfindlichkeit der dabei exponierten Organe. Die Definition der Effektivdosis  $E$  lautet daher:

$$E = \sum_i w_i \cdot D_i \quad (4.5)$$

Die Wichtungsfaktoren  $w_i$  nach (ICRP91) für die einzelnen Organe belaufen sich auf 0,20 für die Keimdrüsen, jeweils 0,12 für Lunge, Colon, rotes Knochenmark und Magenwand, jeweils 0,05 für Brust, Blasenwand, Leber, Schilddrüse und Speiseröhre, jeweils 0,01 für Skelett und Haut sowie 0,05 für den ‚Rest‘, d.h. für den Mittelwert der Dosis einer Liste von übrigen Organe. Die Summe aller Wichtungsfaktoren ergibt 1.

Der wesentliche Vorteil der effektiven Dosis besteht darin, dass sich die aus einer CT-Untersuchung resultierende Strahlenexposition nur auf diese Weise mit Strahlenexpositionen anderer radiologischer Abbildungsverfahren (z.B. Projektionsradiographie) vergleichen lässt. Ebenso wie das Dosislängenprodukt handelt es sich bei der effektiven Dosis um eine integrale Dosisgröße, die das gesamte Ausmaß einer Strahlenexposition mit einem einzigen Zahlenwert wiedergibt. Da die Ergebnisse früherer Erhebungen oder Abschätzungen zur CT-Expositionspraxis (Shrimpton91, Bernhardt95) in Form von Effektivdosisangaben vorliegen, ist die Berechnung dieser Dosisgröße Voraussetzung dafür, um Vergleiche mit diesen früheren Studien vornehmen zu können.

- Typklasse: Erlaubt die Zuordnung zu einem Gerätefaktor (s.u.) für das betreffende CT-Gerät.
- Normierter gewichteter CTDI ( $CTDI_{w,H}$ ,  $CTDI_{w,B}$ ): Geräte-Kenngröße für die Dosisausbeute pro mAs auf Basis des  $CTDI_w$  sowohl für den Kopf- als auch für den Rumpfbereich (H bzw. B).
- Phantomfaktor ( $P_H$ ,  $P_B$ ): Umrechnungsfaktor zur Berechnung der Dosis frei Luft auf der Systemachse aus dem jeweils infragekommenden Wert des  $CTDI_w$ .
- Gerätefaktor ( $k_{CT}$ ): Korrekturfaktor zur Berücksichtigung gerätespezifischer, dosisrelevanter Unterschiede zwischen den einzelnen CT-Geräten.
- Referenzspannung ( $U_{ref}$ ): Röhrenspannung, für die die vorgenannten Parameter gelten.

Eine tabellarische Zusammenstellung der verwendeten Gerätedaten findet sich im Anhang C dieses Reports.

### Untersuchungs-Eckdaten

Zur Berechnung von Organdosen und effektiver Dosis werden entsprechende Konversionsfaktoren benötigt, wobei die Kenntnis der Dosis frei Luft auf der Systemachse zwingend erforderlich ist. Die hier benutzten Konversionsfaktoren basieren auf der Quelle (Zankl91), wobei die Konversionskoeffizienten der einzelnen Organe entsprechend der Definition der effektiven Dosis (Formel 4.5) zu Konversionsfaktoren verrechnet wurden, die direkt die Berechnung der effektiven Energie ermöglichen. Eine ausführliche Beschreibung und Dar-

stellung dieser Verfahrensweise findet sich im Kapitel 3 der Quelle (Nagel99).

Die Konversionsfaktoren wurden für die einzelnen Standard-CT-Untersuchungen entsprechend der festgelegten Scangrenzen errechnet und durch die zugehörige Scanlänge dividiert. Hieraus ergibt sich ein mittlerer Konversionsfaktor  $f_{\text{mittel}}$  für die jeweilige Untersuchungsart, der nach Geschlechtern getrennt bestimmt wurde.

Eine tabellarische Zusammenstellung der einzelnen Untersuchungsarten, der zugehörigen Scangrenzen und der daraus resultierenden mittleren Konversionsfaktoren ist in Anhang B zu finden.

## Dosisberechnungen

Die Berechnung der gewünschten Dosisgrößen wurde auf Basis des Tabellenkalkulationsprogramms Excel95 für jedes Gerät und jede Untersuchungsart in folgender Weise vorgenommen (I = Röhrenstrom, t = Abtastzeit bzw. Rotationszeit, U = Röhrenspannung, L = Scanlänge, h = Schichtdicke, TV = Tischvorschub, X = H oder B, Y = männl. oder weibl.):

- Dosis frei Luft auf der Systemachse (in mGy):

$$CTDI_L = \frac{1}{P_X} \cdot n \cdot CTDI_{w,X} \cdot \left(\frac{U}{U_{ref}}\right)^2 \cdot I \cdot t \quad (4.6)$$

d.h. der normierte gewichtete CTDI wird zunächst in den zugehörigen Wert frei Luft überführt, hinsichtlich der Röhrenspannung korrigiert und mit dem applizierten Strom-Zeit-Produkt multipliziert.

- Gewichteter CTDI (in mGy):

$$CTDI_{w,X} = P_X \cdot CTDI_L \cdot \left(\frac{U}{U_{ref}}\right)^{0,5} \quad (4.7)$$

d.h. der errechnete  $CTDI_L$  wird in den zugehörigen  $CTDI_w$  überführt und einer zweiten Spannungskorrektur unterzogen.

- Dosislängenprodukt (in mGy·cm):

$$DLP_{w,Y} = CTDI_w \cdot L_Y \cdot \frac{h}{TV} \quad (4.8)$$

d.h. der errechnete  $CTDI_w$  wird mit der Scanlänge multipliziert und hinsichtlich des verwendeten Pitchfaktors korrigiert.

- Effektive Dosis (in mSv):

$$E_Y = \frac{1}{P_X} \cdot DLP_{w,Y} \cdot f_{\text{mittel},Y} \cdot k_{CT} \quad (4.9)$$

d.h. das errechnete Dosislängenprodukt wird zunächst auf die Basis  $CTDI_L$  umgestellt, danach mit dem entsprechenden mittleren Konversionsfaktor multipliziert und abschließend hinsichtlich des Geräteinflusses korrigiert.

## Pauschalisierungen und Datenkorrektur

Bei den Dosisberechnungen wurden an folgenden Stellen Vereinfachungen vorgenommen:

- Sämtliche Dosisberechnungen beziehen sich auf einen männlichen bzw. weiblichen Standardpatienten mit der Größe und Anatomie, die bei den Berechnungen der Konversionskoeffizienten in der Quelle (Zankl91) zugrundegelegt wurden (‘ADAM’ bzw. ‘EVA’).

- Es wurde nicht die im Einzelfall angegebene Scanlänge, sondern die Scanlängen, die für die jeweilige Standard-Untersuchungsart aufgrund der anatomischen Grenzen des zu untersuchenden Organs vorab definiert worden sind, verwendet. Grund: Die Scanlänge war nur bei rund 20% der zurückerhaltenen Fragebögen explizit angegeben; d.h. die Mehrheit der Teilnehmer ging offensichtlich davon aus, dass eine Angabe überflüssig sei, sofern die Grenzen des Un-

tersuchungsbereichs mit den im Fragebogen genannten anatomischen Scangrenzen identisch war. Die Auswertung der explizit angegebenen Längen ergab zudem eine Übereinstimmung mit den vorab definierten Werten innerhalb von  $\pm 10\%$ .

- Es wurde keine Unterscheidung zwischen Inkremental- und Spiral-CT hinsichtlich der Scanlängen gemacht; d.h. es wurde vernachlässigt, dass - je nach verwendetem z-Interpolationsalgorithmus - maximal eine zusätzliche Rotation zur Bereitstellung der erforderlichen Daten nötig ist. Grund: Eine eindeutige Angabe, ob die Untersuchung inkremental oder spiralg durchgeführt wird, fehlte in den meisten Fällen. Zudem wird in der Praxis zumeist ein  $180^\circ$ -Algorithmus („Slim“) benutzt, der lediglich eine halbe zusätzliche Rotation erfordert. Der daraus resultierende Fehler beträgt typischerweise 2-3% und ist in Anbetracht der sonstigen Unsicherheiten der Dosisberechnung vernachlässigbar.
- Korrekturen hinsichtlich der verwendeten Röhrenspannung wurden für alle Geräte in derselben Weise vorgenommen (d.h. mit der 2. Potenz der Spannung für  $CTDI_L$  und zusätzlich mit der Quadratwurzel des Spannungsverhältnisses bei der weiterführenden Berechnung des  $CTDI_w$ ). Grund: Dosisangaben für andere, von der Referenzspannung abweichende Spannungswerte waren nur schwer oder gar nicht erhältlich. Zudem wurden nur in rund 10% aller Fälle andere Spannungen als die für das jeweilige Gerät typischen Referenzspannungen verwendet.
- Die Korrektur des Geräteinflusses erfolgte mit Faktoren, die in Abstufungen von 10% (Kopfbereich) bzw. 20% (Rumpfbereich) tabelliert sind. Der daraus resultierende Fehler bei der Berechnung der effektiven Dosis liegt mit  $\pm 10\%$  im Rahmen der Fehlerbeiträge anderer Faktoren.

Bei fehlenden oder falschen Angaben in den zurückerhaltenen Fragebögen konnte in den meisten Fällen eine Datenkorrektur anhand von Plausibilitätsüberlegungen (z.B. aufgrund von Kenntnissen der Gerätespezifikationen) vorgenommen werden, ohne dass eine zusätzliche Nachbefragung nötig war. Nachbefragungen erfolgten lediglich bei etwa 2% der Rückläufe.

## 5. Ergebnisse und Diskussion

### Allgemeine Ergebnisse

In diesem Abschnitt werden zunächst die statistischen Auswertungen derjenigen Antworten vorgestellt, die keinen direkten Bezug zu einzelnen Untersuchungen und Dosisgrößen aufweisen. Dazu zählen der Beteiligungsgrad, die Zusammensetzung der Anwenderschaft, die Häufigkeit von CT-Untersuchungen und die Zusammensetzung des Untersuchungsspektrums, die Zuordnung des Gerätebestands zu den Herstellern, die Altersverteilung des Gerätebestands sowie die Zuordnung zu einem der beiden Detektortypen (Gas- bzw. Festkörperdetektor).

#### Beteiligungsgrad

Aufgrund von Statistiken des ZVEI (ZVEI99) waren im Befragungszeitraum in der Bundesrepublik Deutschland knapp 2000 CT-Geräte installiert. Hiervon konnten bei den insgesamt drei Anschreibeaktionen schätzungsweise 1700 bis 1800 erreicht werden. Die Gesamtzahl der auswertbaren Fragebögen betrug 830. Daraus errechnet sich ein Beteiligungsgrad von knapp 50%.

#### Anwenderbereiche

Bei der Auswertung wurden die Kategorien ‚ambulant‘ (niedergelassene Praxen), ‚stationär‘ (Krankenhäuser) und ‚universitär‘ (Universitätskliniken) unterschieden. Die Zuordnung erfolgte in erster Linie anhand der Angaben zur Institution des jeweiligen Teilnehmers. In un-

klaren Situationen wurde zur Entscheidung die Zugehörigkeit zu einer der beiden Haupt-Adressendateien (Chefärztedatei der DRG bzw. Adressendatei des BdR) herangezogen. Radiologische Praxen, die von niedergelassenen Radiologen innerhalb von Krankenhäusern betrieben werden, wurden als ‚ambulant‘ eingestuft. Unter ‚universitär‘ wurden nur die radiologischen Abteilungen in Universitätskliniken, nicht aber die in Lehrkrankenhäusern der betreffenden Universitäten berücksichtigt.

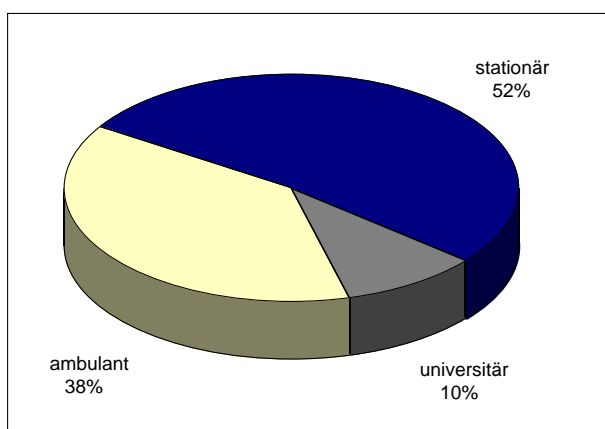
Die Zusammensetzung des Anwenderspektrums auf Grundlage der zurückerhaltenen Fragebögen (n = 830) ist in Abb. 5.1 dargestellt. Danach sind etwa die Hälfte der Rückläufe dem stationären, gut ein Drittel dem ambulanten und 10% dem universitären Bereich zuzuordnen. Anhand von Statistiken des ZVEI (ZVEI99) ist bekannt, dass jeweils etwa die Hälfte aller CT-Geräte im ambulanten und im zusammengefaßten stationären/universitären Bereich installiert sind. Der ambulante Bereich ist demnach signifikant, aber nicht gravierend unterrepräsentiert. Dagegen erscheint der universitäre Bereich - trotz fehlender Vergleichsdaten - beim Rücklauf überproportional vertreten zu sein.

Wie die weiter unten folgenden Auswertungen belegen, spielt die verhältnismäßig geringere Beteiligung des ambulanten Sektors im Hinblick auf die Repräsentativität der Ergebnisse eine vernachlässigbare Rolle.

#### Untersuchungsfrequenzen

Eine Abfrage der Untersuchungsfrequenzen und der prozentualen Zusammensetzung des Untersuchungsspektrums erfolgte nicht durchgängig, sondern erst mit Beginn der zweiten Anschreibeaktion. Daher waren entsprechende Angaben prinzipiell nur bei rund 400 Fragebögen, d.h. etwa der Hälfte aller Rückläufe, zu erwarten.

Die Frage nach der Gesamtzahl der CT-Untersuchungen wurde von 202, d.h. rund 50% der infragekommenden Rückläufe, beantwortet. Im Falle der prozentualen Zusammensetzung des Untersuchungsaufkommens waren dagegen 306 Antworten, d.h. rund 75% der infragekommenden Rückläufe, zu verzeichnen. Die Abfrage zum Untersuchungsspektrums umfaßte die 4 Bereiche CCT,



**Abb. 5.1**  
Zusammensetzung des Anwenderspektrums.



Thorax, Abdomen und Skelett. Da aus abrechnungstechnischen Gründen bestenfalls eine Registrierung in den genannten Kategorien erfolgt, wurde auf eine feinere Abfrage entsprechend des vorab festgelegten Katalogs der Untersuchungsarten, die eine bessere Differenzierung bei weiterführenden statistischen Berechnungen ermöglicht hätte, verzichtet.

Die ermittelten Angaben zu Untersuchungszahlen und -spektrum sind in Tabelle 5.1 nach Bereichen getrennt zusammengefasst. Die Zahlen aus dem universitären Bereich sind wegen der geringen Zahl der Antworten (die Rückläufe dieses Bereichs waren größtenteils bereits im Rahmen der ersten Anschreibeaktion erfolgt) mit entsprechend großer Unsicherheit behaftet und daher nur bedingt repräsentativ. Bei der Ermittlung von Durchschnittswerten war außerdem dem Umstand Rechnung zu tragen, dass der Anteil der infragekommenden Rückläufe aus dem ambulanten Bereich signifikant unter dem Erwartungswert von 50% lag. Zur Korrektur dieser Schiefelage wurde eine Bereinigung der Durchschnittszahlen vorgenommen.

Die Anzahl der Untersuchungen pro Gerät und Jahr betrug rund 3400 (bereinigt: 3600). Dabei liegt der Wert des ambulanten Bereichs mit rund 4100 merklich über dem des zusammengefassten stationären und universitären Bereichs (3100). Damit haben sich die Ergebnisse früherer Abschätzungen zur Frequenz von CT-Untersuchungen (3500 bis 7000 Untersuchungen p.a und pro Gerät, stationärer Bereich stärker ausgelastet als ambulanter (Schmidt93)) signifikant nach unten verändert und in der Rangfolge der beiden Bereiche umgekehrt.

Die Zahlen zur Zusammensetzung des Untersuchungsspektrums (Abb. 5.2) weisen die CCT mit 40% als die mit Abstand größte Untersuchungsgruppe aus, gefolgt von Untersuchungen in den Regionen Abdomen (25%),

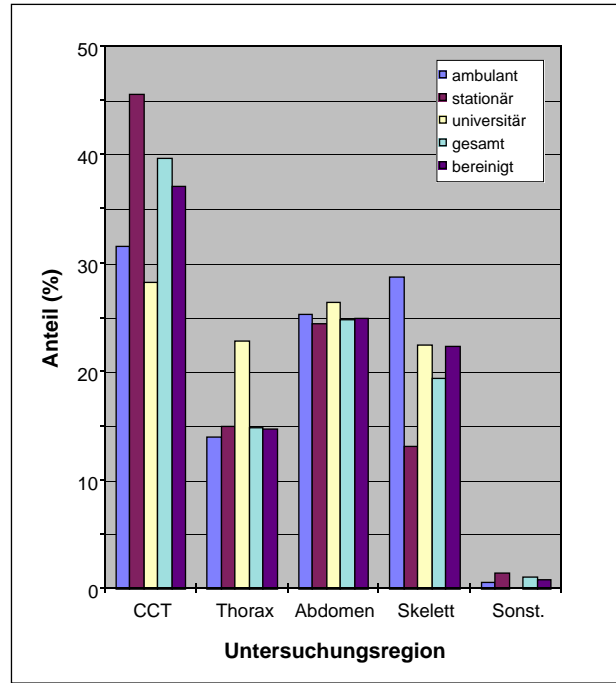


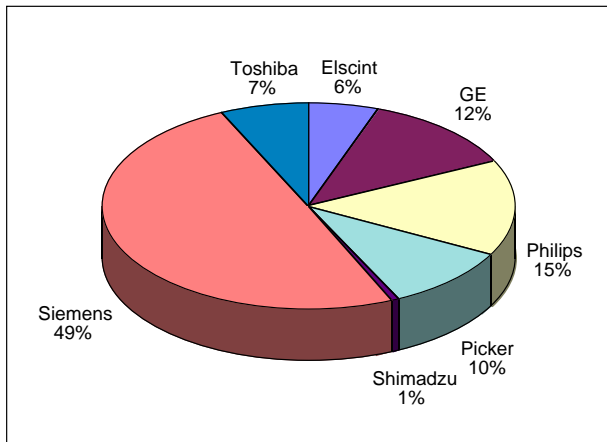
Abb. 5.2 Zusammensetzung des Untersuchungsspektrums nach Anwenderbereichen.

Skelett (19%) und Thorax (15%). Erhebliche Unterschiede sind zwischen dem ambulanten und stationären Bereich in den Regionen CCT und Skelett zu verzeichnen: Während im stationären Bereich jede zweite Untersuchung in der Kopfregion erfolgt, ist es im ambulanten Bereich nur jede dritte; dafür ist der relative Anteil der Skelettuntersuchungen im ambulanten Bereich mit knapp 30% mehr als doppelt so hoch wie im stationären. Abdomen- und Thoraxuntersuchungen sind dagegen in beiden Bereichen nahezu gleich vertreten. Eine wie im Falle der Untersuchungsfrequenzen vorgenommene Bereinigung führt daher zu einer entsprechenden Korrektur der relativen Anteile der CCT von 40 auf 37% und der Skelettuntersuchungen von 19 auf 22%.

Tab. 5.1

Angaben zu Untersuchungszahlen und Untersuchungsspektrum; aufgrund der unterdurchschnittlichen Zahl der Antworten aus dem ambulanten Bereich (Erwartungswert: 50%) wurden die Durchschnittszahlen für das Gesamtkollektiv entsprechend bereinigt (letzte Zeile).

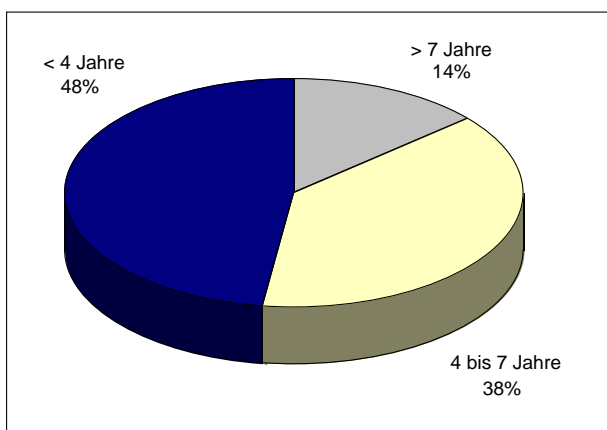
Bereich	Anzahl Antworten zu				Unters. p.a.	Untersuchungsregion				
	Häufigkeit	Anteil				CCT	Thorax	Abdomen	Skelett	Sonst.
ambulant	69	31%	116	38%	4103	32%	14%	25%	29%	1%
stationär	146	66%	179	58%	3038	46%	15%	24%	13%	1%
universitär	7	3%	11	4%	4280	28%	23%	26%	22%	0%
gesamt	222	100%	306	100%	3409	40%	15%	25%	19%	1%
bereinigt					3603	37%	15%	25%	22%	1%



**Abb. 5.3**  
Prozentuale Zuordnung der an den Rückläufen beteiligten CT-Geräte zu den jeweiligen Herstellerfirmen.

Im universitären Bereich sind alle vier Untersuchungsregionen nahezu gleich häufig vertreten. Das würde bedeuten, dass in Universitätskliniken vergleichsweise weniger Kopfuntersuchungen, dafür relativ mehr Thoraxuntersuchungen vorgenommen werden. Wegen der geringen Zahl der infragekommenden Rückläufe (insgesamt 11) ist dieser Befund jedoch mit entsprechender Vorsicht zu interpretieren.

Aufgrund der groben Einteilung der Untersuchungsgruppen gestatten die ermittelten Zahlen nur bedingt Rückschlüsse darauf, ob Untersuchungen in der Kopfregion vorwiegend den Hirnschädel oder den knöchernen Gesichtsschädel betreffen. Ähnliches gilt für die Region Abdomen, wo nicht eindeutig klar ist, ob es sich vorwiegend um Untersuchungen des gesamten Abdomens einschließlich des Beckens oder um räumlich eingeschränkte Untersuchungen des Oberbauchs bzw. des Beckens handelt, und für die Region Skelett, wo die Frage nach den relativen Anteilen der einzelnen Wirbel-



**Abb. 5.4**  
Altersverteilung der an der Umfrage beteiligten Geräte (Stichtag: 1.7.1999).

säulenabschnitte und des Beckenskeletts von Interesse ist.

Zur Beantwortung dieser offenen Fragen wurde eine im gleichen Zeitraum im Auftrag des Bundesamts für Strahlenschutz in Auftrag gegebene lokale Erhebung im Raum Nürnberg/Erlangen (BfS00) herangezogen. Bei dieser Erhebung wurden insgesamt rund 1000 einzelne CT-Untersuchungen einem vergleichbaren Katalog von Standard-CT-Untersuchungen zugeordnet. Demnach entfallen 50% aller Untersuchungen in der Region Kopf/Hals auf die CCT; 85% aller Untersuchungen in der Region Abdomen sind Untersuchungen des gesamten Abdomens einschließlich des Beckens; bei den Skelettuntersuchungen hat die LWS mit 65% den mit Abstand höchsten Anteil.

### Herstellerverteilung

Die Zuordnung der an den Rückläufen beteiligten CT-Geräte zu den jeweiligen Herstellerfirmen zeigt Abb. 5.3. Danach sind die Hälfte der Geräte Produkte der Firma Siemens; die andere Hälfte verteilt sich auf die 6 anderen auf dem deutschen Markt vertretenen CT-Hersteller (Philips: 15%, General Electric: 12%, Picker: 10%, Toshiba: 7%, Elscint: 6%, Shimadzu: 1%). Dieses sich aus der Beteiligung an der Umfrage ergebende Herstellerspektrum deckt sich weitgehend mit den aus anderen Quellen bekannten Zahlen (z.B. Schwing00), was als wichtiger Hinweis auf die Repräsentativität des ermittelten Zahlenmaterials gewertet werden kann.

### Altersverteilung

Die Altersverteilung der beteiligten Geräte (Baujahr) ist in Abb. 5.4 und 5.5 dargestellt. Knapp die Hälfte war zum Zeitpunkt der Erhebung (Stichtag: 1.7.1999) weniger als 4 Jahre alt; gut ein Drittel lag altersmäßig zwischen vier und sieben Jahren; 14 % waren älter als sieben Jahre. Das mittlere Alter betrug 4,7 Jahre (Standardabweichung: 2,9 Jahre). Das älteste Gerät war ein Somatom DR1 mit Baujahr 1984.

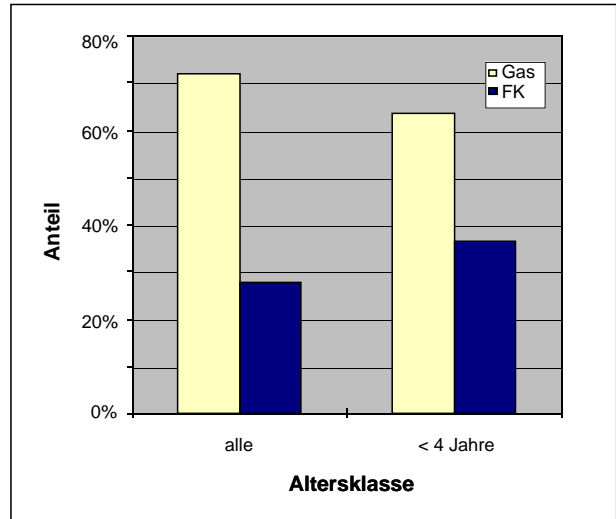
### Detektortyp

Festkörperdetektoren besitzen in puncto Dosiseffizienz gewisse Vorteile gegenüber Gasdetektoren. Zwar wird die Dosiseffizienz eines Gerätes nicht allein vom Typ des Detektors, sondern auch von dessen konkreter Ausführung und speziell von der Gesamtkonzeption des Geräts bestimmt. Dennoch gilt als Anhalt, dass Geräte mit Festkörperdetektoren bei vergleichbarer Bildqualität mit rund ein Drittel weniger Dosis betrieben werden können als Geräte mit Gasdetektor.

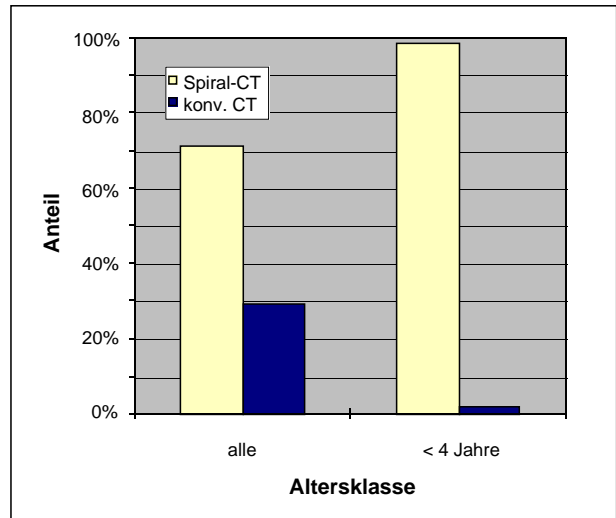
Zwar wurde das Merkmal ‚Detektortyp‘ nicht explizit abgefragt. Aufgrund der Kenntnisse der Gerätespezifikationen ist es jedoch möglich, aus den Angaben zum Gerätetyp die Zugehörigkeit zu einem der beiden infragekommenden Ausführungen abzuleiten (Abb. 5.6). Danach besitzen knapp drei Viertel aller beteiligten Geräte einen Gasdetektor und nur gut ein Viertel einen Festkörperdetektor. Bei den weniger als vier Jahre alten Geräten lag die Aufteilung Gas-/Festkörperdetektor bei 63% zu 37%. Stellt man dabei in Rechnung, dass Geräte der 4. Generation (10% der beteiligten Geräte) prinzipbedingt schon seit jeher mit einem Festkörperdetektor ausgestattet waren, besagen diese Zahlen, dass bis zum Zeitpunkt der Umfrage bei Scannern der 3. Generation nur eine moderate Zunahme der mit einem Festkörperdetektor ausgestatteten Geräte erfolgt ist. Da jedoch die derzeit auf dem Markt angebotenen Scanner mehrheitlich einen Festkörperdetektor besitzen, wird sich die Situation in den kommenden Jahren merklich ändern.

**Spiral-CT-Fähigkeit**

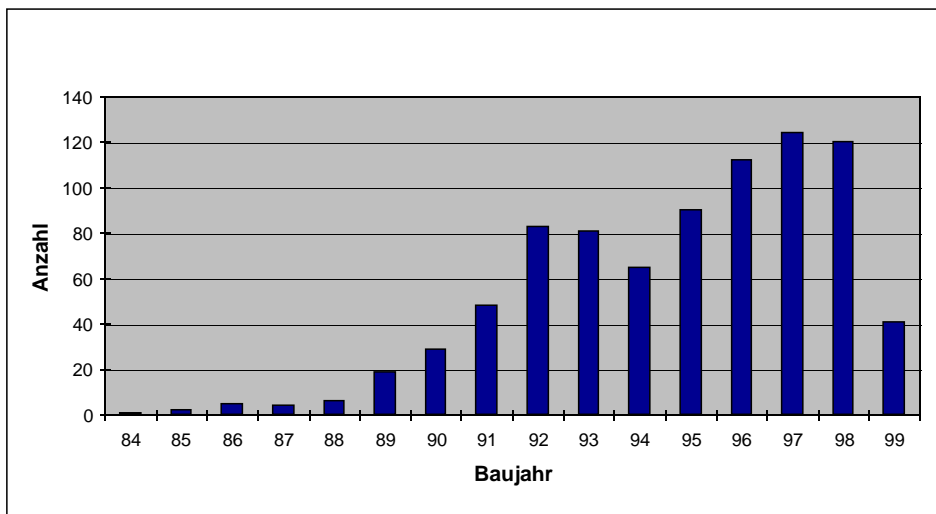
Obwohl das Merkmal ‚Spiralfähigkeit‘ ebenfalls nicht explizit abgefragt wurde, gestattet die Kenntnis der Gerätespezifikationen in Verbindung mit den verwendeten Scanprotokollen (mit/ohne Pitcherhöhung) eine recht genaue Klassifizierung der teilnehmenden Geräte in konventionelle und spiralfähige Geräte. Die Spiralfähigkeit ist ein entscheidendes Merkmal dafür, ob ohne die Gefahr von Informationslücken zeit- und dosissparend gearbeitet werden kann, indem mit erhöhtem Pitch gescannt wird. Wie aus Abb. 5.7. ersichtlich, sind rund 70% der beteiligten Geräte spiralfähig. Bei den weniger als 4 Jahre alten Geräten kann praktisch mit allen Geräten (>98%) Spiral-CT betrieben werden.



**Abb. 5.6**  
Prozentuale Zugehörigkeit der Geräte (alle bzw. weniger als 4 Jahre alte Geräte) zu einem der beiden Detektortypen (Gas = Gasdetektor, FK = Festkörperdetektor).



**Abb. 5.7**  
Anteil der spiralfähigen CT-Geräte.



**Abb. 5.5**  
Häufigkeitsverteilung des Alters der an der Umfrage beteiligten Geräte; das mittlere Alter zum Zeitpunkt der Erhebung betrug  $4,7 \pm 2,9$  Jahre (Stichtag: 1.7.99).

## Summarische Ergebnisse

In diesem Abschnitt werden die Dosiswerte und Expositionsparameter aller Untersuchungsarten gemeinsam dargestellt bzw. in zusammengefaßter Form präsentiert.

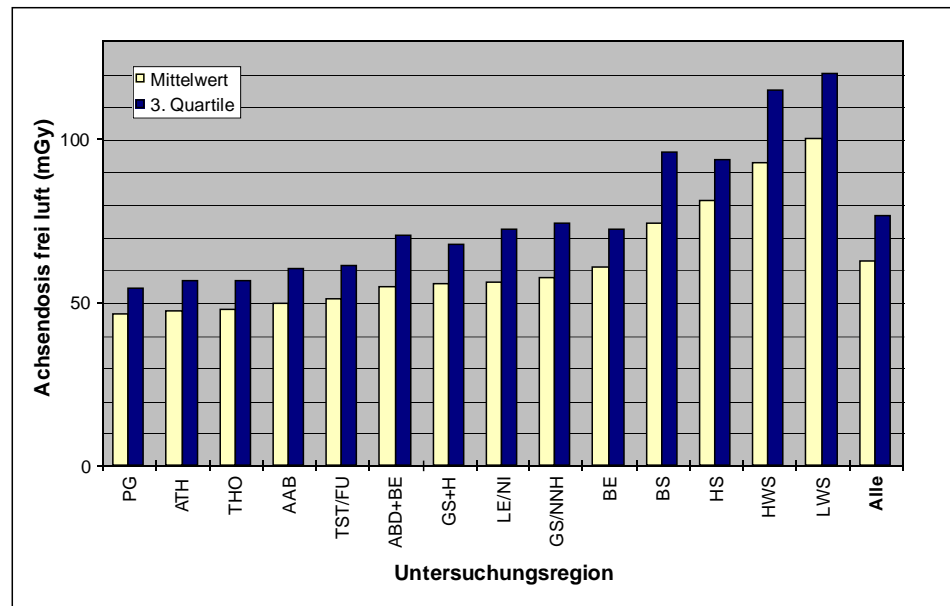
### Dosis frei Luft auf der Systemachse

Die Dosiswerte für die einzelnen Untersuchungsarten auf Basis der Dosis frei Luft auf der Systemachse ( $CTDI_L$ ) sind in Abb. 5.8 dargestellt. Angegeben sind jeweils der Mittelwert und der Wert der 3. Quartile. Letzterer ist der Dosiswert, der von 75% aller Teilnehmer eingehalten wird; d.h. lediglich 25% der Teilnehmer arbeiten mit höheren Werten.

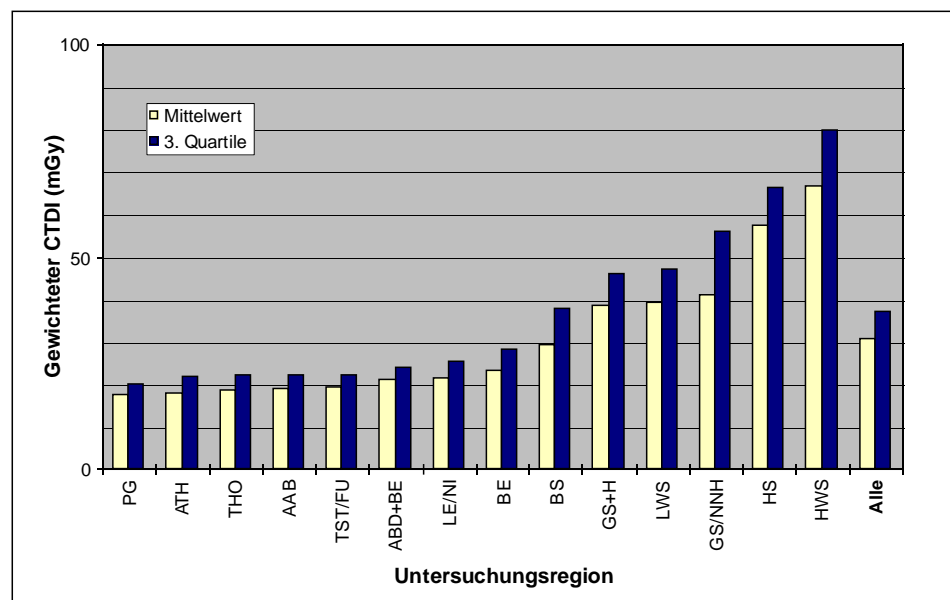
Die Mittelwerte der einzelnen Untersuchungen bewegen

sich zwischen 50 und 100 mGy pro Schicht mit 60 mGy im (ungewichteten) Durchschnitt. Am unteren Ende dieses Bereichs befinden sich die CT-Angiographien und die CT-Thoraxuntersuchungen; am oberen Ende sind die Fragestellungen zu finden, die durch hohe Anforderungen an Niedrigkontrastauflösung gekennzeichnet sind und deshalb naturgemäß höhere Dosiseinstellungen benötigen. Die Werte der 3. Quartile liegen nur wenig oberhalb der jeweiligen Mittelwert. Grund hierfür ist, dass sich dabei - im Gegensatz zur Berechnung des Mittelwerts - die höheren Werte der Häufigkeitsverteilung nur als Faktum, jedoch nicht mit ihrem Betrag niederschlagen (bei Häufigkeitsverteilungen mit extremen Ausläufern kann die 3. Quartile zahlenmäßig sogar kleiner als der Mittelwert sein).

**Abb. 5.8**  
Dosis frei Luft auf der Systemachse ( $CTDI_L$ ) für die einzelnen Standard-CT-Untersuchungen, dargestellt in Form des Mittelwerts und des Werts der 3. Quartile.



**Abb. 5.9**  
Gewichteter  $CTDI$  ( $CTDI_w$ ) für die einzelnen Standard-CT-Untersuchungen, dargestellt in Form des Mittelwerts und des Werts der 3. Quartile.

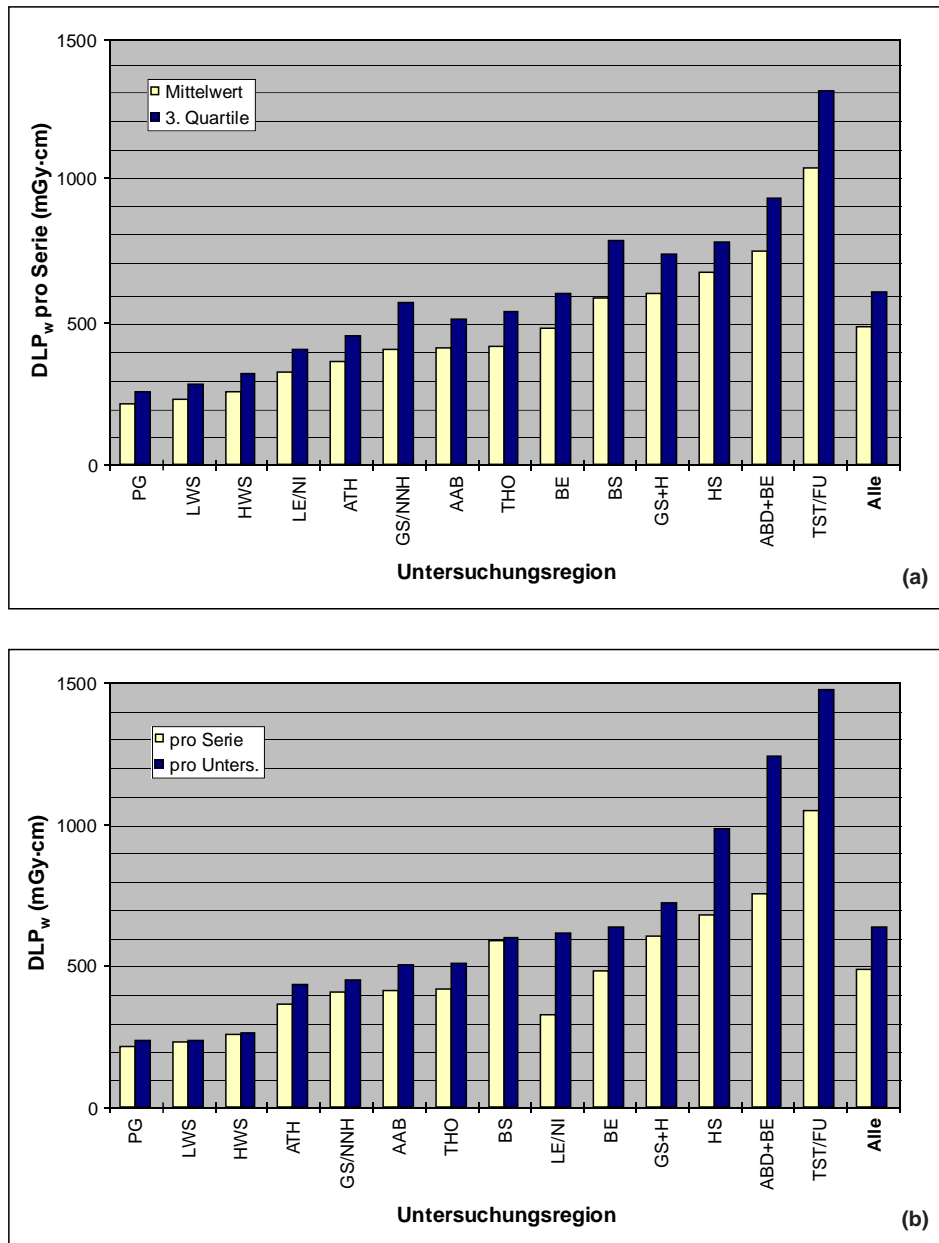


**Gewichteter CTDI**

In Abb. 5.9 sind die Dosiswerte für die einzelnen Untersuchungsarten auf Basis des gewichteten CTDI ( $CTDI_w$ ) dargestellt. Angegeben sind - wie im Falle des  $CTDI_L$  - jeweils der Mittelwert und der Wert der 3. Quartile. Die Mittelwerte der einzelnen Untersuchungen bewegen sich zwischen 20 und 75 mGy pro Schicht mit 30 mGy im (ungewichteten) Durchschnitt. Die relativ hohen Werte für Untersuchungen in der Kopf- und Halsregion erklären sich zum Teil durch die Verwendung der (höheren)  $CTDI$ -Werte für das 16cm Standard-Phantom. Der  $CTDI_w$  wird künftig als Leitgröße zur Begrenzung der lokalen Dosis fungieren. Dabei werden die Ergebnisse dieser Erhebung bei der Findung geeigneter Referenzdosiswerte eine wesentliche Rolle spielen.

**Dosislängenprodukt**

Die sich für die einzelnen Untersuchungsarten ergebenden Dosislängenprodukte pro Scanserie (Mittelwerte und 3. Quartile) sind in Abb. 5.10a dargestellt. Dabei handelt es sich um geschlechtergemittelte Werte, basierend auf dem gewichteten CTDI als Dosisgröße. Beim DLP gehen außer der Intensität der Bestrahlung ( $CTDI_w$ ) zusätzlich Scanlänge und Pitchfaktor ein. Am oberen Ende sind daher zwangsläufig Untersuchungen wie das Tumorstaging oder Abdomen incl. Becken zu finden, die mit nominell 66 bzw. 42 cm jeweils eine große Scanlänge aufweisen. Knapp dahinter kommen allerdings mit Hirnschädel und Gesichtsschädel + Hals zwei Regionen, die mit nominell 12 und 18 cm eine eher unterdurchschnittliche Scanlänge besitzen. In diesem Fall



**Abb. 5.10**  
Dosislängenprodukt ( $DLP_w$ , geschlechtergemittelt) für die einzelnen Standard-CT-Untersuchungen;

(a) pro Scanserie, dargestellt in Form des Mittelwerts und des Werts der 3. Quartile;

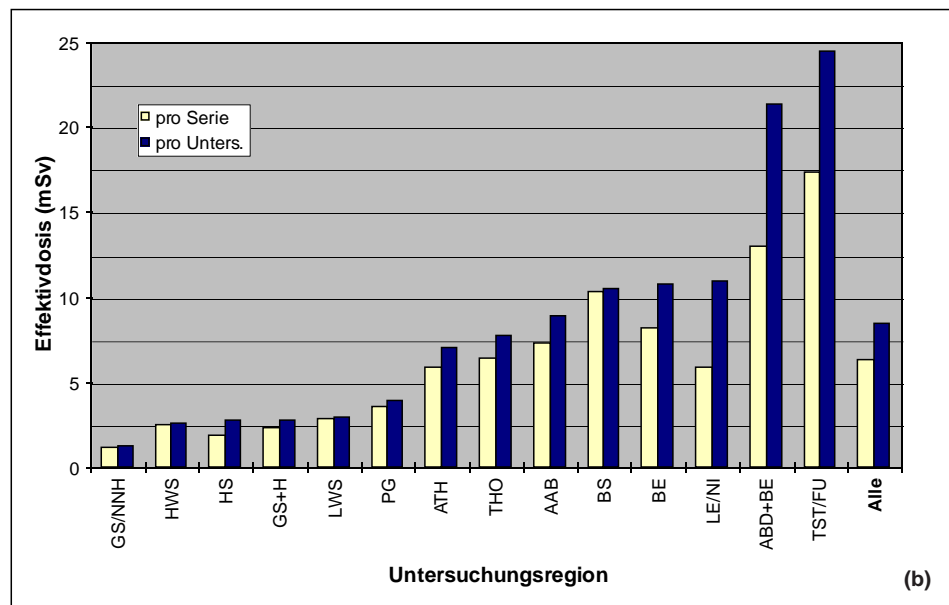
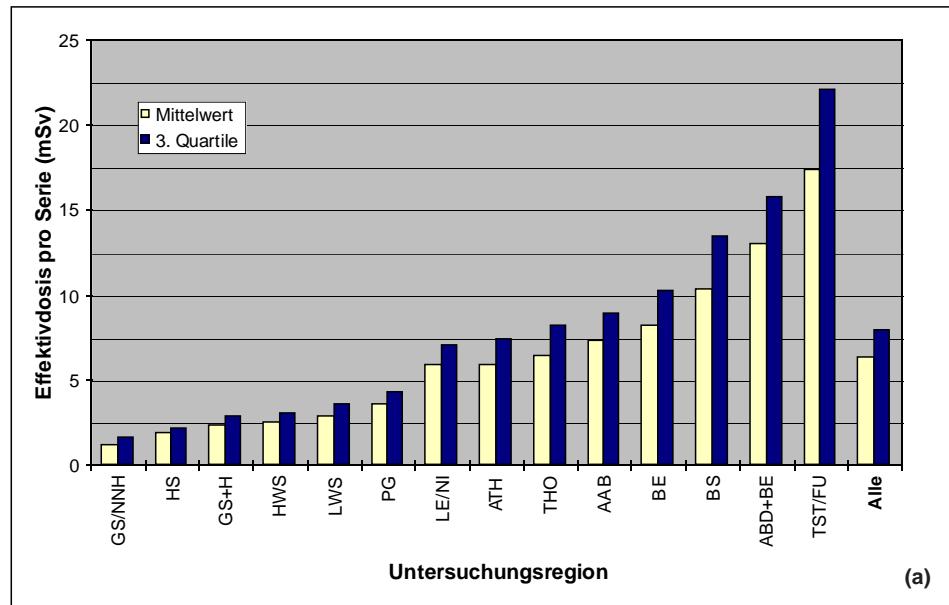
(b) als Mittelwerte für komplette Untersuchungen im Vergleich zu den entsprechenden Werten pro Scanserie.

ist es der hohe CTDI-Wert in Verbindung mit einem Pitchfaktor von kaum mehr als 1, der zu einem relativ hohen Dosislängenprodukt führt. Die Mittelwerte der einzelnen Untersuchungen bewegen sich zwischen 200 und 1000 mGy·cm pro Serie mit 500 mGy·cm im (ungegewichteten) Durchschnitt.

Abb. 5.10b zeigt die entsprechenden Dosislängenprodukte für die kompletten Untersuchungen jeweils im Vergleich zu den Werten pro Serie. Die Mittelwerte für die einzelnen Untersuchungen bewegen sich zwischen 250 und 1500 mGy·cm mit 650 mGy·cm im (ungegewichteten) Durchschnitt. Abgesehen von einer Ausnahme (Leber/Niere mit durchschnittlich 1,9 Serien pro Untersuchung) ist die Reihung der Untersuchungsarten dabei nahezu unverändert geblieben.

### Effektive Dosis

Die Werte der Effektivdosis pro Scanserie (Mittelwerte und 3. Quartile für die einzelnen Untersuchungsarten) zeigt Abb. 5.11a. Dabei handelt es sich ebenfalls um geschlechtergemittelte Werte. Bei der Effektivdosis geht zusätzlich zur Intensität und Ausdehnung der Bestrahlung sowie zum Pitchfaktor die relative Strahlenempfindlichkeit der betreffenden Körperregion ein. Am unteren Ende sind daher alle Untersuchungen der Kopf- und Halsregion angesiedelt, in der nur wenige und relativ unempfindliche Organe vorkommen. Am oberen Ende finden sich - wie beim DLP - die Untersuchungsarten mit großer Längenausdehnung; zu ihnen gesellen sich alle Untersuchungen in der Region Abdomen/Bekken (mit Ausnahme der LWS). Die Mittelwerte der einzelnen Untersuchungen bewegen sich zwischen 1 und



**Abb. 5.11**  
Effektive Dosis (E, geschlechtergemittelt) für die einzelnen Standard-CT-Untersuchungen;

(a) pro Scanserie, dargestellt in Form des Mittelwerts und des Werts der 3. Quartile;

(b) als Mittelwerte für komplette Untersuchungen im Vergleich zu den entsprechenden Werten pro Scanserie.

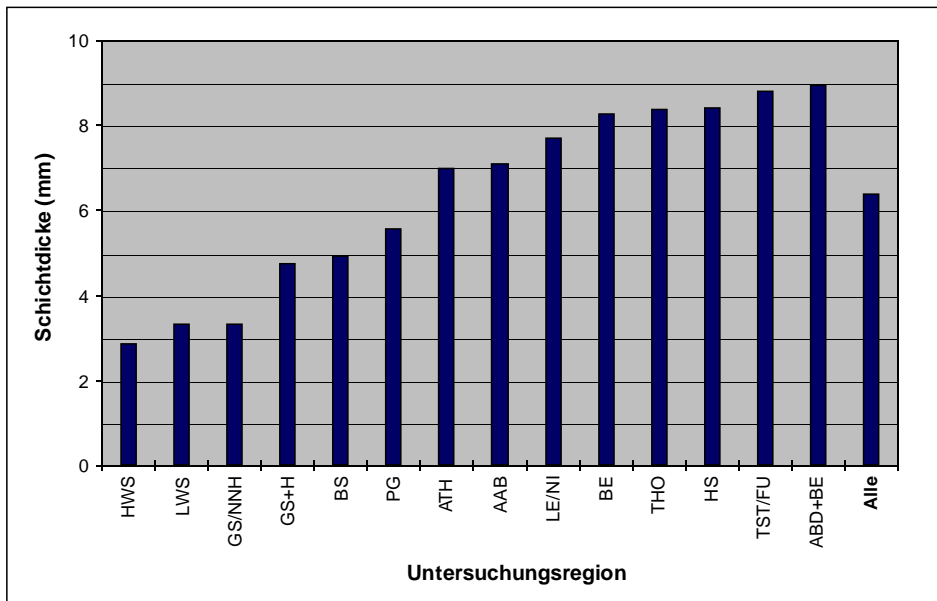
17,5 mSv pro Serie mit 6,5 mSv im (ungewichteten) Durchschnitt.

Die entsprechenden Effektivdosiswerte für die kompletten Untersuchungen sind in Abb. 5.11b jeweils im Vergleich zu den Werten pro Serie dargestellt. Die Mittelwerte für die einzelnen Untersuchungen bewegen sich zwischen gut 1 und knapp 25 mSv mit rund 8 mSv im (ungewichteten) Durchschnitt. Besondere Beachtung erfordert die relativ häufige Untersuchung des kompletten Abdomens incl. Becken, die rund 25% aller CT-Untersuchungen ausmacht. Die Effektivdosis dieser Untersuchung liegt im Mittel bei 21,5 mSv und damit knapp beim 10-fachen der jährlichen natürlichen Strahlenexposition. Dagegen bewegen sich Untersuchungen in der Kopf- und Halsregion im Bereich der jährlichen natürlichen Strahlenexposition. Dasselbe trifft auf Untersu-

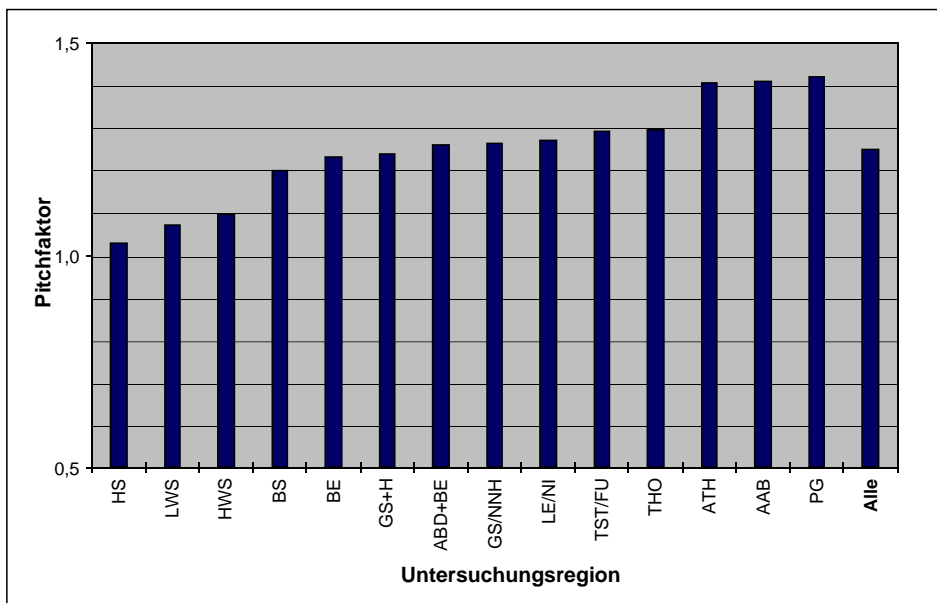
chungen der HWS und LWS unter der Voraussetzung zu, dass - wie allgemein üblich - lediglich 1-3 Segmente mit entsprechend kurzen Gesamtlängen (4 bzw. 6 cm), nicht aber die kompletten HWS- oder LWS-Abschnitte abgescannt werden.

**Schichtdicken**

Abb. 5.12 zeigt die Mittelwerte der bei den einzelnen Untersuchungsarten benutzten Schichtdicken. Im allgemeinen entsprechen die Ergebnisse den zu erwartenden Werten, die sich aus den Anforderungen der jeweiligen Fragestellung herleiten lassen: Dicke Schichten (8 - 9 mm) für die Niedrigkontrast-Fragestellungen, dünne Schichten (3-5 mm) für die meisten Hochkontrast-Darstellungen (Ausnahme: Thorax). Eine Besonderheit bilden die Wirbelsäulen-Untersuchungen, bei denen Nie-



**Abb. 5.12**  
Mittelwerte der bei den einzelnen Standard-CT-Untersuchungen benutzten Schichtdicken.



**Abb. 5.13**  
Mittelwerte der bei den einzelnen Standard-CT-Untersuchungen benutzten Pitchfaktoren.

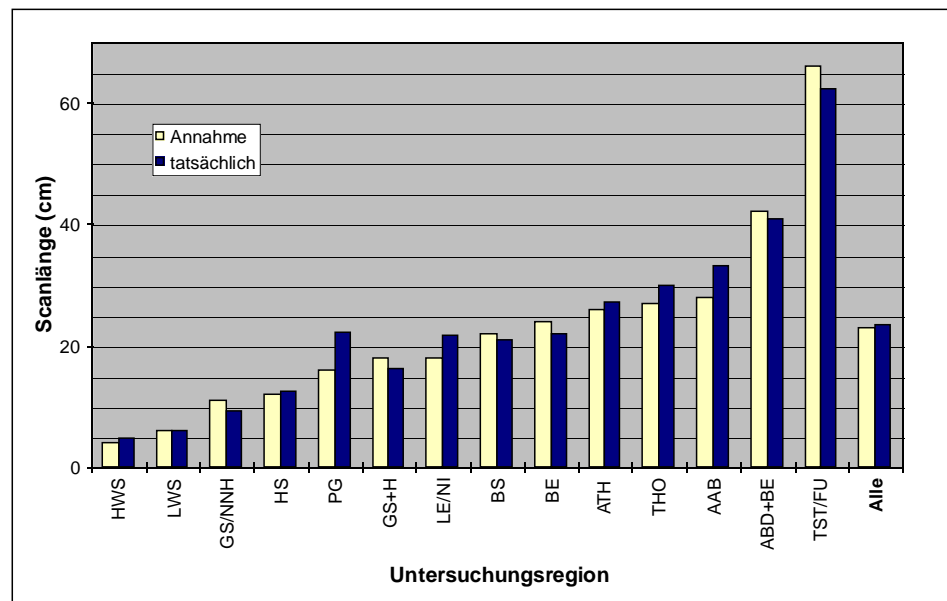
drigkontrast-Auflösung in Verbindung mit hoher Ortsauflösung in Achsenrichtung zur Verringerung des Partialvolumeneffekts gefordert ist. Wider Erwarten erfolgten Untersuchungen des oberen Abdomens (Leber / Niere) in der Regel nicht mit Schichtdicken von 5 mm, sondern mehrheitlich mit 8 - 10 mm.

**Pitch**

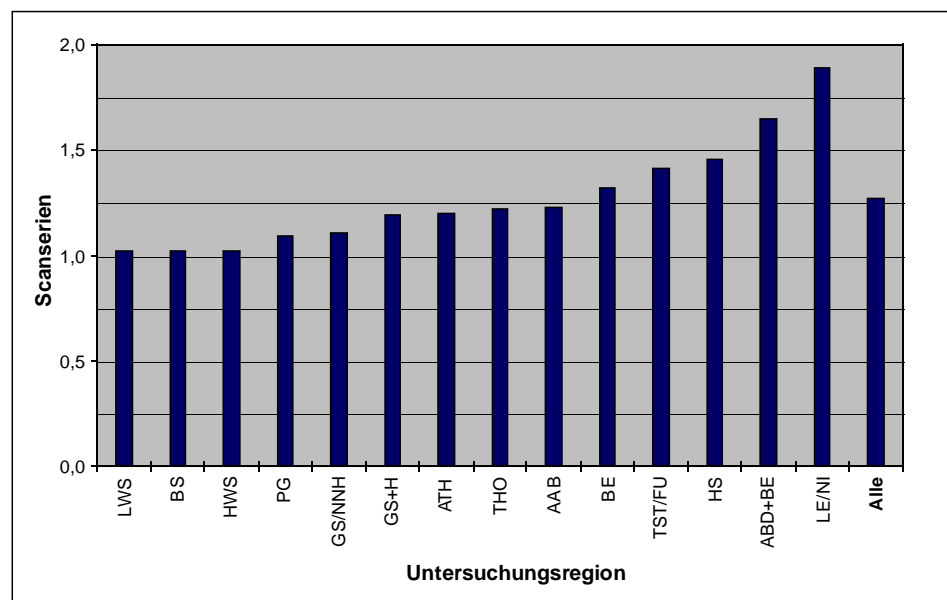
Sofern ein Spiral-CT verfügbar ist, erfolgen Untersuchungen, die im Spiral-Mode vorgenommen werden, in der Regel mit einem Pitch von 1,5. Ausgenommen hiervon sind Untersuchungen des Hirnschädels und der Wirbelsäule, die mehrheitlich mit serieller Schnittführung akquiriert werden; gelegentlich wird die Wirbelsäule auch noch überlappend gescannt (z.B. h = 5 mm, TV = 3 mm). Im Mittel über alle Untersuchungen liegt der

Pitchfaktor bei 1,25. Dass dieser Wert signifikant kleiner als 1,5 ist, hat - neben den erwähnten Ausnahmen - zwei Ursachen: Zum einen der Anteil nicht-spiralfähiger Geräte (knapp 30%), mit denen praktisch immer Schicht-an-Schicht gearbeitet wird; zum anderen eine gewisse Zurückhaltung bei manchen Spiral-CT-Anwendern, mit erhöhtem Pitch zu scannen. Zum Teil liegt dies an gerätetechnischen Einschränkungen (manche Geräte erlauben nur eine eingeschränkte Wahl des Tischvorschubs, so dass beispielsweise bei Schichtdicke 10 mm nur die Wahl zwischen p = 1 und p = 2 besteht). Ein anderer Grund sind möglicherweise irrige Auffassungen hinsichtlich der Auswirkung einer Pitcherhöhung auf die Bildqualität; bei den zumeist verfügbaren 180° LI-Algorithmen (,Slim') tritt bis zu einem Pitch von 1,5 jedoch praktisch keine Verbreiterung des Spiral-Schichtprofils auf.

**Abb. 5.14**  
 Angenommene, geschlechtergemittelte Scanlängen und Mittelwerte der bei der Umfrage ermittelten, tatsächlichen Scanlängen für die einzelnen Untersuchungsarten.



**Abb. 5.15**  
 Anzahl der Serien, mit denen bei den einzelnen Untersuchungsarten gescannt wird.





Wie an späterer Stelle verdeutlicht wird, ist die Verbreitung der Spiral-CT-Technik mit der Möglichkeit, bei erhöhtem Pitch zu arbeiten, der hauptsächliche Faktor, der in den vergangenen Jahren zur Dosisreduktion geführt hat. Dieses Potential ist - wie die Ergebnisse dieser Umfrage zeigen - bei weitem noch nicht ausgeschöpft.

**Scanlängen**

Die bei der Festlegung der Standard-CT-Untersuchungen angenommenen und die bei der Umfrage ermittelten Durchschnittswerte für die Scanlängen der einzelnen Untersuchungsregionen sind in Abb. 5.14 gegenübergestellt. Dabei wurde über beide Geschlechter gemittelt. Im allgemeinen stimmen angenommene und tatsächliche Scanlängen innerhalb von  $\pm 20\%$  überein. Einzige Ausnahme bildet die Untersuchung der Pulmonalgefäße, wo die tatsächliche Scanlänge mit 22 cm deutlich über der angenommenen Länge (16 cm) liegt. Im Mittel über alle Untersuchungen betragen angenommene und tatsächliche Scanlänge rund 23 cm.

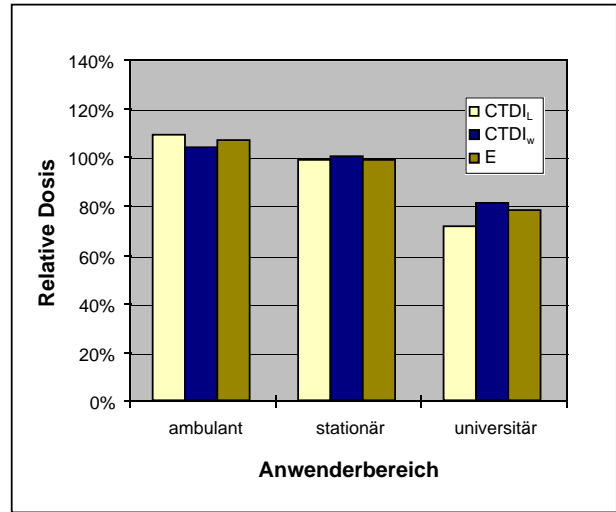
**Scanserien**

Die Anzahl der Scanserien, mit denen die jeweiligen Untersuchungsarten vorgenommen werden, ist in Abb. 5.15 dargestellt. Wenn derselbe Körperabschnitt (oder zumindest ein Teil davon) mehr als einmal abgescannt wird, liegt mehr als eine Scanserie vor. Fälle wie das Scannen in drei Abschnitten (z.B. Thorax + Oberbauch + Becken bei einer Staging-Untersuchung oder LWS mit drei Segmenten bei unterschiedlicher Gantryneigung) zählen dagegen nur als eine Serie. Angaben zur Anzahl der Serien wie ‚1 - 2‘, ‚1 (selten 2)‘ oder ‚1 (KM), Leber auch nativ‘ (bei Untersuchung des Abdomens) wurden mit 1,5 Serien, 1,3 Serien und 1,5 Serien interpretiert.

Im Mittel werden pro Untersuchung 1,25 Serien gescannt. Untersuchungen der Wirbelsäule und des Beckenskeletts erfolgen praktisch nur nativ. Dagegen werden Abdomen- und Beckenuntersuchungen häufig nativ und mit Kontrastmittel, Leberuntersuchungen auch in 2 bis 3 Kontrastmittelpasen vorgenommen.

**Bereichsabhängigkeit**

In Abb. 5.16 sind die über alle Untersuchungsarten gemittelten Dosiswerte nach Anwenderbereichen getrennt dargestellt. Die Darstellung erfolgt in Form von Relativwerten, wobei 100% dem Mittelwert über alle Anwender, der sich für die jeweilige Dosisgröße ergibt, entspricht. Die Angaben für die Effektivdosis gelten pro Scanserie; die entsprechenden Relationen pro Untersuchung sind innerhalb von  $\pm 1\%$  mit diesen Werten iden-

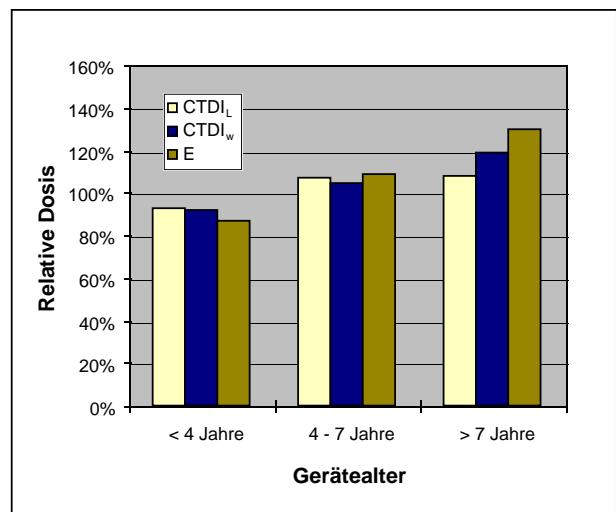


**Abb. 5.16** Dosiswerte für die einzelnen Anwenderbereiche relativ zum jeweiligen Dosiswert für die Gesamtheit aller Anwender und Untersuchungsregionen.

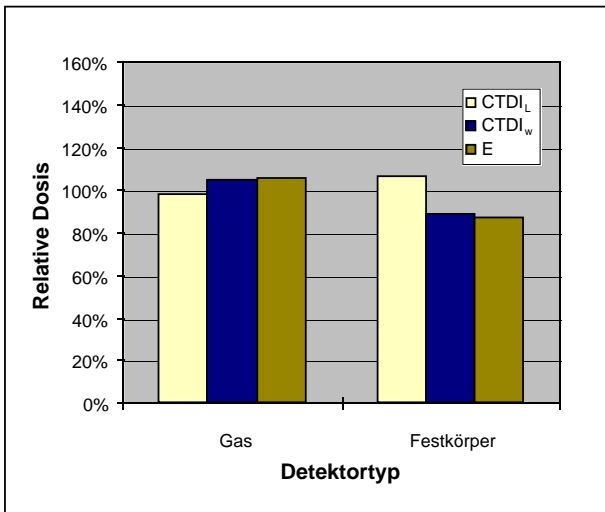
tisch. Zwischen ambulantem und stationärem Bereich bestehen nur geringe, kaum signifikante Unterschiede in der Höhe der applizierten Dosis. Dagegen liegt das Niveau im universitären Bereich sowohl bei der lokalen als auch bei der integralen Dosis um rund 20% unter dem Durchschnitt aller Anwender. Hauptursache hierfür ist nicht etwa - wie man vermuten könnte - die jüngere Geräteausstattung, sondern vielmehr das Überwiegen einer bestimmten Gerätemarke.

**Altersabhängigkeit**

Die Aufgliederung der Dosisergebnisse nach Gerätealter in weniger als 4 Jahre alte, 4 bis 7 Jahre alte und mehr



**Abb. 5.17** Dosiswerte für die einzelnen Geräte-Altersgruppen relativ zum jeweiligen Dosiswert für die Gesamtheit aller Anwender und Untersuchungsregionen.



**Abb. 5.18**  
Dosiswerte für die einzelnen Detektortypen relativ zum jeweiligen Dosiswert für die Gesamtheit aller Anwender und Untersuchungsregionen.

als 7 Jahre alte Geräte ist in Abb. 5.17 dargestellt. Stichtag für die Festlegung ist der 1.7.1999. Die Angaben für die Effektivdosis gelten pro Scanserie; die entsprechenden Relationen pro Untersuchung sind innerhalb von ±1% mit diesen Werten identisch. Für alle drei Dosisgrößen (Achsendosis frei Luft, gewichteter CTDI und Effektivdosis) zeigt sich ein deutlicher Trend hin zu abnehmenden Dosiswerten bei jüngeren Scannern.

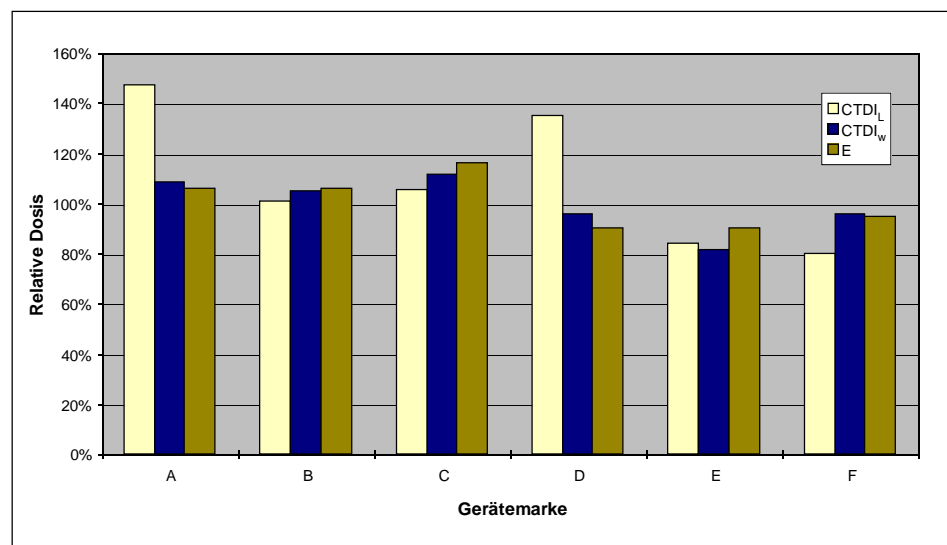
Eine detaillierte Analyse der mehr als 7 Jahre alten Geräte zeigt allerdings, dass die wenigen, mehr als 10 Jahre alten Geräte im Bestand mit eher durchschnittlichen Doseinstellungen betrieben werden, bedingt durch die geringere Leistungsfähigkeit der Röntgenstrahler in Verbindung mit einer stärkeren Strahlenfilterung und einer längeren Gerätegeometrie. Das Problem der sehr alten

Geräte ist daher weniger die Dosis, sondern die eingeschränkte klinische Anwendbarkeit aufgrund langer Rotationszeiten und fehlender Spiralfähigkeit.

Ende der 80er Jahre kamen dann verstärkt Geräte auf den Markt, die mit geringerer Strahlenfilterung, verkürzter Geometrie und leistungsfähigeren Strahlern ausgestattet waren, jedoch noch keine Spiralfähigkeit besaßen. Der teilweise Wegfall der bisherigen Leistungsbeschränkungen ohne eine entsprechende Anpassung der Expositionsparameter bedingt zwangsläufig einen Trend zu höheren Dosiswerten (dieses Phänomen ist auch bei neuesten Geräten zu beobachten, wenn bei der Markteinführung einer neuen Gerätereihe Änderungen vorgenommen werden, durch die sich die normierten Dosiswerte (d.h. der Output in mGy/mAs) erhöhen). Erst mit dem Aufkommen der Spiral-CT-Technik erfolgte eine Trendumkehr, bedingt durch die Möglichkeit zum Arbeiten mit erhöhtem Pitch, teilweise aber auch wieder erzwungen durch neue Leistungseinschränkungen (reduzierter Röhrenstrombereich je nach Länge der Spirale). Ein Trend zu höheren Dosiswerten für die jüngere Gerätegeneration, wie in (Gosch98) beschrieben, konnte allerdings nicht allgemein bestätigt werden und scheint daher ein eher lokales Phänomen darzustellen.

**Detektor-Abhängigkeit**

Der Einfluß des Detektortyps auf die Höhe der applizierten Dosis wird aus Abb. 5.18 ersichtlich. Der Unterschied zwischen Gas- und Festkörperdetektor ist mit rund 15% (CTDI<sub>w</sub>) deutlich kleiner, als gemeinhin angenommen wird. Allerdings ist hierbei zu beachten, dass es sich bei rund der Hälfte aller Geräte, die mit einem Festkörperdetektor ausgestattet sind, um Geräte der 4. Generation eines bestimmten Herstellers (Picker) handelt. Herstellerspezifische Einflüsse (Geräteauslegung,



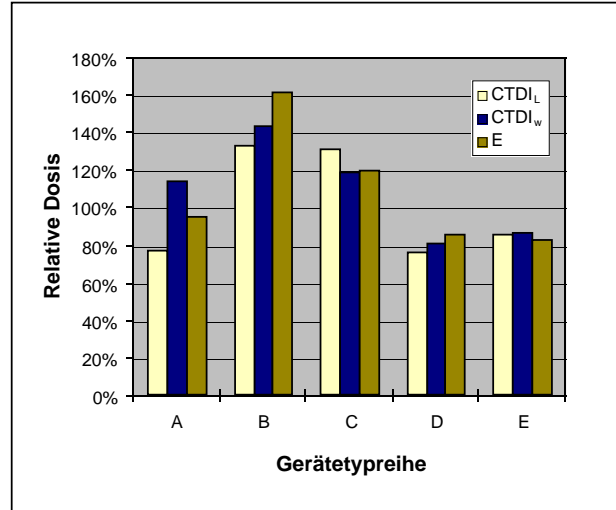
**Abb. 5.19**  
Dosiswerte für die Anwender einer bestimmten Gerätemarke relativ zum jeweiligen Dosiswert für die Gesamtheit aller Anwender, gemittelt über alle Untersuchungsregionen.

Anwendungsempfehlungen) auf das Ergebnis sind daher nicht vernachlässigbar und können die Auswirkungen der eigentlich interessierenden Einflußgröße überdecken.

**Herstellerabhängigkeit**

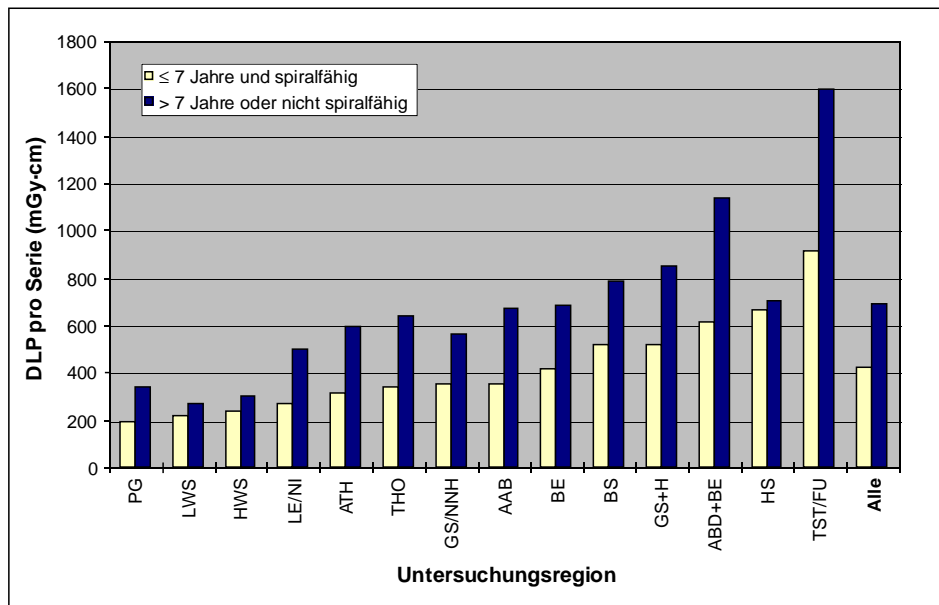
Abb. 5.19 zeigt die Abhängigkeit der mittleren Dosiswerte von der Herstellermarke des jeweiligen Scanners in anonymisierter Form. Dabei wurde über alle Untersuchungsarten und alle Gerätetypen des jeweiligen Herstellers gemittelt. Die Angaben für die Effektivdosis gelten pro Scanserie; die entsprechenden Relationen pro Untersuchung sind innerhalb von  $\pm 3\%$  mit diesen Werten identisch. Zu beachten ist, dass es sich hierbei nicht um einen Vergleich der Dosiseffizienz von Geräten unterschiedlicher Provenienz handelt. Gegenstand der Umfrage sind vielmehr anwenderspezifische Gewohnheiten. Diese werden zwar zu einem gewissen Umfang von Geräteauslegung und Anwendungsempfehlungen des Herstellers beeinflusst, beinhalten jedoch zusätzliche individuelle Einflüsse (z.B. Zahl der Scanserien, Scanlänge, Pitchfaktor), so dass mit dem vorhandenen Datenmaterial eine Trennung der beiden Einflußbereiche grundsätzlich nicht möglich ist. Aus statistischen Erwägungen wurden die Anwender von Geräten der Herstellerfirma Shimadzu (insgesamt 8) aus der Betrachtung herausgenommen, da die Ergebnisse starken individuellen Schwankungen unterlagen und in Anbetracht der kleinen Fallgruppe keine repräsentativen Aussagen ermöglichen.

Auf Basis der bisherigen Leitgröße Achsendosis frei Luft ( $CTDI_L$ ) erscheint es, als ob es erhebliche Unterschiede von bis zu einem Faktor 1,9 zwischen den An-

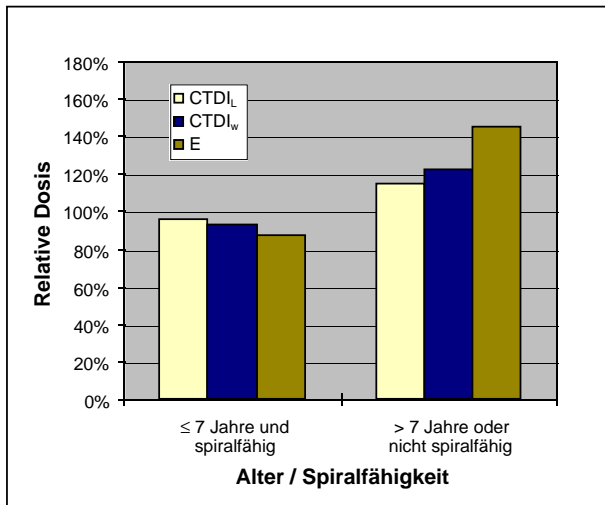


**Abb. 5.20** Dosiswerte für die Anwender eines bestimmten Gerätetyps relativ zum jeweiligen Dosiswert für die Gesamtheit aller Anwender der betreffenden Marke (anonym); die Abfolge der Gerätetypreihen entspricht der zeitlichen Reihenfolge ihrer Markteinführung.

wendern der einzelnen Gerätemarken gäbe. Wie bereits zuvor ausgeführt, ist dies in erster Linie die Folge einer Meßgröße, die wesentliche dosisbestimmende Faktoren der Geräteauslegung schlichtweg ignoriert. Dass es zwischen den einzelnen Herstellermarken eher nur geringe Dosisunterschiede gibt, wird aus den Darstellungen des gewichteten CTDI und der Effektivdosis deutlich. Diese bewegen sich alle in einer Bandbreite von  $\pm 15\%$ ; diese ist kleiner als der Unschärfbereich, der sich aufgrund der Toleranzen der spezifizierten Geräte-Dosisdaten, der gerätespezifischen Korrekturen zur Berechnung der Effektivdosis und der Vereinfachungen bei den Berechnungsverfahren zur Dosisermittlung ergibt.



**Abb. 5.22** Dosislängenprodukte für Untersuchungen mit spiralfähigen Scannern im Vergleich zu den entsprechenden Werten bei Verwendung älterer oder nicht spiralfähiger Scanner.



**Abb. 5.21**

*Dosiswerte für Anwender spiralfähiger und nicht spiralfähiger Scanner relativ zum jeweiligen Dosiswert für die Gesamtheit aller Anwender und Untersuchungsregionen*

Die Feststellung, dass es zwischen den einzelnen Gerätemarken im täglichen Betrieb praktisch keine Unterschiede gibt, bedeutet jedoch keineswegs, dass dies auf alle Gerätetypen im selben Maße zutrifft. Hier gibt es teilweise erhebliche Unterschiede, wie an dem anonymisierten Beispiel eines Herstellers deutlich wird (Abb. 5.20). Der Bezugswert von 100% entspricht in diesem Fall dem Durchschnittswert der jeweiligen Dosisgröße über alle Anwender der betreffenden Gerätemarke. Die Abfolge der einzelnen Gerätetypen ist dabei mit der zeitlichen Reihenfolge ihrer Markteinführung identisch. Deutlich ist die bereits im Abschnitt ‚Altersabhängigkeit‘ beschriebene Problematik der Ende der 80er Jahre im Markt eingeführten Geräte (Typreihe B, mit Einschränkung auch Typreihe C) erkennbar.

Die durchschnittliche Effektivdosis der Anwender eines Geräts der Typenreihe B ist doppelt so hoch wie bei einem Gerät der Typenreihen D und E. Diese Problematik betrifft nicht allein Geräte dieses Herstellers, sondern ebenso die entsprechenden Geräte anderer Hersteller, die in der betreffenden Periode auf den Markt kamen. Je nachdem, wie hoch der Anteil dieser ‚Altlasten‘ im installierten Gerätebestand des jeweiligen Herstellers ist, wird dadurch das Gesamtniveau der Dosiswerte der Anwender einer bestimmten Gerätemarke in gewissem Umfang mit beeinflusst (z.B. Gerätemarke C in Abb. 5.19). Da diese Geräte überwiegend mehr als 7 Jahre alt und wegen der fehlenden Spiralfähigkeit ohnehin applikatorisch eingeschränkt sind, wird sich diese Problematik in absehbarer Zeit durch Geräteneubeschaffung von selbst lösen.

## Einfluß Spiral-CT

Durch Aufgliederung des Datenbestands in weniger als 7 Jahre alte, spiralfähige Geräte und mehr als 7 Jahre alte oder nicht spiralfähige Geräte läßt sich - wie in Abb. 5.21 dargestellt - der Einfluß der Spiral-CT-Technik auf das Dosisgeschehen verdeutlichen. Spiral-CT ermöglicht nicht nur die Verwendung erhöhter Pitchfaktoren, sondern erfordert häufig auch aus Leistungsgründen eine Verringerung des pro Röhrenumlaufs applizierbaren mAs-Produkts. Daher hat im Mittel über alle Untersuchungsarten sowohl die lokale wie auch die integrale Dosis durch das Spiral-CT abgenommen, wobei die Reduktion bei der Effektivdosis - bedingt durch die Pitcherhöhung - mit rund 40% stärker ist als beim gewichteten CTDI (-25%).

Je nach Untersuchungsregion fällt die Dosisreduktion infolge Spiral-CT jedoch unterschiedlich stark aus, wie aus Abb. 5.22 anhand der Dosislängenprodukte für die beiden Gerätegruppen ersichtlich ist. Beim Hirnschädel hat es praktisch keine Dosisreduktion gegeben, bei den Wirbelsäulenuntersuchungen nur eine Abnahme um 20%. Bei allen anderen Untersuchungen, die heute überwiegend in Spiraltechnik vorgenommen werden, beträgt die Reduktion rund 45%, d.h. die integralen Dosiswerte haben sich nahezu halbiert. Im Mittel über alle Untersuchungsarten beläuft sich die Reduktion wie im Falle der Effektivdosis auf 40%. Insgesamt erweist sich die Einführung des Spiral-CT als der mit Abstand größte Faktor, der in den vergangenen Jahren eine Dosisreduktion in der Computertomographie bewirkt hat.

## Ergebnisse für die einzelnen Standard-Untersuchungen

Auf den folgenden Seiten werden die wesentlichen Ergebnisse der einzelnen Standard-Untersuchungsregionen dargestellt und besprochen. Ausführliches Zahlenmaterial ist zusätzlich in den Tabellen D.1 bis D.15 im Anhang zu finden.

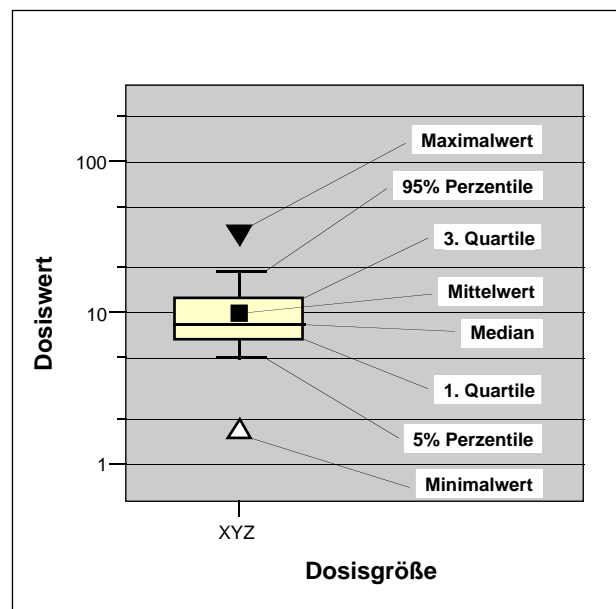
Die Diskussion der jeweiligen Untersuchungsregion umfaßt zunächst eine kurze Darstellung der anatomischen Lage des Scanbereichs mit seinen Grenzen, den zugehörigen Scanlängen am Standardpatienten, den in der Umfrage ermittelten mittleren Scanlängen und den typischen diagnostischen Fragestellungen. Daran anschließend werden die bildgebungstechnischen Aspekte, die sich in der Wahl der Scanparameter (Schichtdicke, Pitch, Anzahl der Scanserien) widerspiegeln, besprochen. Die Kommentierung der ermittelten Dosiswerte betrifft die Höhe und Spannbreite der mittleren sowie den Beitrag der jeweiligen Untersuchungsregion zur kollektiven effektiven Dosis. Abschließend werden Hinweise gegeben, welcher Spielraum für Dosisreduzierungen gegeben ist und auf welche Weise diese erreicht werden können.

Die graphische Darstellung der einzelnen Dosisverteilungen erfolgt mit Hilfe von Boxplots und Histogrammen. Dabei ist zu beachten, dass für die Dosiswerte durchgehend eine logarithmische Skalierung gewählt wurde. Da sich die Zusammenhänge zwischen Dosis und Bildqualität in Faktoren abspielen (Halbierung der Dosis bedeutet Zunahme des Rauschens um den Faktor  $\sqrt{2}$ ), wird diese Form der Darstellung der Problematik wesentlich besser gerecht als eine lineare Skalierung. Außerdem ist zu beachten, dass die Darstellung der integralen Dosisgrößen (Dosislängenprodukt, Effektivdosis) stets für eine einzelne Scanserie und nicht für die komplette Untersuchung gilt.

Die Boxplots erlauben die gleichzeitige Darstellung aller wesentlichen Kenngrößen einer Dosisverteilung. Die dazu verwendeten Symbole sind in Abb. 5.23 erläutert. Die Bedeutung der einzelnen Kenngrößen ist wie folgt: Minimalwert und Maximalwert (offenes bzw. geschlossenes Dreieck) kennzeichnen die beiden Extreme der Verteilung. Der Mittelwert (schwarzes Quadrat) gibt den Schwerpunkt der Dosisverteilung an; dieser wird sowohl von der Häufigkeit als auch von der Höhe der einzelnen Beträge bestimmt. Der Median (waagerechte Linie) ist der Dosiswert, der von jeweils der Hälfte aller Teilnehmer unter- bzw. überschritten wird. Da bei einer Normalverteilung Mittelwert und Median zusammenfallen, ist der Abstand zwischen beiden Werten ein Ausdruck für die ‚Schiefe‘ der betreffenden Dosisverteilung. Die

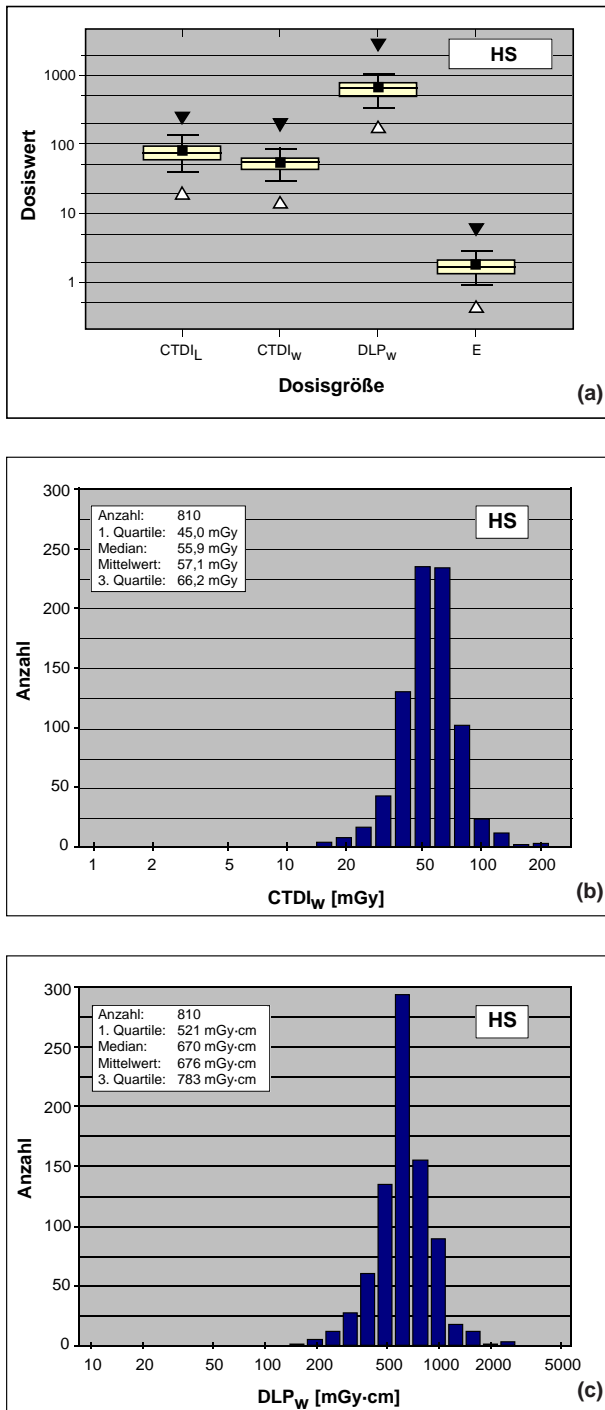
übrigen Kenngrößen stellen - wie auch der Median - Grenzen dar, die von einer bestimmten Fraktion der Teilnehmer - unabhängig vom Absolutwert ihres Dosisbeitrags - eingehalten werden: Die 5%- und die 95%-Perzentile (waagerechter Balken) wird von jeweils 5% der Teilnehmer unter- bzw. überschritten. Im Falle der 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung) sind es jeweils 25%, die den angegebenen Wert einhalten bzw. nicht einhalten. Zwischen 1. und 3. Quartile (d.h. im Bereich der Box) sind somit die Hälfte aller Teilnehmer angesiedelt.

Die Histogrammdarstellungen beschränken sich auf die beiden Dosisgrößen gewichteter CTDI (für die lokale Dosis) und Dosislängenprodukt (für die integrale Strahlenexposition), die künftig bei der Festsetzung und Anwendung von Dosisreferenzwerten verwendet werden. Aus der Form der Histogramme läßt sich die Breite und ggf. Asymmetrie der Häufigkeitsverteilung ablesen. Da für alle Untersuchungsregionen derselbe Wertebereich dargestellt ist, wird die Wertigkeit des jeweiligen Dosisbeitrags unmittelbar erkennbar.



**Abb. 5.23**

Boxplot zur Darstellung der statistischen Kenngrößen der jeweiligen Dosisverteilung mit Mittelwert (Quadrat), Median (horizontale Linie), 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung), 5%- und 95%-Perzentile (vertikaler Balken), Minimum und Maximum (offenes bzw. geschlossenes Dreieck).

**Abb. 5.24**

Berechneten Dosisgrößen für die Untersuchungsregion Hirnschädel (Achsendosis frei Luft und gewichteter CTDI (in mGy, pro Schicht) sowie Dosislängenprodukt und Effektivdosis (in mGy-cm bzw. mSv, geschlechtergemittelt, pro Scanserie)).

(a): Boxplots mit Mittelwert (Quadrat), Median (horizontale Linie), 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung), 5%- und 95%-Perzentile (vertikaler Balken), Minimum und Maximum (offenes bzw. geschlossenes Dreieck).

(b): Häufigkeitsverteilung für den gewichteten CTDI.

(c): Häufigkeitsverteilung für das Dosislängenprodukt.

## Hirnschädel (HS)

Die Untersuchungsregion ‚Hirnschädel‘ erstreckt sich vom Vertex bis zur Schädelbasis. Beim Standardpatienten entspricht dies einer Länge von 12 cm, die von den Umfragedaten bestätigt wird (Mittelwert: 12 cm). Neben Standardindikationen wie dem Schädelhirntrauma, der Tumor- und Infarkt Diagnostik sind Zephalgien und degenerative Hirnerkrankungen häufige Fragestellungen.

Zur Differenzierung von grauer und weißer Substanz und pathologischer Parenchymveränderungen ist eine gute Niedrigkontrastauflösung mit entsprechendem Dosis Einsatz erforderlich. Die Schnittführung erfolgt mit relativ dicken Schichten (7 bis 10 mm, Mittel: 8,4 mm). In zunehmendem Maße werden Kombinationsprotokolle verwendet, bei denen im Bereich der Schädelbasis mit dünneren Schichten (typischerweise 3 mm) untersucht wird (bei der Auswertung der Umfragedaten wurde dies aus methodischen Gründen nicht explizit berücksichtigt, dosismäßig aber entsprechend verrechnet). Fast ausnahmslos wird im sequentiellen Modus mit Pitch 1 gearbeitet (Mittel: 1,03). Häufig werden sowohl ein Nativscan als auch ein Kontrastscan durchgeführt (durchschnittlich 1,45 Serien).

Die Mittelwerte der lokalen Dosis liegen mit 81 mGy (Achsendosis frei Luft) und 57 mGy (gewichteter CTDI) deutlich über dem Durchschnitt der übrigen Regionen. Demzufolge ist das Dosislängenprodukt mit rund 676 mGy-cm pro Serie und 980 mGy-cm pro Untersuchung trotz der begrenzten Scanlänge ebenfalls überdurchschnittlich. Bedingt durch das Fehlen ausgesprochen strahlensensibler Organe fällt die Effektivdosis mit 1,9 bzw. 2,8 mSv dagegen vergleichsweise niedrig aus. Dementsprechend ist der Beitrag der Schädeluntersuchungen zur CT-bedingten Strahlenexposition trotz ihres knapp 40%-igen Anteils am Gesamtuntersuchungsaufkommen, wovon rund zwei Drittel (BfS00) auf die Region Hirnschädel entfallen, relativ gering.

Aufgrund der höheren Anforderungen an eine Niedrigkontrastauflösung ist das Potential für Dosisreduzierungen begrenzt. Erschwerend kommt hinzu, dass die Spiral-CT-Technik in dieser Region so gut wie nicht zum Einsatz kommt und damit die Möglichkeit zur Dosisverringerung mittels Pitcherhöhung entfällt. Entsprechend eng gruppiert sich daher das Gros der Anwender innerhalb einer Bandbreite mit Faktor 1,5 (Quotient 3. zu 1. Quartile). Dies gilt sowohl für die lokale Dosis als auch für die integrale Strahlenexposition. Apparative Verbesserungen (z.B. Geräte mit Festkörperdetektoren) sollten daher in vollem Umfang zur Dosisreduzierung genutzt werden.

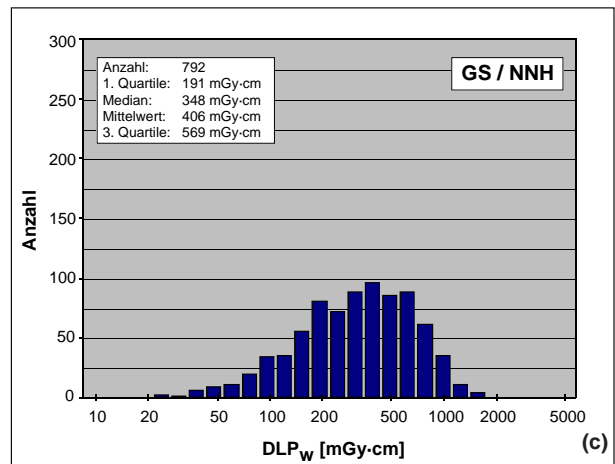
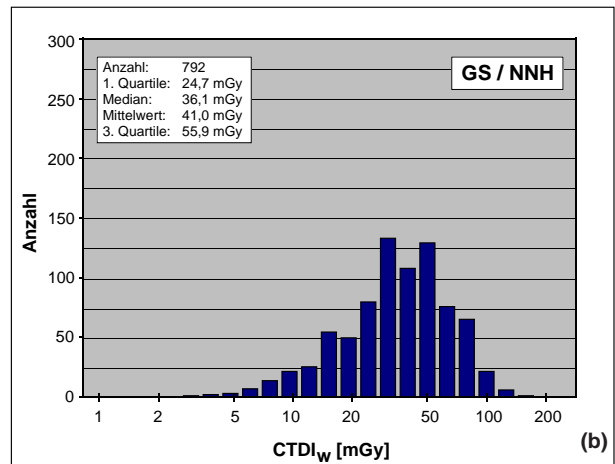
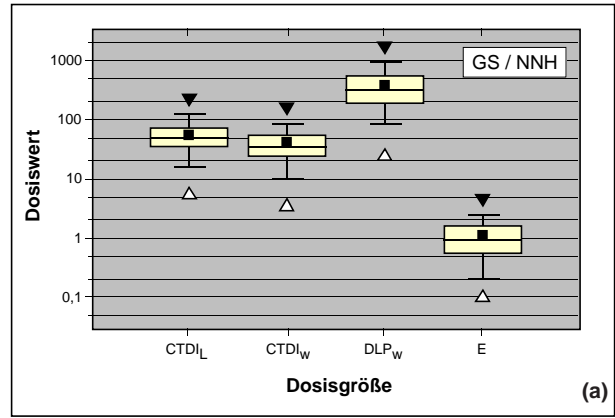
**Gesichtsschädel / Nasennebenhöhlen (GS/NNH)**

Die Untersuchungsregion ‚Gesichtsschädel / Nasennebenhöhlen‘ umfaßt das Gebiet vom Stirnhöhlenober- rand bis zur Kauebene. Die in der Umfrage ermittelte mittlere Scanlänge ist mit 9 cm geringfügig kürzer als die Länge von 11 cm, die sich aus der Anatomie des Standardpatienten ergibt. Typische Indikationen sind Traumafolgen und die Planung operativer Eingriffe im Bereich der Nasenhaut- und Nebenhöhlen.

Zur hochauflösenden, artefaktarmen Abbildung der detailreichen knöchernen Strukturen wird eine feine Schnittführung mit Schichtdicken zwischen 2 und 5 mm (Mittel: 3,3 mm) verwendet. Häufig wird in Spiraltechnik gescannt, wobei in nennenswertem Umfang (ca. 1/3) mit erhöhtem Pitch gearbeitet wird. In der Regel wird auf eine Kontrastmittelgabe verzichtet (Mittel: 1,1 Serien).

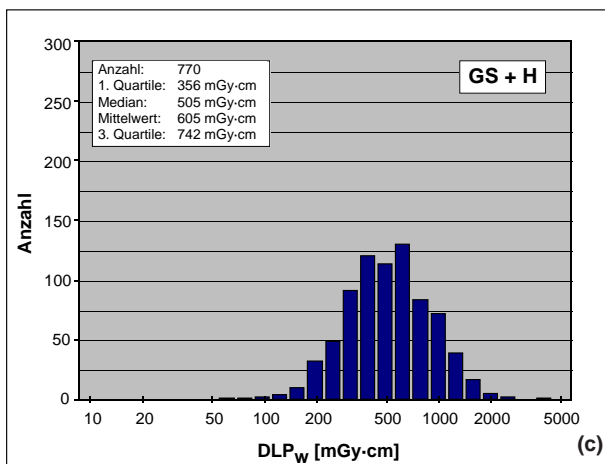
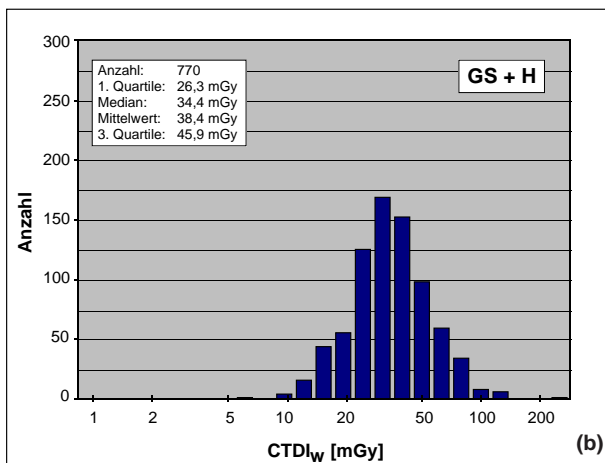
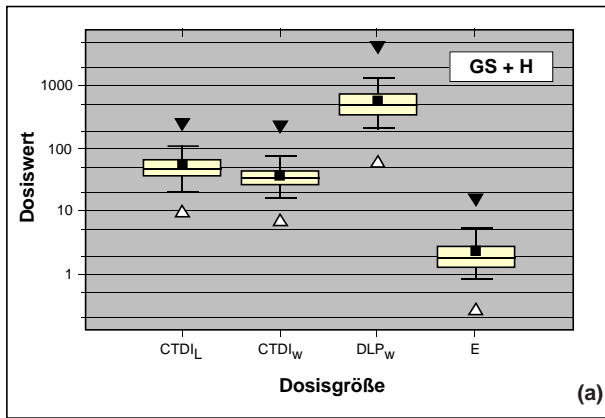
Die Mittelwerte der lokalen Dosis liegen mit 57 mGy (Achsendosis frei Luft) und 41 mGy ( $CTDI_w$ ) merklich niedriger als im Falle des Hirnschädels. Dasselbe gilt für das Dosislängenprodukt (406 mSv pro Serie bzw. 446 mSv pro Untersuchung). Mit einer Effektivdosis von knapp über 1 mSv zeigt diese Region den absolut niedrigsten Wert aller Standard-Untersuchungen.

Sowohl die lokale Dosis ( $CTDI_w$ ) als auch die Integraldosis ( $DLP_w$ ) weisen eine verhältnismäßig breite Häufigkeitsverteilung auf mit Bandbreiten von 2,3 bzw. 3,0 (Quotient 3. zu 1. Quartile). Hierin spiegelt sich die große Variabilität der Dosisinstellungen wider, die durch die unterschiedlichen Fragestellungen bedingt ist. In Anbetracht der Tatsache, dass es sich dabei vorwiegend um eine Darstellung von Hochkontrast (= knöcherner Strukturen) handelt, ist das Dosisniveau jedoch insgesamt zu hoch. In nennenswertem Umfang (ca. 1/3) kommen Standard- anstelle von hochauflösenden Faltungskernen zum Einsatz. Dies ist ein deutliches Indiz dafür, dass die zugehörigen Scanprotokolle eher auf die Beantwortung von Weichteil-Fragestellungen zugeschnitten sind. Empfohlen wird daher eine konsequente Differenzierung der Fragestellungen mit entsprechend angepasster Protokollwahl.



**Abb. 5.25** Berechneten Dosisgrößen für die Untersuchungsregion Gesichtsschädel / Nasennebenhöhlen (Achsendosis frei Luft und gewichteter CTDI (in mGy, pro Schicht) sowie Dosislängenprodukt und Effektivdosis (in mGy-cm bzw. mSv, geschlechtermittelt, pro Scanserie).

- (a): Boxplots mit Mittelwert (Quadrat), Median (horizontale Linie), 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung), 5%- und 95%-Perzentile (vertikaler Balken), Minimum und Maximum (offenes bzw. geschlossenes Dreieck).
- (b): Häufigkeitsverteilung für den gewichteten CTDI.
- (c): Häufigkeitsverteilung für das Dosislängenprodukt.



**Abb. 5.26**

Berechneten Dosisgrößen für die Untersuchungsregion Gesichtsschädel plus Hals (Achsendosis frei Luft und gewichteter CTDI (in mGy, pro Schicht) sowie Dosislängenprodukt und Effektivdosis (in mGy-cm bzw. mSv, geschlechtermittelt, pro Scanserie)).

(a): Boxplots mit Mittelwert (Quadrat), Median (horizontale Linie), 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung), 5%- und 95%-Perzentile (vertikaler Balken), Minimum und Maximum (offenes bzw. geschlossenes Dreieck).

(b): Häufigkeitsverteilung für den gewichteten CTDI.

(c): Häufigkeitsverteilung für das Dosislängenprodukt.

### Gesichtsschädel + Hals (GS+H)

Die Untersuchungsregion ‚Gesichtsschädel + Hals‘ erstreckt sich beim Standardpatienten anatomisch vom Stirnhöhlenoberrand bis zum Schilddrüsenunterrand über eine Länge von 18 cm, die von den Umfragedaten (Mittelwert: 16 cm) im Wesentlichen bestätigt wird. Bei den Indikationen dominieren onkologische Fragestellungen.

Die einzelnen Fragestellungen erfordern einen Kompromiss zwischen ausreichender Niedrigkontrast- und Ortsauflösung. Überwiegend kommen daher Schichtdicken von 5 mm, häufig auch von 3 mm zum Einsatz (Mittel: 4,7 mm). Bei vorhandenem Spiral-CT wird zu meist im Spiral-Modus mit Pitch 1,5 gearbeitet (Mittel: 1,24). Kontrastmittelgabe ist verhältnismäßig selten (durchschnittlich 1,19 Serien). Die Rekonstruktion erfolgt überwiegend mit dem Standard-Algorithmus.

Die Mittelwerte der lokalen Dosis sind mit 55 mGy (Achsendosis frei Luft) und 38 mGy (gewichteter CTDI) nahezu identisch mit den Werten der Region Gesichtsschädel / NNH. Bedingt durch die große Scanlänge (18 vs. 11 cm) fällt das Dosislängenprodukt mit rund 605 mGy-cm pro Serie und 720 mGy-cm pro Untersuchung jedoch entsprechend höher aus. Dasselbe gilt für die Effektivdosis (2,3 bzw. 2,8 mSv); dabei liegt mit der Schilddrüse ein Organ mit erhöhter Strahlensensibilität im Scanbereich.

Im Vergleich zur Region Gesichtsschädel / NNH weisen die Häufigkeitsverteilungen der lokalen und integralen Dosis normale Bandbreiten auf (1,7 bzw. 2,1 für das Verhältnis 3. zu 1. Quartile). Gemessen an dem verhältnismäßig geringen geometrischen Querschnitt der Untersuchungsregion erscheinen die Dosiswerte auch bei Berücksichtigung aller Faktoren (reduzierte Schichtdicke, Niedrigkontrastaufklärung) als insgesamt zu hoch. Indiz hierfür ist die Tatsache, dass die gewählten mAs-Produkte praktisch identisch sind mit denen, die bei den wesentlich größeren Querschnitten im Abdomenbereich verwendet werden.



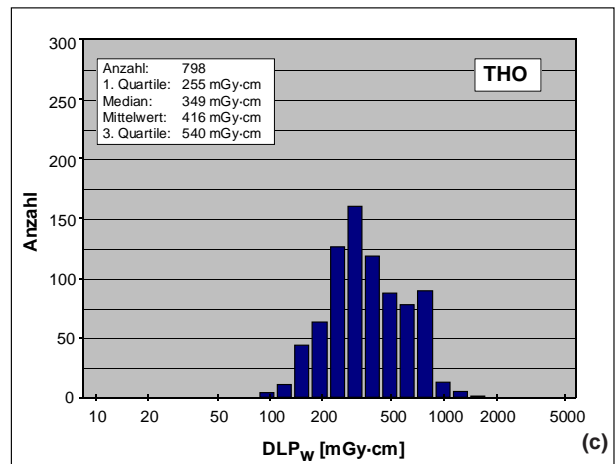
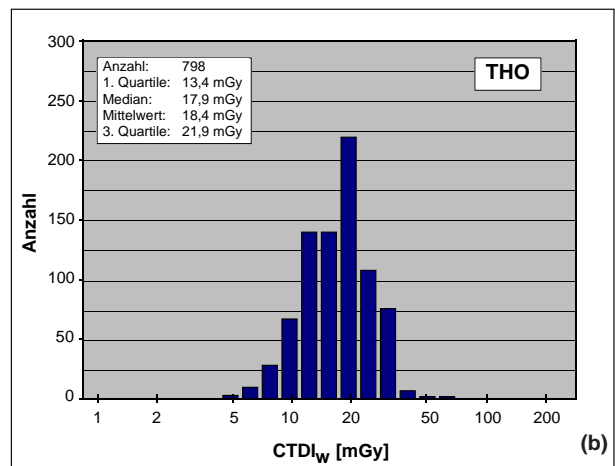
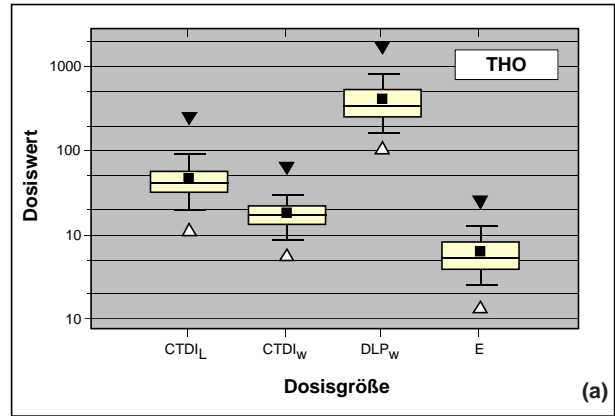
**Thorax (THO)**

Die Untersuchungsregion ‚Thorax‘ umfaßt das Gebiet zwischen den anatomischen Grenzen HWK7/BWK1 und Zwerchfellrippenwinkel mit einer Länge von 26 bzw. 28 cm (‚EVA‘ bzw. ‚ADAM‘), die von den Umfragedaten (Mittelwert: 30 cm) im Wesentlichen bestätigt wird. Das Indikationsspektrum ist breit und reicht von Traumafolgen über die Tumordiagnostik bis hin zu Lungengerüstprozessen und entzündlich-infektiösen Erkrankungen.

Bildgebungstechnisch ist die Thoraxregion durch eine relativ geringe Strahlenabsorption und einen hohen Objektkontrast zwischen Lungengewebe und Mediastinum gekennzeichnet. Die verwendeten Schichtdicken bewegen sich beim Standard-Thorax-CT zwischen 5 und 10 mm (Mittel: 8,4 mm). Sofern ein Spiral-CT vorhanden ist, wird zumeist im Spiral-Modus mit Pitch 1,5 gearbeitet (Mittel: 1,29). Kontrastmittelgabe ist verhältnismäßig selten (durchschnittlich 1,22 Serien). Eine Reihe von Anwendern benutzt zusätzlich einen hochauflösenden Scanmodus (‚HR‘) mit Schichtdicken zwischen 1 und 2 mm, der sich aufgrund der Länge der Untersuchungsregion und der limitierten Röhrenleistung entweder auf einen Teilbereich beschränkt oder mit großem Schichtabstand vorgenommen wird (z.B.  $h = 1$  mm,  $TV = 10$  mm). Zur Rekonstruktion wird - je nach Fragestellung - ein schärfender Faltungskern (‚sharp‘, ‚Detail‘, ‚Chest‘ etc.) oder ein Standard-Algorithmus verwendet.

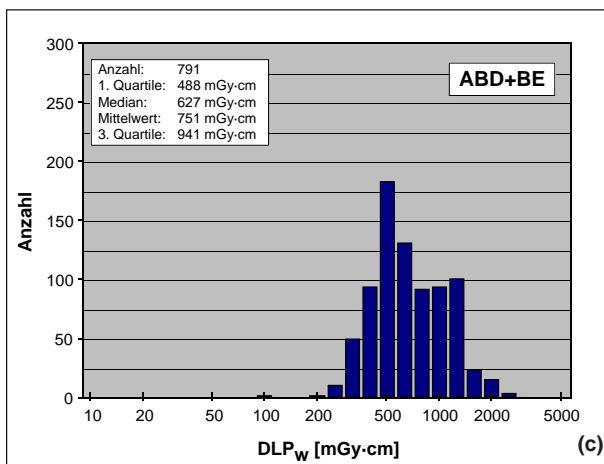
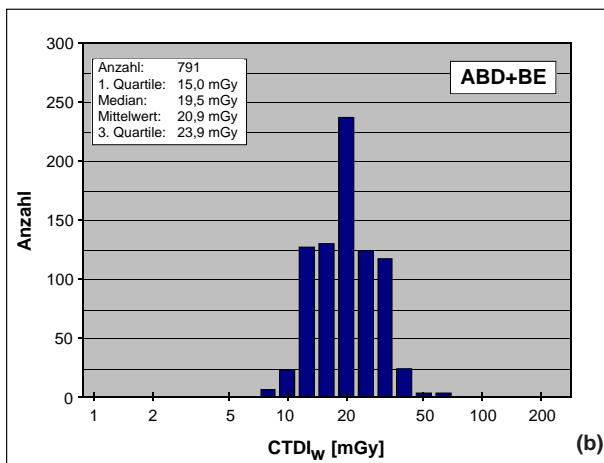
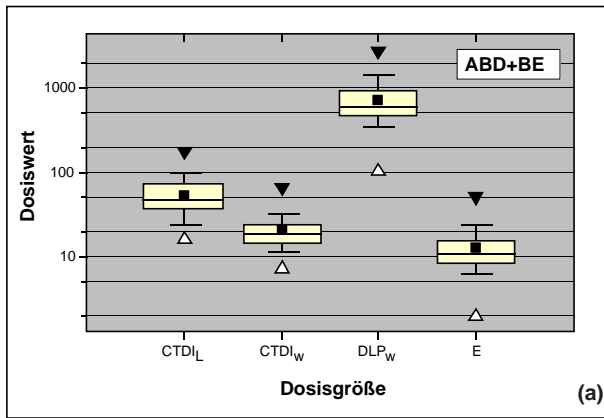
Die Mittelwerte der lokalen Dosis sind mit 47 mGy ( $CTDI_L$ ) und 18 mGy ( $CTDI_w$ ) typisch für Untersuchungen des Körperstamms. Infolge des größeren Rumpfquerschnitts ist der  $CTDI_w$  bei gleicher Achsendosis wesentlich niedriger als im Kopf- und Halsbereich. Trotz einer ausgedehnteren Scanregion ergibt sich daher mit rund 415 mGy-cm pro Serie und 506 mGy-cm pro Untersuchung ein geringeres Dosislängenprodukt als im Bereich GS + H. Dies trifft jedoch nicht auf die Effektivdosis zu (6,4 bzw. 7,7 mSv), da mit Thorax, Brust, Oesophagus, Magen und Leber eine Reihe von Organen mit erhöhter Strahlensensibilität ganz oder teilweise im Scanbereich liegen.

Die Häufigkeitsverteilungen der lokalen und integralen Dosis weisen normale Bandbreiten auf (1,6 bzw. 2,1 für das Verhältnis 3. zu 1. Quartile), sind also relativ homogen. Anhand einer Reihe wissenschaftlicher Arbeiten zum Thema ‚Low-Dose-CT‘ (Übersicht s. (Nagel99)) wurde jedoch nachgewiesen, dass vielfach auch mit erheblich reduzierten Effektivdosiswerten (zwischen 1 und 2 mSv pro Scanserie) eine qualitativ ausreichende



**Abb. 5.27** Berechneten Dosisgrößen für die Untersuchungsregion Thorax (Achsendosis frei Luft und gewichteter CTDI (in mGy, pro Schicht) sowie Dosislängenprodukt und Effektivdosis (in mGy-cm bzw. mSv, geschlechtergemittelt, pro Scanserie)).

- (a): Boxplots mit Mittelwert (Quadrat), Median (horizontale Linie), 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung), 5%- und 95%-Perzentile (vertikaler Balken), Minimum und Maximum (offenes bzw. geschlossenes Dreieck).
- (b): Häufigkeitsverteilung für den gewichteten CTDI.
- (c): Häufigkeitsverteilung für das Dosislängenprodukt.



**Abb. 5.28**

Berechneten Dosisgrößen für die Untersuchungsregion gesamtes Abdomen incl. Becken (Achsendosis frei Luft und gewichteter CTDI (in mGy, pro Schicht) sowie Dosislängenprodukt und Effektivdosis (in mGy-cm bzw. mSv, geschlechtergemittelt, pro Scanserie)).

(a): Boxplots mit Mittelwert (Quadrat), Median (horizontale Linie), 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung), 5%- und 95%-Perzentile (vertikaler Balken), Minimum und Maximum (offenes bzw. geschlossenes Dreieck).

(b): Häufigkeitsverteilung für den gewichteten CTDI.

(c): Häufigkeitsverteilung für das Dosislängenprodukt.

Diagnostik betrieben werden kann. Ein weiteres Indiz für das nicht genutzte Reduktionspotential ist die Tatsache, dass die lokale Dosis - trotz der viel geringeren Strahlenabsorption und der besseren Kontrastierung - nur unwesentlich unter den Werten im Abdomenbereich liegt.

### Gesamtes Abdomen (ABD+BE)

Die Untersuchungsregion ‚Gesamtes Abdomen‘ erstreckt sich beim Standardpatienten anatomisch vom Zwerchfell bis zur Symphyse über eine Länge von 41 bis 43 cm (‚EVA‘ bzw. ‚ADAM‘). Entsprechend wird in der Praxis auch mit dieser Länge gescannt (Mittelwert: 41 cm). Unter den Indikationen dominieren onkologische Fragestellungen sowie die Abklärung unspezifischer Beschwerden und unklarer sonographischer Befunde.

Zur Differenzierung unterschiedlicher Weichteilgewebarten ist eine gute Niedrigkontrastauflösung mit entsprechendem Dosiseneinsatz erforderlich. Die Schnittführung erfolgt mit relativ dicken Schichten (7 bis 10 mm, Mittel: 8,9 mm). Sofern ein Spiral-CT vorhanden ist, wird zumeist im Spiral-Modus mit Pitch 1,5 gearbeitet (Mittel: 1,26). Häufig wird sowohl nativ als auch nach Kontrastmittelgabe gescannt (durchschnittlich 1,65 Serien). Bei Geräten mit leistungsschwachen Röhren ist es aufgrund der großen Scanlänge häufig nicht möglich, den gesamten Bereich in einem Zuge zu erfassen, so dass die Untersuchung in zwei Abschnitten vorgenommen werden muss.

Die Mittelwerte der lokalen Dosis bleiben mit 55 mGy (Achsendosis frei Luft) und 21 mGy ( $CTDI_w$ ) insgesamt noch im akzeptablen Rahmen. Bedingt durch die große Scanlänge ist das Dosislängenprodukt mit 751 mGy-cm pro Serie und 1237 mGy-cm pro Untersuchung jedoch entsprechend hoch. Dasselbe gilt für die Effektivdosis (13,0 bzw. 21,4 mSv). Aufgrund des 25%-igen Anteils der Abdomenuntersuchungen am Gesamtuntersuchungsaufkommen, wovon rund 85% (Bfs00) auf das ‚lange Abdomen‘ (d.h. Abdomen incl. Becken) entfallen, leistet diese Untersuchungsregion den mit Abstand größten Beitrag zur mittleren Strahlenexposition durch CT.

Die erhöhten Anforderungen an Niedrigkontrastauflösung lassen nur einen begrenzten Spielraum zur Reduzierung des mAs-Produkts. Das Hauptaugenmerk muß sich daher auf die sinnvolle Minimierung von Scanlänge und Anzahl der Serien sowie auf die Erhöhung des Pitchfaktors richten. Pitcherhöhung sollte vorzugsweise bei gleichzeitiger Verringerung der Schichtdicke erfolgen (z.B. 7/10 statt 10/15). Bei geplantem KM-Einsatz

erübrigen sich Nativscans in der Regel. Je nach klinischer Fragestellung kann sich der Scanbereich auf die jeweilige Region (Oberbauch, Leber, Niere, Pankreas, Becken) beschränken. Das Scannen des gesamten Abdomens sollte eher die Ausnahme denn der Regelfall sein.

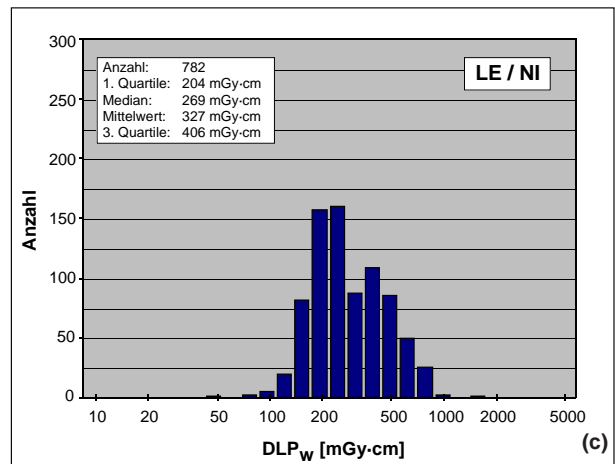
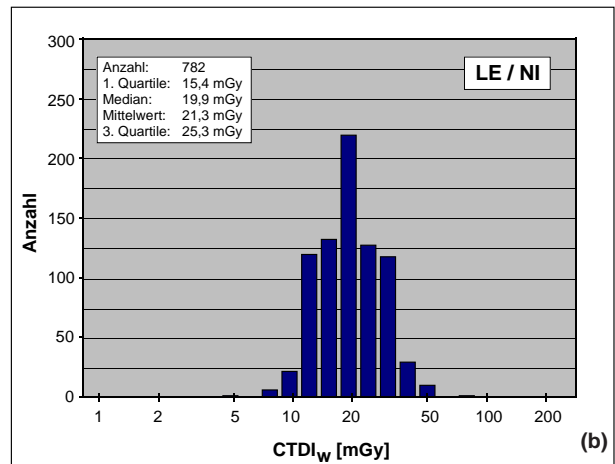
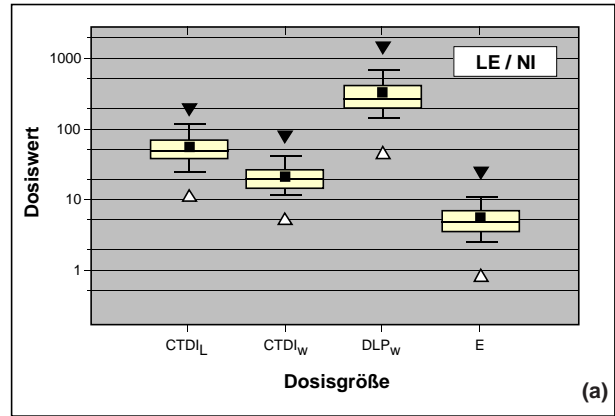
**Oberbauch bzw. Leber / Niere (LE/NI)**

Die Untersuchungsregion ‚Oberbauch‘ bildet den oberen Abschnitt der Region ‚Gesamtes Abdomen‘ im Bereich von der Zwerchfellkuppe bis zum unteren Nierenpol. Die für den Standardpatienten typische Länge von 18 cm wird in der Praxis um rund 20% überschritten (Mittelwert: 22 cm). Die Fragestellungen sind denen bei der Untersuchung des gesamten Abdomens vergleichbar.

Wie im oberen Abdomen ist eine gute Niedrigkontrastauflösung mit entsprechendem Dosiseneinsatz erforderlich. Zur Schnittführung werden überwiegend Schichtdicken zwischen 5 und 10 mm (Mittel: 7,7 mm) benutzt, wobei die beiden Extreme (5 bzw. 10 mm) dominieren (jeweils rund 1/3). Sofern ein Spiral-CT vorhanden ist, wird zumeist im Spiral-Modus mit Pitch 1,5 gearbeitet (Mittel: 1,27). In der Regel wird sowohl nativ als auch nach Kontrastmittelgabe gescannt (durchschnittlich 1,88 Serien), in nennenswertem Umfang (ca. 15 - 20%) auch in mehreren unterschiedlichen Kontrastmittelphasen (2 bis 3). Zur Rekonstruktion wird in der Regel der Standard-Algorithmus, häufig auch ein stärker glättender Filterkern verwendet.

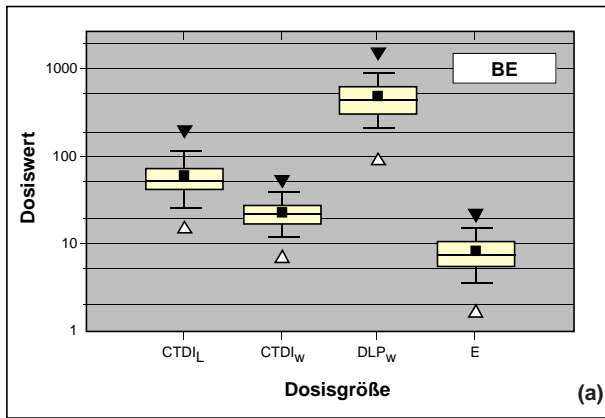
Die Mittelwerte der lokalen Dosis ( $CTDI_L = 56 \text{ mGy}$ ,  $CTDI_w = 21 \text{ mGy}$ ) sind mit den Werten für das gesamte Abdomen identisch. Durch die Halbierung der Scanlänge fallen das Dosislängenprodukt (327 mGy·cm pro Serie und 616 mGy·cm pro Untersuchung) wie auch die Effektivdosis (5,8 bzw. 11,0 mSv) entsprechend kleiner aus.

Die Bandbreiten der Häufigkeitsverteilungen für die lokale und die integrale Dosis bewegen sich im üblichen Bereich (1,6 bzw. 2,0 für das Verhältnis 3. zu 1. Quartile). Die hohen Anforderungen an Niedrigkontrastauflösung erlauben nur einen vergleichsweise geringen Spielraum für Dosisreduktionen. Auffällig ist jedoch, dass trotz gesteigerter Bildqualitätsanforderungen die lokale Dosis nicht höher ist als beim Gesamt-Abdomen. Ausserdem erweisen sich die in der Praxis applizierten  $CTDI_w$ -Werte als nahezu unabhängig von der verwendeten Schichtdicke (21 mGy bei 5 mm, 24 mGy bei 10 mm). Dies eröffnet Spielraum für mögliche Dosisreduktionen durch Optimierung des Zusammenspiels zwischen der Wahl der Scan- und Rekonstruktionsparameter und der DosisEinstellung.



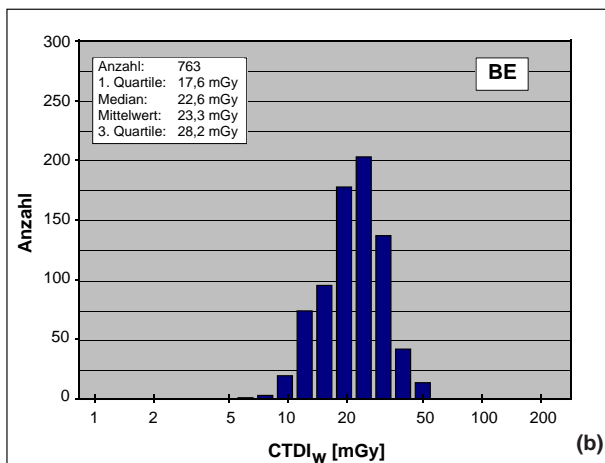
**Abb. 5.29** Berechneten Dosisgrößen für die Untersuchungsregion Leber / Niere (Achsendosis frei Luft und gewichteter  $CTDI$  (in mGy, pro Schicht) sowie Dosislängenprodukt und Effektivdosis (in mGy·cm bzw. mSv, geschlechtergemittelt, pro Scanserie)).

- (a): Boxplots mit Mittelwert (Quadrat), Median (horizontale Linie), 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung), 5%- und 95%-Perzentile (vertikaler Balken), Minimum und Maximum (offenes bzw. geschlossenes Dreieck).
- (b): Häufigkeitsverteilung für den gewichteten  $CTDI$ .
- (c): Häufigkeitsverteilung für das Dosislängenprodukt.

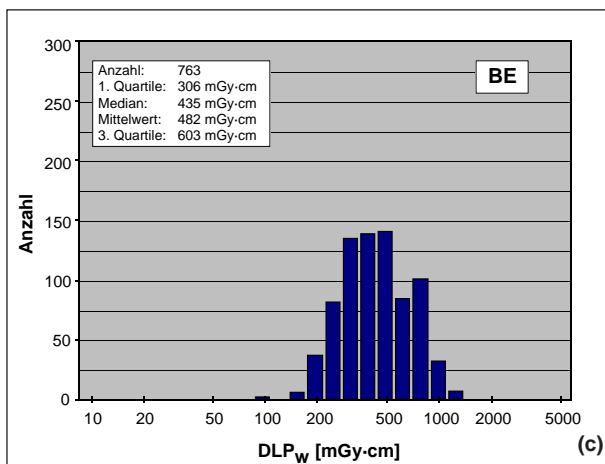


### Becken (BE)

Die Untersuchungsregion ‚Becken‘ als Teilgebiet der Region ‚Gesamtes Abdomen‘ erstreckt sich über einen Bereich vom unteren Nierenpol bis zur Symphyse mit einer Länge von 23 cm (w.) bzw. 25 cm (m.) beim Standardpatienten (Umfrage-Mittelwert: 22 cm). Fragestellungen, die sich ausschließlich oder primär auf Beckenorgane beziehen, sind bei der Dominanz der Kernspintomographie selten geworden. Meist erfolgt die Untersuchung der Beckenregion im Rahmen regionenübergreifender Staging-Untersuchungen.



Wie im oberen Abdomen ist eine gute Niedrigkontrastauflösung mit entsprechendem Dosiseneinsatz erforderlich. Zur Schnittführung werden überwiegend relativ dicke Schichten (5 bis 10 mm, Mittel: 8,3 mm) benutzt. Sofern ein Spiral-CT vorhanden ist, wird zumeist im Spiral-Modus mit Pitch 1,5 gearbeitet (Mittel: 1,23). Häufig, aber seltener als beim gesamten Abdomen wird sowohl nativ als auch nach Kontrastmittelgabe gescannt (durchschnittlich 1,31 Serien). Zur Rekonstruktion wird in der Regel der Standard-Algorithmus, seltener auch ein stärker glättender Filterkern verwendet



Die Mittelwerte der lokalen Dosis liegen mit 60 mGy (Achsendosis frei Luft) und 23 mGy (gewichteter CTDI) ähnlich wie beim gesamten Abdomen, insgesamt jedoch geringfügig höher. Durch die Halbierung der Scanlänge ist das Dosislängenprodukt mit 481 mGy-cm pro Serie und 634 mGy-cm pro Untersuchung entsprechend kleiner. Dasselbe gilt für die Effektivdosis (8,2 bzw. 10,7 mSv).

Die Bandbreiten der Häufigkeitsverteilungen für die lokale und die integrale Dosis bewegen sich im üblichen Bereich (1,6 bzw. 2,0 für das Verhältnis 3. zu 1. Quartile), deuten demnach auf eine relativ homogene Anwendungspraxis hin. Obwohl die in dieser Untersuchungsregion angesiedelten Fragestellungen eine hinreichend gute Niedrigkontrastauflösung erfordern, besteht - im Gegensatz zum oberen Abdomen - ein nennenswertes, noch nicht ausreichend genutztes Potential zur Dosisreduktion. Dies beruht darauf, dass es weniger auf die Parenchymläsionen ankommt als vielmehr auf die Abgrenzung normaler und pathologischer Strukturen, die entweder einen primär ausreichenden Kontrast geben wie Beckenskelett, Muskulatur, Fettgewebe und Harnblase, oder effektiv kontrastiert werden können wie Rektosigmoid oder Harnblase. Neuere Empfehlungen (ICRP01) halten ein gegenüber dem oberen Abdomen um zwei Drittel reduziertes mAs-Produkt für diagnostisch vertretbar.

### Abb. 5.30

Berechneten Dosisgrößen für die Untersuchungsregion Becken (Achsendosis frei Luft und gewichteter CTDI (in mGy, pro Schicht) sowie Dosislängenprodukt und Effektivdosis (in mGy-cm bzw. mSv, geschlechtergemittelt, pro Scanserie)).

(a): Boxplots mit Mittelwert (Quadrat), Median (horizontale Linie), 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung), 5%- und 95%-Perzentile (vertikaler Balken), Minimum und Maximum (offenes bzw. geschlossenes Dreieck).

(b): Häufigkeitsverteilung für den gewichteten CTDI.

(c): Häufigkeitsverteilung für das Dosislängenprodukt.

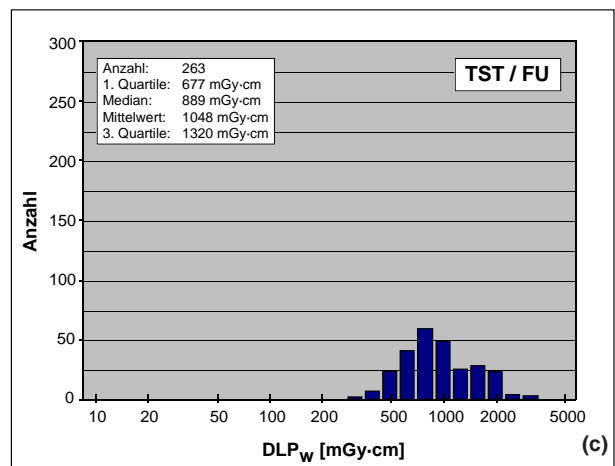
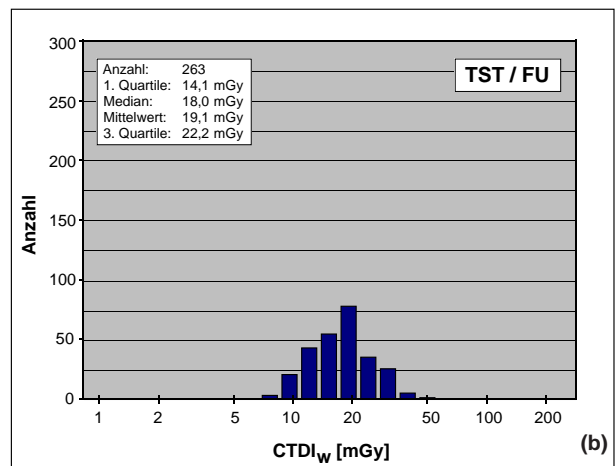
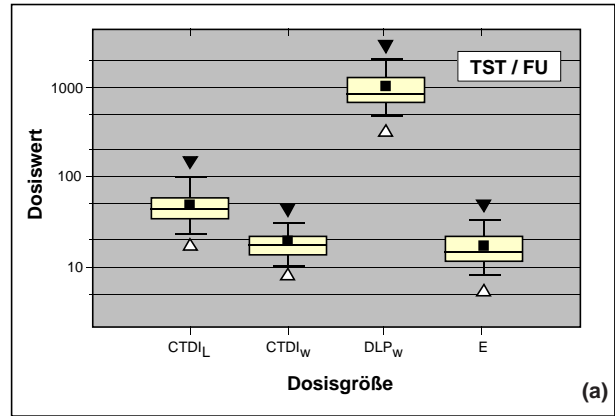
**Tumorstaging / Follow-Up (TST/FU)**

Die Untersuchungsregion ‚Tumorstaging / Follow-Up‘ umfaßt den gesamten Rumpfbereich von HWK7/BWK1 bis zur Symphyse mit einer Standard-Länge von 64 cm (w.) bis 68 cm (m.) (Umfrage-Mittelwert: 62 cm).

Die Scanprotokolle bestehen in der Regel aus einer Kombination aus Thorax- und Abdomenprogramm mit den jeweils zugehörigen Rekonstruktionsverfahren. Die Schnittführung erfolgt mit relativ dicken Schichten (7 bis 10 mm, Mittel: 8,8 mm). Bei Vorhandensein eines Spiral-CT wird zumeist im Spiral-Modus mit Pitch 1,5 gearbeitet (Mittel: 1,29). Häufig wird sowohl nativ als auch nach Kontrastmittelgabe gescannt (durchschnittlich 1,41 Serien). Sofern nicht ausreichend Röhrenleistung zur Verfügung steht, wird das Volumen in zwei bis drei aufeinanderfolgenden Abschnitten gescannt.

Die Mittelwerte der lokalen Dosis liegen mit 50 mGy (Achsendosis frei Luft) und 19 mGy (CTDI<sub>w</sub>) im Bereich der Werte von Thorax und Abdomen. Infolge der großen Scanlänge ergeben sich Dosislängenprodukte von 1048 mGy·cm pro Serie und 1473 mGy·cm pro Untersuchung und Effektivdosen von 17,4 bzw. 24,4 mSv. Hierbei handelt es sich um die höchsten Integraldosiswerte aller Untersuchungsregionen. Relativiert werden diese Werte durch die Tatsache, dass nur bei einem Drittel aller Rückläufe Angaben zur Staging-Untersuchung gemacht wurden. Dies deutet darauf hin, dass derartige Untersuchungen weniger häufig zum Einsatz kommen als beispielsweise die ähnlich dosisintensive Untersuchung des gesamten Abdomens.

Das Potential für Dosisreduktionen ist im Wesentlichen identisch mit dem, das bereits im Zusammenhang mit den Regionen Thorax, Abdomen und Becken diskutiert worden ist: D.h. größere Spielräume im Thorax und Becken, dagegen nur geringe Spielräume im Oberbauch. Geeignete Maßnahmen bestehen daher in erster Linie aus einer differenzierten Vorgehensweise mit drei unterschiedlichen Scanprotokollen für die einzelnen Untersuchungsregionen.

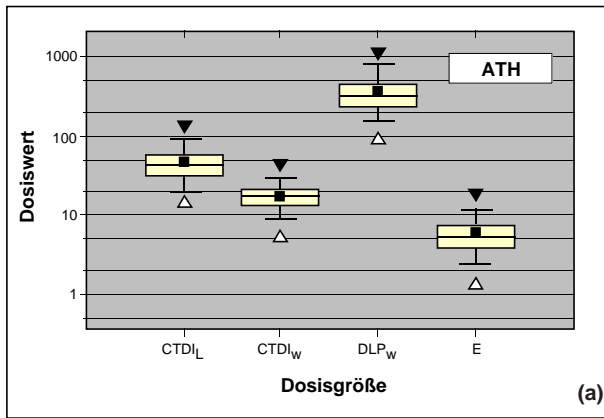


**Abb. 5.31** Berechneten Dosisgrößen für die Untersuchungsregion Tumorstaging / Follow-Up (Achsendosis frei Luft und gewichteter CTDI (in mGy, pro Schicht) sowie Dosislängenprodukt und Effektivdosis (in mGy·cm bzw. mSv, geschlechtermittelt, pro Scanserie)).

(a): Boxplots mit Mittelwert (Quadrat), Median (horizontale Linie), 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung), 5%- und 95%-Perzentile (vertikaler Balken), Minimum und Maximum (offenes bzw. geschlossenes Dreieck).

(b): Häufigkeitsverteilung für den gewichteten CTDI.

(c): Häufigkeitsverteilung für das Dosislängenprodukt.



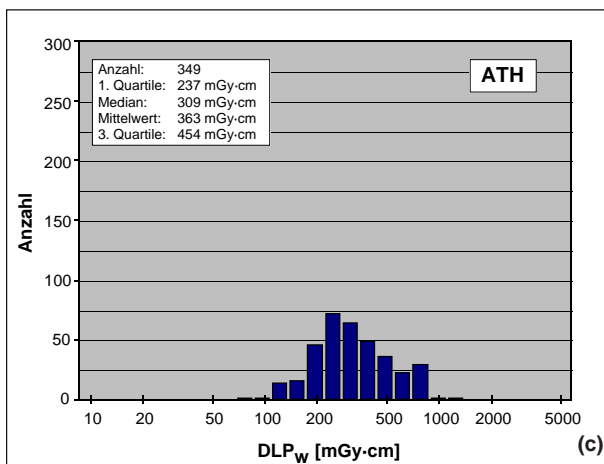
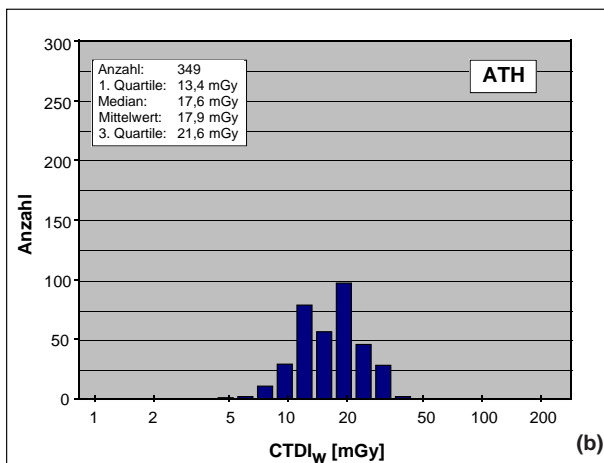
### Aorta thorakal (ATH)

Der klinisch relevante Bereich bei der Darstellung des thorakalen Aortenabschnitts erstreckt sich über eine Länge 25 cm (w.) bzw. 27 cm (m.) zwischen BWK1 und BWK12. Dies deckt sich mit den Angaben der Umfrage (Mittelwert: 27 cm). Die Untersuchungen dienen der Abklärung von Erkrankungen der Aorta und ihrer Äste erster Ordnung, wie Aneurysmen, Dissektionen und entzündlichen Gefäßerkrankungen.

Zur Schnittführung werden Schichtdicken zwischen 5 und 10 mm benutzt (Mittelwert: 7,0 mm), wobei überwiegend die beiden Extremwerte mit vergleichbarer Häufigkeit zum Einsatz kommen. Bei spiralfähigen Scannern wird in der Regel mit Pitch 1,5, häufig auch (aus Geschwindigkeitsgründen) mit Pitch 2 gearbeitet (Mittelwert: 1,40). Durchschnittlich werden pro Untersuchung 1,19 Serien gescannt. Zur Rekonstruktion werden vorwiegend Standard-Algorithmen verwendet.

Die lokale Dosis von 47 mGy ( $CTDI_L$ ) und 18 mGy ( $CTDI_w$ ) entspricht ziemlich exakt den Werten der Thoraxuntersuchung. Mit 363 mGy·cm pro Serie und 434 mGy·cm pro Untersuchung sowie 5,9 bzw. 7,0 mSv gilt dies annähernd auch für die beiden integralen Dosisgrößen DLP und Effektivdosis. Grund hierfür ist, dass häufig dieselben Scanprotokolle wie bei der Thoraxuntersuchung verwendet werden.

Die Bandbreite der Häufigkeitsverteilungen bewegt sich mit 1,6 ( $CTDI_w$ ) und 1,9 ( $DLP_w$ ) in der üblichen Spannweite zwischen 1. und 3. Quartile. Dennoch bestehen - trotz dieser mäßigen Variabilität - nennenswerte Spielräume zur Dosisreduktion: Durch den Verzicht auf die Nativserie, durch Arbeiten mit Pitchwerten > 1,5 und durch Reduktion des mAs-Produkts. Letzteres ist durch die geringe Absorption der Thoraxregion in Verbindung mit der kontrastmittelbedingten Bildqualitätssteigerung ohne nennenswerte Abstriche für die Diagnostik praktikierbar.



#### Abb. 5.32

Berechneten Dosisgrößen für die Untersuchungsregion Aorta thorakal (Achsendosis frei Luft und gewichteter CTDI (in mGy, pro Schicht) sowie Dosislängenprodukt und Effektivdosis (in mGy·cm bzw. mSv, geschlechtergemittelt, pro Scanserie)).

(a): Boxplots mit Mittelwert (Quadrat), Median (horizontale Linie), 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung), 5%- und 95%-Perzentile (vertikaler Balken), Minimum und Maximum (offenes bzw. geschlossenes Dreieck).

(b): Häufigkeitsverteilung für den gewichteten CTDI.

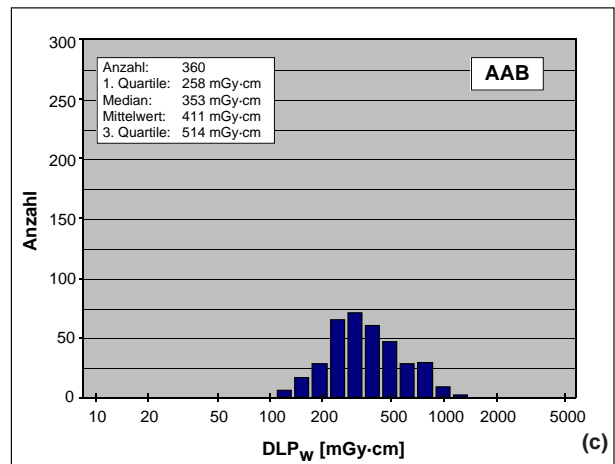
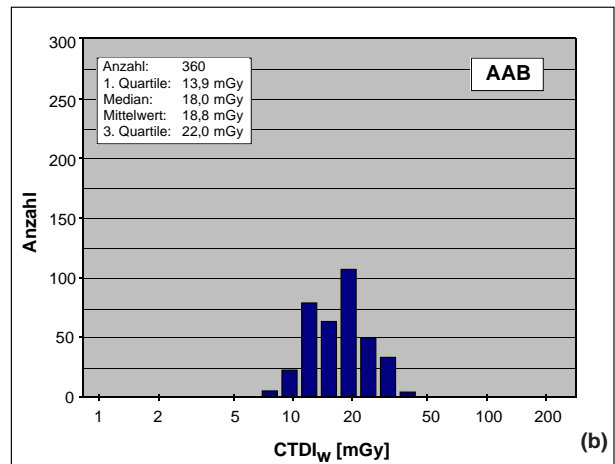
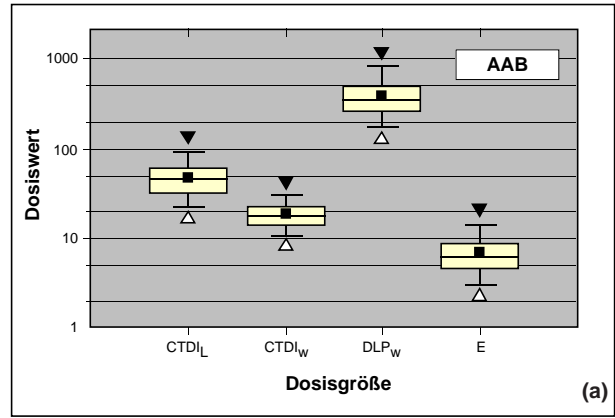
(c): Häufigkeitsverteilung für das Dosislängenprodukt.

**Aorta abdominal (AAB)**

Der abdominale Aortenabschnitt schließt unmittelbar an den thorakalen an und reicht von BWK12 bis zum Sacrumende. Die Länge beträgt beim Standardpatienten 27 cm (w.) bzw. 29 cm (m.). Die entsprechenden Angaben der Umfrage (Mittelwert: 33 cm) sind knapp 20% höher. Die Indikationen sind denen bei der thorakalen Aorta vergleichbar.

Schnittführung, Pitcheinstellung, Anzahl der Serien und verwendeter Rekonstruktionsalgorithmus sind weitestgehend mit den Werten identisch, die im Falle der Aorta thorakal benutzt werden. Dasselbe trifft für die lokale Dosis zu ( $CTDI_L = 50 \text{ mGy}$ ,  $CTDI_w = 19 \text{ mGy}$ ). Mit 411 mGy-cm pro Serie und 504 mGy-cm pro Untersuchung sowie 7,3 bzw. 8,9 mSv fallen die beiden integralen Dosisgrößen DLP und Effektivdosis infolge der etwas erhöhten lokalen Dosis, der etwas größeren Scanlänge und der unterschiedlichen Organzusammensetzung um rund 15 bzw. 25% höher aus.

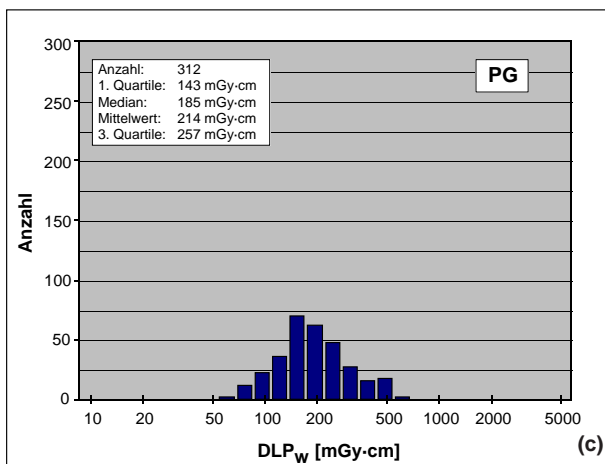
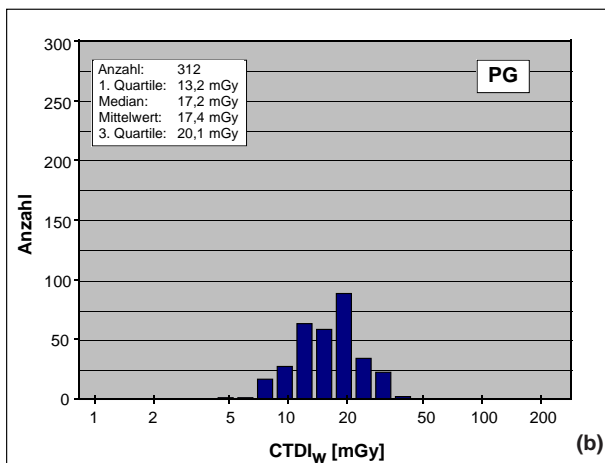
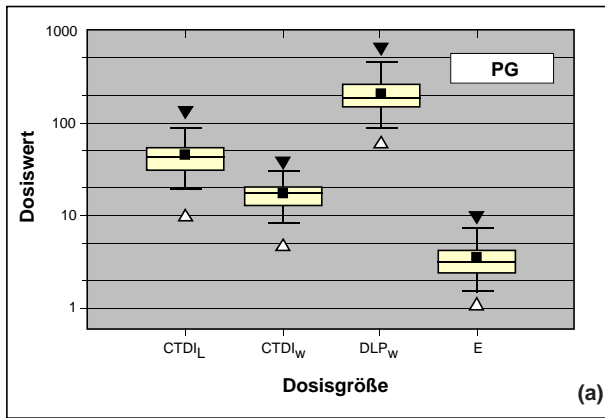
Die Bandbreite der Häufigkeitsverteilungen liegt mit 1,6 ( $CTDI_w$ ) und 2,0 ( $DLP_w$ ) ebenfalls in der üblichen Spanne zwischen 1. und 3. Quartile. Möglichkeiten zur Dosisreduktion sind - wie im thorakalen Aortenabschnitt - durch Wegfall der Nativserie, durch Arbeiten mit Pitchwerten > 1,5 und durch Reduktion des mAs-Produkts gegeben. Letzteres ist infolge der höheren Absorption der Abdomenregion jedoch nur in geringerem Umfang möglich.



**Abb. 5.33** Berechneten Dosisgrößen für die Untersuchungsregion Aorta abdominal (Achsendosis frei Luft und gewichteter CTDI (in mGy, pro Schicht) sowie Dosislängenprodukt und Effektivdosis (in mGy-cm bzw. mSv, geschlechtergemittelt, pro Scanserie)).

(a): Boxplots mit Mittelwert (Quadrat), Median (horizontale Linie), 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung), 5%- und 95%-Perzentile (vertikaler Balken), Minimum und Maximum (offenes bzw. geschlossenes Dreieck).

(b): Häufigkeitsverteilung für den gewichteten CTDI.  
 (c): Häufigkeitsverteilung für das Dosislängenprodukt.

**Abb. 5.34**

Berechneten Dosisgrößen für die Untersuchungsregion Pulmonalgefäße (Achsendosis frei Luft und gewichteter CTDI (in mGy, pro Schicht) sowie Dosislängenprodukt und Effektivdosis (in mGy-cm bzw. mSv, geschlechtergemittelt, pro Scanserie)).

(a): Boxplots mit Mittelwert (Quadrat), Median (horizontale Linie), 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung), 5%- und 95%-Perzentile (vertikaler Balken), Minimum und Maximum (offenes bzw. geschlossenes Dreieck).

(b): Häufigkeitsverteilung für den gewichteten CTDI.

(c): Häufigkeitsverteilung für das Dosislängenprodukt.

## Pulmonalgefäße (PG)

Die Untersuchungsregion ‚Pulmonalgefäße‘ ist im Bereich zwischen BWK2/3 und BWK10 lokalisiert. Die sich aus der Anatomie des Standardpatienten ergebende Scanlänge von 15 cm (w.) bzw. 17 cm (m.) wird in der Praxis deutlich überschritten (Mittelwert: 22 cm). Häufigste Indikation ist die Frage nach einer Lungenembolie.

Die Schnittführung erfolgt mit Schichtdicken zwischen 3 und 10 mm (Mittelwert: 5,6 mm) mit einer deutlichen Präferenz für dünnere Schichten (3 und 5 mm). Bei spiralfähigen Scannern wird in der Regel mit Pitch 1,5, häufig auch aus Geschwindigkeitsgründen mit Pitch 2 gearbeitet (Mittelwert: 1,42). Die durchschnittliche Anzahl der Serien pro Untersuchung liegt bei 1,09. Zur Rekonstruktion werden vorwiegend Standard-Algorithmen, gelegentlich auch höher auflösende Algorithmen verwendet.

Die lokale Dosis ist mit 46 mGy (für die Achsendosis frei Luft) und mit 17 mGy (für den gewichteten CTDI) praktisch identisch zu den Untersuchungsregionen ‚Thorax‘ und ‚Aorta thorakal‘. Grund hierfür ist, dass - mit Ausnahme der Schichtdicke - in der Praxis häufig dieselben Protokolle benutzt werden. Mit 214 mGy-cm pro Serie und 233 mGy-cm pro Untersuchung liegt das mittlere Dosislängenprodukt infolge der verhältnismäßig geringen Scanlänge am unteren Ende des Spektrums aller Untersuchungsregionen. Die Mittelwerte der Effektivdosis (3,6 bzw. 3,9 mSv) zählen zu den niedrigsten im gesamten Rumpfbereich.

Die Bandbreite der Häufigkeitsverteilungen von 1,5 ( $CTDI_w$ ) und 1,8 ( $DLP_w$ ) zwischen 1. und 3. Quartile ist ähnlich wie bei den meisten anderen Untersuchungsregionen. Angesichts der geringen Absorption der Thoraxregion in Verbindung mit der kontrastmittelbedingten Bildqualitätssteigerung ist eine weitergehende Verringerung der Dosis ohne nennenswerte Abstriche in der diagnostischen Aussage möglich. Am ehesten kommt hierfür die Reduktion des mAs-Produkts in Betracht.



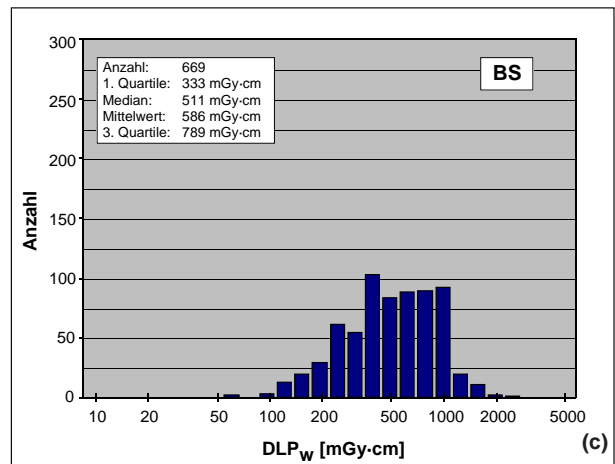
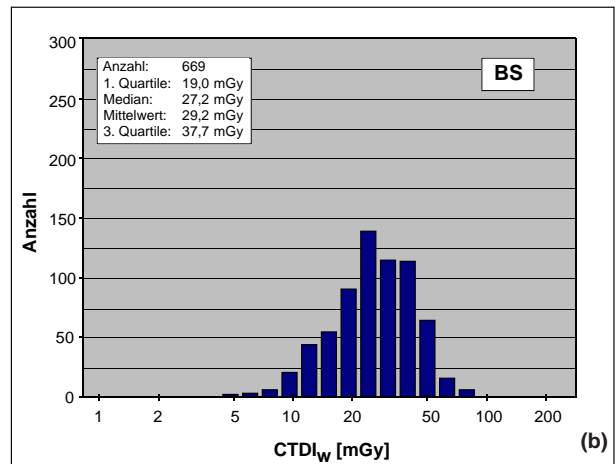
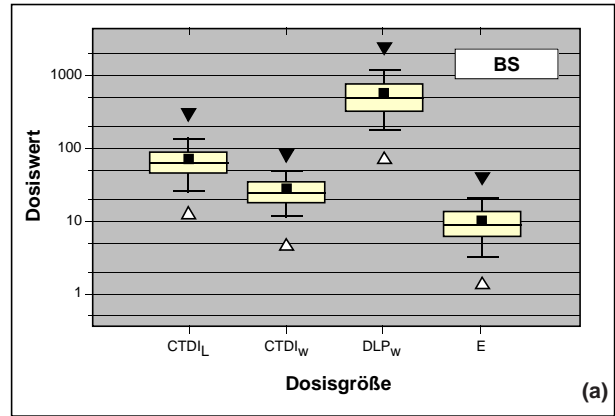
**Beckenskelett (BS)**

Die Untersuchungsregion ‚Beckenskelett‘ umfaßt den Bereich zwischen Beckenkamm und Sitzbeinhöcker mit einer typischen Länge von 21 cm (w.) bzw. 23 cm (m.). Die in der Praxis verwendeten Scanlängen (Mittelwert: 21 cm) entsprechen den anatomischen Gegebenheiten. Häufigste Indikation sind Traumafolgen. Andere Fragestellungen sind selten oder beschränken sich nicht ausschließlich auf das Beckenskelett.

Zur Schnittführung werden Schichtdicken zwischen 2 und 10 mm verwendet, wobei die Einstellungen 3 und 5 mm vorherrschen (Mittelwert: 4,9 mm). Sofern ein Spiral-CT verfügbar ist, wird häufig mit erhöhtem Pitch gearbeitet (Mittelwert: 1,20). In der Regel wird nur eine einzige Serie gescannt (Mittelwert: 1,09), d.h. KM-Einsatz ist die Ausnahme. Die Rekonstruktion erfolgt zu meist mit höher auflösenden Filterkernen (‚Bone‘, ‚Detail‘, ‚Sharp‘, ‚High‘ etc.).

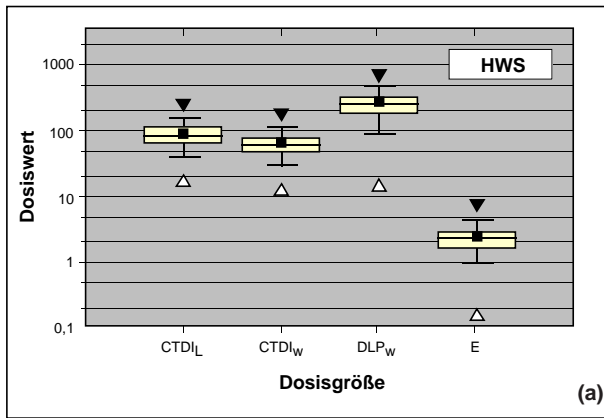
Die Mittelwerte der lokalen Dosis sind mit 74 mGy ( $CTDI_L$ ) und 29 mGy ( $CTDI_w$ ) gegenüber den anderen Untersuchungsregionen am Körperstamm deutlich erhöht. Dasselbe gilt - trotz der verhältnismäßig kleinen Scanlänge - für das Dosislängenprodukt mit 586 mGy-cm pro Serie und 597 mGy-cm pro Untersuchung sowie für die Effektivdosis (10,3 bzw. 10,5 mSv).

Sowohl die lokale Dosis ( $CTDI_w$ ) als auch die Integraldosis ( $DLP_w$ ) weisen verhältnismäßig große Bandbreiten von 2,0 bzw. 2,4 (Quotient 3. zu 1. Quartile) auf - ein Indiz für die Variabilität der Dosiseinstellungen. Diese ist vor allem dadurch bedingt, dass - neben adäquaten Protokollen - häufig die Einstellwerte Anwendung finden, die für Untersuchungen der Beckenorgane oder der LWS verwendet werden. Letzteres erklärt auch den deutlichen Anstieg der lokalen Dosiswerte. Da es bei den Fragestellungen vorwiegend um die Darstellung knöcherner Strukturen mit hohem Objektcontrast geht, kann in der Praxis mit erheblich reduzierten Dosen (auf ein Drittel bis ein Viertel der üblichen Werte) gearbeitet werden, die durch entsprechende Anpassung des mAs-Produkts realisiert werden sollten.



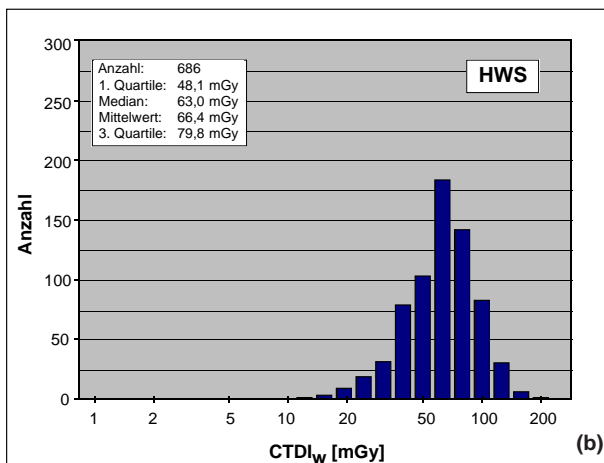
**Abb. 5.35** Berechneten Dosisgrößen für die Untersuchungsregion Beckenskelett (Achsendosis frei Luft und gewichteter  $CTDI$  (in mGy, pro Schicht) sowie Dosislängenprodukt und Effektivdosis (in mGy-cm bzw. mSv, geschlechtergemittelt, pro Scanserie)).

- (a): Boxplots mit Mittelwert (Quadrat), Median (horizontale Linie), 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung), 5%- und 95%-Perzentile (vertikaler Balken), Minimum und Maximum (offenes bzw. geschlossenes Dreieck).
- (b): Häufigkeitsverteilung für den gewichteten  $CTDI$ .
- (c): Häufigkeitsverteilung für das Dosislängenprodukt.

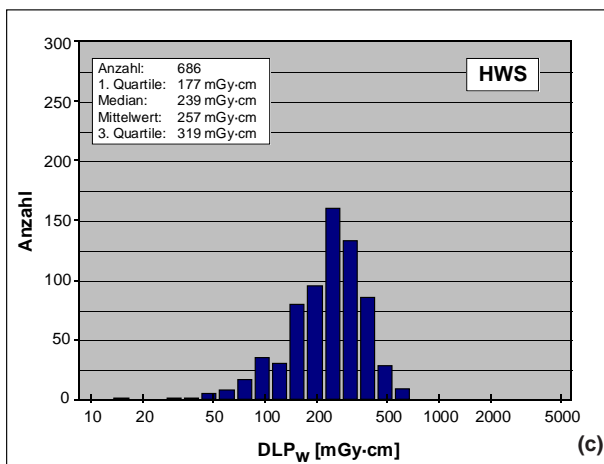


### Halswirbelsäule (HWS)

Die Untersuchungsregion ‚Halswirbelsäule‘ umfaßt in der Regel einen Abschnitt von 1 - 3 Bewegungssegmenten. Die Länge für durchschnittlich zwei Bewegungssegmente beträgt 4 cm. Die in der Praxis verwendeten Scanlängen (Mittelwert: 4,8 cm) entsprechen im Mittel den anatomischen Gegebenheiten; bei einer Reihe von Anwendern wird jedoch routinemäßig auch die gesamte HWS (max. 15 cm) gescannt. Häufigste Indikation ist die Abklärung von Schmerzsyndromen und neurologischen Symptomen.



Untersuchungen der Wirbelsäule erfordern gleichermaßen eine hohe Orts- und Kontrastauflösung. Es werden daher dünne Schichten zwischen 2 und 5 mm (Mittelwert: 2,9 mm) in Verbindung mit deutlich erhöhten mAs-Einstellungen verwendet. Aus Gründen der Röhrenleistung wird häufig auf Spannungen von 130 - 140 kV zurückgegriffen. Auch bei verfügbarem Spiral-CT wird in der Regel sequentiell gescannt. Fast ausnahmslos wird nur eine Serie gefahren (Mittelwert Serienanzahl: 1,02). Zur Rekonstruktion werden - je nach Fragestellung - höher auflösende als auch stärker glättende Filterkerne benutzt.



Die Mittelwerte der lokalen Dosis zählen mit 93 mGy ( $CTDI_L$ ) und 66 mGy ( $CTDI_w$ ) zu den höchsten aller Untersuchungsregionen. Durch die geringe Scanlänge liegen die Werte für die Integraldosis (Dosislängenprodukt mit rund 260 mGy-cm und Effektivdosis mit rund 2,5 mSv) jedoch am unteren Ende des Skala aller Untersuchungsregionen.

Die Bandbreite der lokalen Dosis ( $CTDI_w$ ) als auch der Integraldosis ( $DLP_w$ ) ist mit 1,7 bzw. 1,8 (Quotient 3. zu 1. Quartile) relativ ‚normal‘. Infolge der hohen Anforderungen an Orts- und Kontrastauflösung ist der Spielraum für Dosisreduzierungen verhältnismäßig eng. Als Orientierungshilfe kann dabei der Wert der 1. Quartile dienen. Die wesentliche Dosisreduzierungsmaßnahme besteht in der Begrenzung der Scanlänge auf die infrage kommenden Bewegungssegmente.

#### Abb. 5.36

Berechneten Dosisgrößen für die Untersuchungsregion Halswirbelsäule (Achsendosis frei Luft und gewichteter CTDI (in mGy, pro Schicht) sowie Dosislängenprodukt und Effektivdosis (in mGy-cm bzw. mSv, geschlechtergemittelt, pro Scanserie)).

(a): Boxplots mit Mittelwert (Quadrat), Median (horizontale Linie), 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung), 5%- und 95%-Perzentile (vertikaler Balken), Minimum und Maximum (offenes bzw. geschlossenes Dreieck).

(b): Häufigkeitsverteilung für den gewichteten CTDI.

(c): Häufigkeitsverteilung für das Dosislängenprodukt.

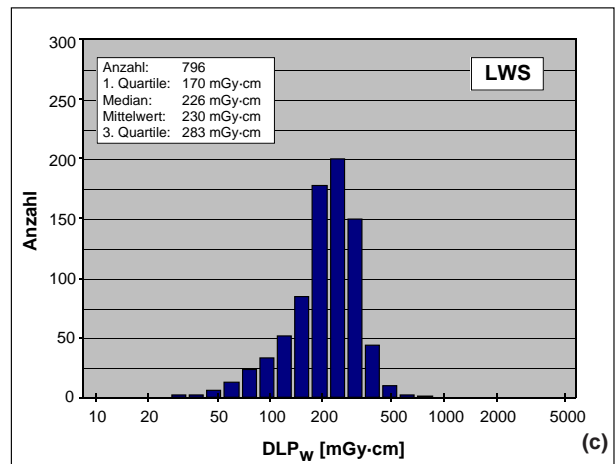
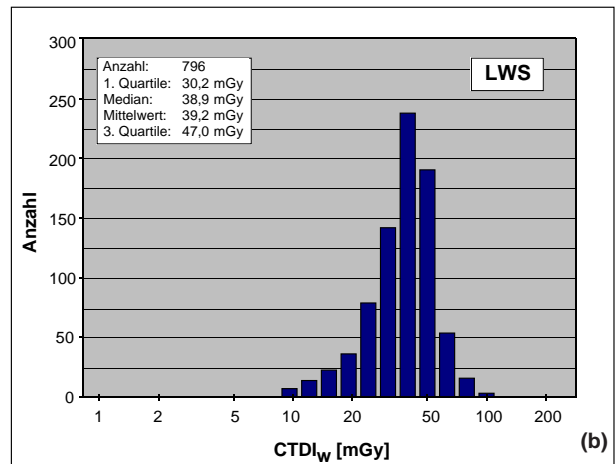
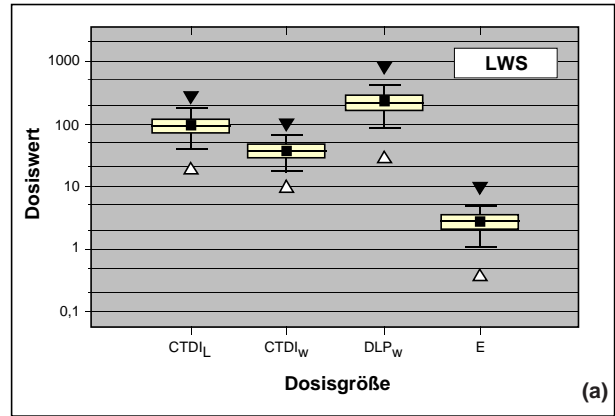
**Lendenwirbelsäule (LWS)**

Die Untersuchungsregion ‚Lendenwirbelsäule‘ erstreckt sich meist über einen Bereich von 1 - 3 Bewegungssegmenten. Die Länge für zwei Bewegungssegmente beträgt 6 cm. Die in der Praxis verwendeten Scanlängen (Mittelwert: 6,0 cm) entsprechen im Mittel den anatomischen Gegebenheiten; bei einer Reihe von Anwendern wird jedoch routinemäßig auch die gesamte LWS gescannt. Typische Fragestellungen sind die nach einem Bandscheibenprolaps oder degenerativen Skelettveränderungen bei Lumboischialgien.

Wie im Falle der HWS sind sowohl hohe Orts- als auch Kontrastauflösung erforderlich. Es werden daher ebenfalls dünne Schichten zwischen 2 und 5 mm (Mittelwert: 3,3 mm) in Verbindung mit deutlich erhöhten mAs-Einstellungen und erhöhten Spannungseinstellungen (130 - 140 kV) verwendet. Ebenfalls wird in der Regel sequentiell gescannt, wobei sowohl überlappende Schnittführungen als auch solche mit leicht erhöhtem Pitch benutzt werden. Wie bei der HWS wird auch hier fast ausnahmslos nur eine Serie gefahren (Mittelwert Serienanzahl: 1,02). Die Rekonstruktion erfolgt - je nach Fragestellung - mit höher auflösenden als auch mit stärker glättenden Filterkernen.

Die Mittelwerte der lokalen Dosis sind mit 100 mGy (Achsendosis frei Luft) und 39 mGy (gewichteter CTDI) die höchsten im gesamten Rumpfbereich. Durch die geringe Scanlänge liegen die Werte für die Integraldosis (Dosislängenprodukt mit rund 230 mGy-cm und Effektivdosis mit rund 3,4 mSv) jedoch mit am unteren Ende des Spektrums aller Untersuchungsregionen.

Wie bei der HWS ist die Bandbreite der lokalen Dosis (CTDI<sub>w</sub>) als auch der Integraldosis (DLP<sub>w</sub>) mit 1,6 bzw. 1,7 (Quotient 3. zu 1. Quartile) relativ ‚normal‘. Ebenso ist der Spielraum für Dosisreduzierungen begrenzt, wobei als Orientierungshilfe wiederum der zugehörige Wert der 1. Quartile empfohlen wird. Als wesentliche Dosisreduzierungsmaßnahme ist auch bei der LWS in erster Linie die konsequente Begrenzung der Scanlänge auf die infrage kommenden Bewegungssegmente zu sehen.



**Abb. 5.37** Berechneten Dosisgrößen für die Untersuchungsregion Lendenwirbelsäule (Achsendosis frei Luft und gewichteter CTDI (in mGy, pro Schicht) sowie Dosislängenprodukt und Effektivdosis (in mGy-cm bzw. mSv, geschlechtstergemittelt, pro Scanserie)).

- (a): Boxplots mit Mittelwert (Quadrat), Median (horizontale Linie), 1. und 3. Quartile (untere bzw. obere Boxbegrenzung), 5%- und 95%-Perzentile (vertikaler Balken), Minimum und Maximum (offenes bzw. geschlossenes Dreieck).
- (b): Häufigkeitsverteilung für den gewichteten CTDI.
- (c): Häufigkeitsverteilung für das Dosislängenprodukt.

## 6. Vergleich mit anderen Umfragen und Regulierungen

In diesem Abschnitt werden die in dieser Umfrage ermittelten Dosiswerte mit publizierten CT-Dosisdaten aus anderen Quellen verglichen. Dabei handelt es sich zum einen um existierende bzw. zur Diskussion gestellte Regelungen (Leitlinie BÄK von 1992, Vorschlag für

CT-Dosisreferenzwerte der Europäischen Gemeinschaft), zum anderen um frühere Erhebungen bzw. Abschätzungen zur CT-Strahlenexposition (Erhebung des NRPB von 1989, Abschätzung des BfS von 1990-92, Multicenter-CT-Studie der DRG von 1996).

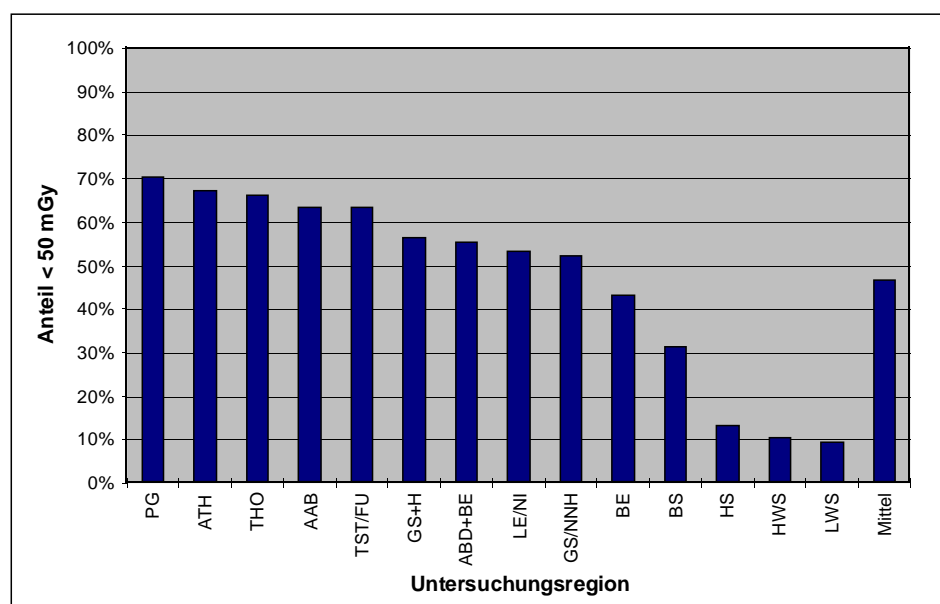
### Befolgung des 50 mGy frei-Luft-Werts

Seit 1992 existiert in Form der Leitlinie der Bundesärztekammer (BÄK92) eine auf Basis der Achsendosis frei Luft abgefaßte Empfehlung von maximal 50 mGy, die unabhängig von Untersuchungsart und Scanmodus eingehalten werden sollte. In einigen Bundesländern (z.B. Bayern) besitzt diese Regelung aufgrund landesbehördlicher Anordnung zudem den Charakter eines Grenzwerts. Seit 1998 ist diese Art der Dosisbegrenzung bei CT auch in der novellierten Richtlinie für die Sachverständigenprüfung nach RöV (RW 13 (RöV98)) zu finden, dort allerdings nur in eingeschränkter Form (s.u.).

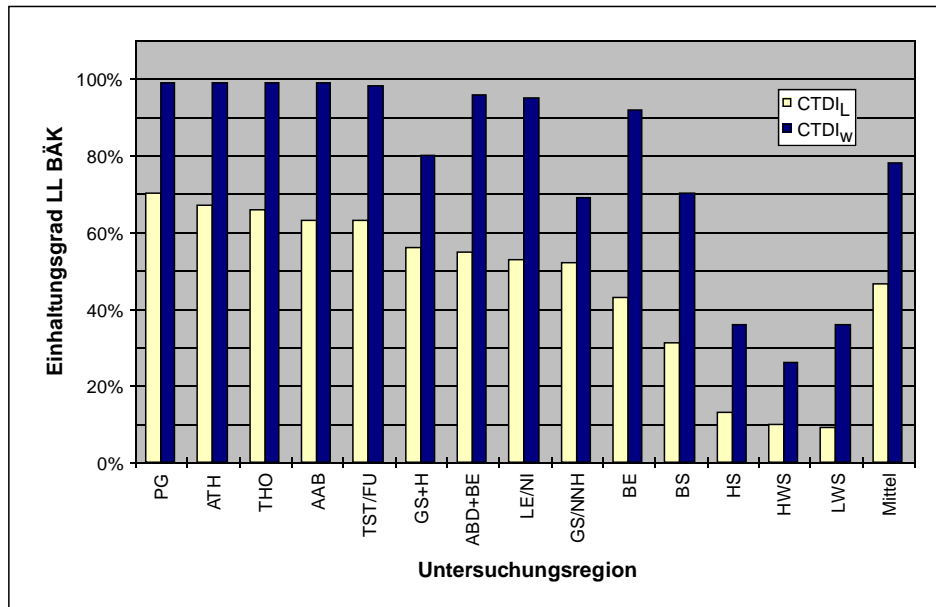
Die Darstellung in Abb. 6.1 zeigt, dass der 50 mGy-Wert im Mittel nur von knapp der Hälfte der Teilnehmer eingehalten wird. Besonders niedrig ist der Grad der Einhaltung bei den Fragestellungen Hirnschädel, HWS und LWS, was wegen der Anforderungen dieser Fragestellungen hinsichtlich Niedrigkontrast-Auflösung nicht überraschend ist. Das Regelwerk 13 hat diesem Umstand insofern bereits Rechnung getragen, als Untersu-

chungen des Schädels und der Wirbelsäule bis auf Weiteres explizit von der 50 mGy-Begrenzung ausgenommen worden sind.

Wie bereits in Kapitel 5 bei der Darstellung der Herstellersabhängigkeit angedeutet, ist die Einhaltung des 50 mGy-Werts besonders gering bei Anwendern der Gerätemarken General Electric und Picker. Deren Geräteauslegung ist durch geringe Strahlenfilterung in der Mitte des Strahlenfächers in Verbindung mit einem ausgeprägten Formfilter gekennzeichnet. Die dosisreduzierenden Einflüsse eines Formfilters sind jedoch bei einer Meßgröße, die ausschließlich die Mitte des Strahlenfächers und diese zudem nur frei Luft erfaßt, wirkungslos. Der geringe Grad der Einhaltung des 50 mGy-Werts bei Anwendern von GE- und Picker-Geräten ist deshalb - wie anhand der Daten für den gewichteten CTDI und der Effektivdosis belegt wird - keineswegs gleichbedeutend mit einer überproportional hohen Dosis für deren Patienten. Vielmehr haben sich diese Anwender - im



**Abb. 6.1**  
Grad der Einhaltung der Dosisempfehlung in LL BÄK (Achsendosis frei Luft < 50 mGy).



**Abb. 6.2**  
Grad der Einhaltung der Dosisempfehlung in LL BÄK auf Basis der Achsendosis frei Luft ( $CTDI_L \leq 50$  mGy) und der korrespondierenden Werte auf Basis des gewichteten CTDI ( $CTDI_{w,H} \leq 50$  mGy,  $CTDI_{w,B} \leq 30$  mGy).

Sinne der bisher geltenden Empfehlungen und Bestimmungen - lediglich weniger regelkonform verhalten.

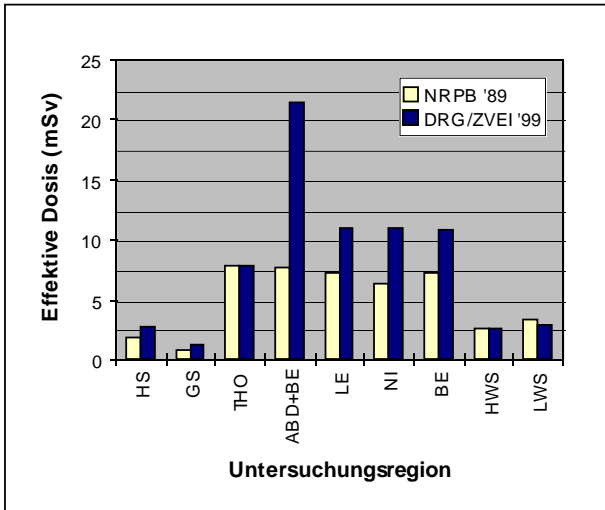
Ein völlig neuer Aspekt ergibt sich, wenn man der Frage nachgeht, wie sich die Situation darstellen würde, wenn man die LL BÄK bereits 1992 auf Basis des gewichteten CTDI formuliert hätte. Seinerzeit wurden in der BRD überwiegend Geräte der Somatom DR-Familie verwendet. Dieser Scannertyp besitzt mit 2,2 mm Al + 0,2 mm Cu eine relativ hohe Strahlenfilterung, arbeitet jedoch ohne Formfilter und ist insgesamt alles andere als repräsentativ für den Großteil der derzeit in der BRD betriebenen Geräte. Übersetzt man für diesen Gerätetyp den 50 mGy frei-Luft-Wert in die entsprechenden Werte des  $CTDI_w$ , so ergeben sich Werte von 50 mGy für die Kopf-/Halsregion ( $CTDI_{w,H}$ ) und 30 mGy für die Rumpfregeion ( $CTDI_{w,B}$ ).

Fragt man nun nach dem Grad der Einhaltung dieser Werte, dann ergibt sich - wie aus Abb. 6.2 ersichtlich - im Gegensatz zur Bezugsgröße  $CTDI_L$  ein wesentlich positiveres Bild. Im Mittel erfüllen nahezu 80% aller Teilnehmer diese modifizierten Empfehlungen auf Basis des  $CTDI_w$ ; bei einer Reihe von Anwendungen liegt der Einhaltungsgrad bei nahezu 100%. Lediglich für die klassischen Niedrigkontrast-Fragestellungen Hirnschädel, HWS und LWS fällt der Einhaltungsgrad mit 30% deutlich ab, ist dort aber rund dreimal höher als auf Basis der Bezugsgröße  $CTDI_L$ . Hauptgrund für dieses veränderte Bild ist die Verwendung einer Meßgröße, die den unterschiedlichen Geräteauslegungen besser gerecht wird und die zudem - da unter Verwendung eines Quasi-Patienten (Phantom) gewonnen - wesentlich aussagekräftiger im Hinblick auf die tatsächlichen Expositionsverhältnisse für den Patienten ist.

## Vergleich mit NRPB-Erhebung von 1989

Die 1989 vom National Radiological Protection Board (NRPB) vorgenommene Erhebung (Shrimpton91) war bisher die einzige, in großem Maßstab durchgeführte Studie zur CT-Expositionspraxis. Sie basiert auf einer Fragebogenaktion, bei der die Scanprotokolle von insgesamt 144 CT-Geräten des nationalen britischen Gesundheitswesens (NHS) erfaßt wurden. Eine Gegenüberstellung der aktuellen Umfrageergebnisse mit diesen Werten auf Basis der effektiven Dosis (Abb. 6.3) zeigt eine deutliche Zunahme der Strahlenexposition bei fast allen Untersuchungsarten mit Ausnahme von Thorax und Wirbelsäule. Besonders ausgeprägt trifft dies auf die Region Abdomen incl. Becken zu.

Eine detaillierte Betrachtung der dosisbestimmenden Untersuchungsparameter verdeutlicht, welche Faktoren für diesen Anstieg verantwortlich sind. Aus Abb. 6.4 wird dabei ersichtlich, dass - abgesehen von Hirnschädel und Wirbelsäule - die Scanlängen mehr oder weniger stark zugenommen haben. Am ausgeprägtesten ist dies der Fall bei der Untersuchung des gesamten Abdomens einschließlich Becken. Wie die aktuelle Umfrage ergibt, wird heute in einer Abdomenuntersuchung routinemäßig der gesamte Bereich vom Zwerchfell bis zum Beckenboden abgescannt ( $L = 42$  cm). Die NRPB-Umfrage erbrachte dagegen eine durchschnittliche Scanlänge von lediglich 25,6 cm; dies war wesentlich weniger



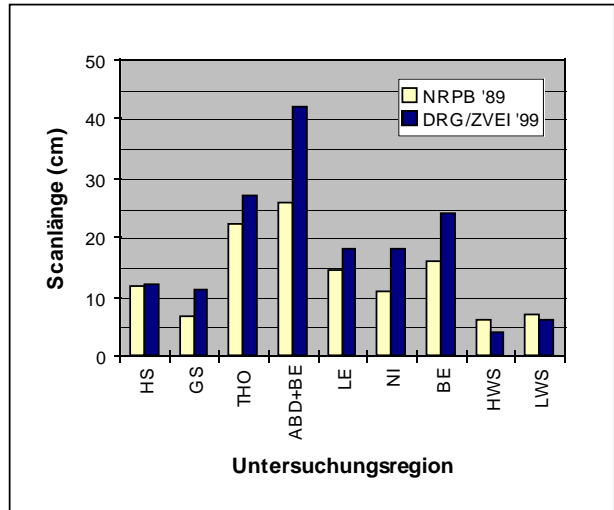
**Abb. 6.3**  
 Vergleich der Effektivdosiswerte nach (ICRP91) (Ref.: NRPB-Report R249 (Shrimpton91), Tab. 12).

als die bei Konzeption der NRPB-Studie noch angenommene Bereichslänge von 43,5 cm.

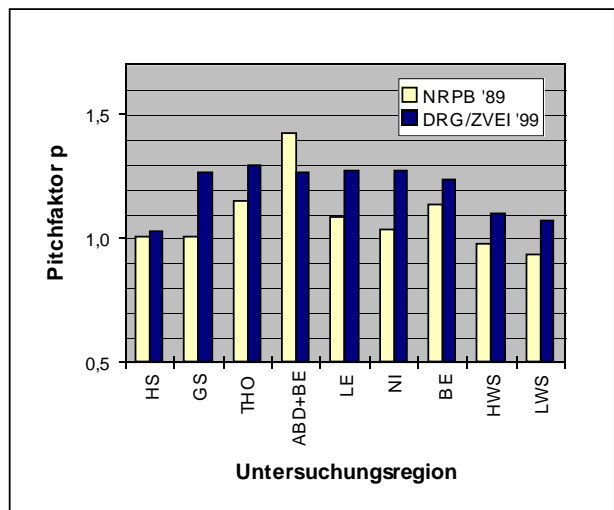
Hauptgrund für diese Diskrepanz dürfte in erster Linie die begrenzte Leistungsfähigkeit der damaligen CT-Strahler gewesen sein, die das Ab-scannen des gesamten Bereichs von Zwerchfell bis Symphyse in einem Zuge nicht zuließ. Obwohl der NRPB-Report sich darüber nicht ausläßt, ist zu vermuten, dass das gesamte Abdomen - sofern dies aus diagnostischen Erwägungen indiziert war - in zwei getrennten Abschnitten gescannt wurde (zunächst oberes Abdomen, anschließend Becken). In entsprechender Weise wird im übrigen auch heute noch bei Scannern mit leistungsschwachen Röntgenstrahlern verfahren.

Die Gegenüberstellung der bei den einzelnen Untersuchung verwendeten Pitchfaktoren ist aus Abb. 6.5 entnehmbar. Obwohl die NRPB-Erhebung vor Einführung des Spiral-CT erfolgte, wurde schon damals bei einigen Untersuchungen mit erhöhtem Pitch gearbeitet. Insgesamt ist der heutzutage verwendete Pitch größer als damals; im Falle der Standard-Abdomen-Untersuchung ist dies jedoch umgekehrt. Da Pitcherhöhung bei einem konventionellen, nicht spiralfähigen Scanner unweigerlich zu Informationslücken führt, kommt als Hauptgrund für diese Vorgehensweise wiederum nur die beschränkte Leistungsfähigkeit der damaligen CT-Strahler infrage.

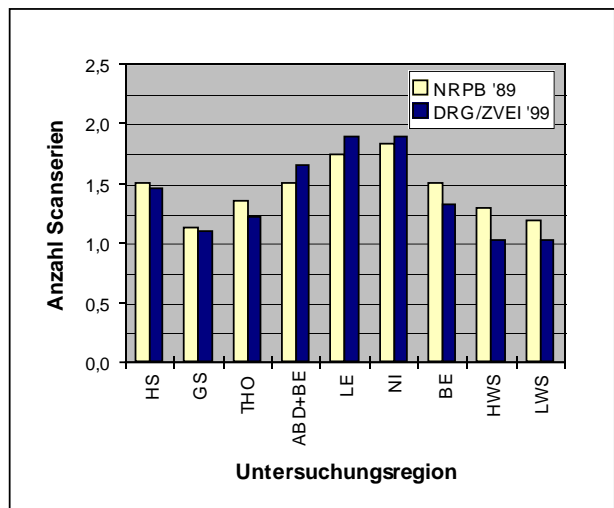
Der Vergleich der Anzahl der Serien, die bei einer kompletten Untersuchung gescannt werden (Abb. 6.6) zeigt dagegen keine auffälligen Unterschiede (Mehrfach-Serien bedeuten, dass derselbe Körperabschnitt oder Teile davon mehrfach abgescannt wurden; Durchführung ei-



**Abb. 6.4**  
 Vergleich der Scanlängen (Ref.: NRPB-Report R249, Tab. 13).



**Abb. 6.5**  
 Vergleich der Pitchfaktoren (Ref.: NRPB-Report R249, Tab. 13).



**Abb. 6.6**  
 Vergleich der Anzahl der Scanserien (Ref.: NRPB-Report R249, Tab. 12).

ner Untersuchung in mehreren Abschnitten (z.B. Tumorstaging oder LWS) zählt dagegen nur als eine Serie).

Als letzte dosisbeeinflussende Vergleichsgröße ist der kombinierte Einfluß von Strom-Zeit-Produkt und Röhrenspannung von Interesse, der über die entsprechenden Werte der lokalen Dosis erfolgen sollte. Der Report NRPB R249 (Shrimpton91) enthält jedoch nur Angaben zu Organdosen und zur effektiven Dosis; in Ermangelung direkter Daten (z.B. CTDI<sub>w</sub>) muß der Vergleich auf andere Weise erfolgen. Dazu werden die jeweiligen Effektivdosiswerte E um die modifizierenden Faktoren Scanlänge (L), Pitchfaktor (p) und Serienzahl (Ser.) entsprechend der Formel

$$,Dosis' = \frac{E \cdot p}{L \cdot Ser.} \quad (6.1)$$

bereinigt. Die daraus resultierende Größe mit der Maßeinheit mSv/cm gibt für eine bestimmte Untersuchungsregion den Beitrag pro cm Scanlänge zur Effektivdosis an. Sie ist proportional zum geschalteten mAs-Produkt und berücksichtigt den Einfluß unterschiedlicher Röhrenspannungen. Anders als beim mAs-Produkt sind hierbei alle geräteseitigen Einflußfaktoren (Geometrie, Strahlenfilterung, Formfilter) bereits eingeflossen. Ein Vergleich beider Umfragen auf Basis dieser lokalen Dosisgröße (der Einfachheit halber mit ‚Dosis‘ bezeichnet) ist in Abb. 6.7 dargestellt. Sie verdeutlicht, dass - mit Ausnahme der Thoraxuntersuchung, die effektive Intensität der Bestrahlung heutiger CT-Untersuchungen durchweg stärker ist als vor 10 Jahren. Besonders groß ist der Unterschied für die Untersuchungsregion HWS.

Tabelle 6.1 gibt für alle in Abb. 6.3 - 6.7 diskutierten Größen die Quotienten aus den jeweiligen Werten dieser Umfrage und den entsprechenden Werten des NRPB-Reports an. Hieraus wird ersichtlich, welche einzelnen Faktoren für die Erhöhung der Effektivdosis einer bestimmten Untersuchungsart entscheidend waren. In den Fällen Thorax, HWS und LWS, wo praktisch keine Veränderung bei der Effektivdosis erfolgt ist, wird darüber hinaus deutlich, dass sich die einzelnen dosisbestimmenden Faktoren gegenseitig kompensiert haben.

Insgesamt zeigt der Vergleich der beiden Studien, dass durch die in der Zwischenzeit erfolgten Maßnahmen zur Steigerung der Leistungsfähigkeit (höher belastbare Strahler, verringerte Fokusabstände, verringerte Strahlenfilterung) früher bestehende Einschränkungen hinfäl-

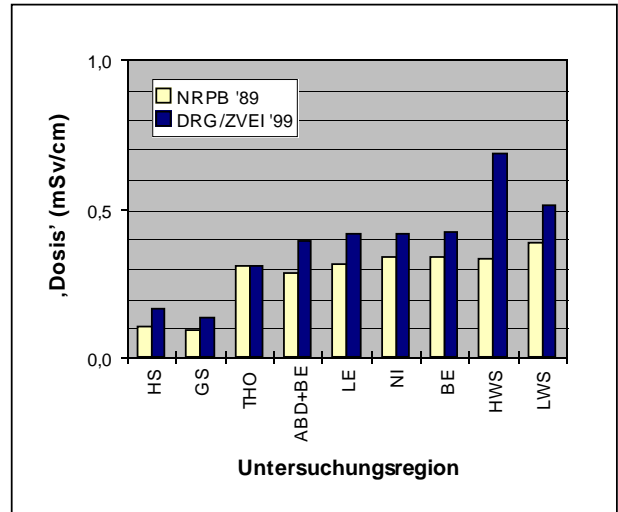


Abb. 6.7 Vergleich der ‚Dosis‘ der aktuellen Umfrage mit den Werten der NRPB-Erhebung von 1989 (s. Text).

lig geworden sind. Deutlich wird dies an den gestiegenen Werten von Scanlänge und Strahlenintensität. Die mit der Einführung des Spiral-CT verbundene Dosis-sparoption Pitcherhöhung ist bei diesem Vergleich dagegen ohne Bedeutung, da vor 10 Jahren - ebenfalls aus Leistungsgründen - notgedrungen mit erhöhtem Pitch gescannt werden mußte. Ein mehr oder weniger deutlicher Anstieg der Dosis ist daher die Folge.

Tab. 6.1 Vergleich der aktuellen Umfrageergebnisse mit den Werten der NRPB-Erhebung von 1989 anhand der Quotienten aus den jeweiligen Werten der Effektivdosis E und der dosisbeeinflussenden Parameter (Scanlänge L, Pitchfaktor p, Serienanzahl Ser., Bestrahlungsintensität Dos.). Die für die Erhöhung der Effektivdosis maßgeblichen Faktoren sind durch Fettdruck hervorgehoben.

Region	DRG / ZVEI '99 vs. NRPB '89				
	E	L	p	Ser.	Dos.
Hirnschädel / Head	1,5	1,0	1,0	1,0	<b>1,6</b>
Gesichtsschädel / Facial bones	1,8	<b>1,6</b>	1,3	1,0	<b>1,4</b>
Thorax / Chest	1,0	1,2	1,1	0,9	1,0
Abdomen + Becken / Abdomen	2,8	<b>1,6</b>	0,9	1,1	<b>1,4</b>
Leber / Liver	1,5	1,2	1,2	1,1	<b>1,3</b>
Niere / Kidneys	1,7	<b>1,7</b>	1,2	1,0	1,2
Becken / Pelvis	1,5	<b>1,5</b>	1,1	0,9	1,2
HWS / C spine	1,0	0,7	1,1	0,8	2,1
LWS / L spine	0,9	0,9	1,1	0,9	1,3

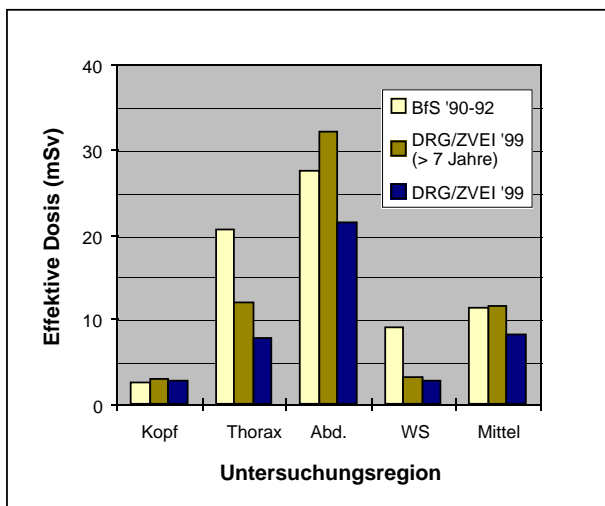
## Vergleich mit BfS-Abschätzung von 1990 - 92

Die vom Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) veröffentlichten Daten aus dem Zeitraum 1990 - 92 (Bernhardt-95) markieren den eigentlichen Beginn einer seit Jahren anhaltenden, bislang noch nicht gelösten Diskussion um die CT-bedingte Strahlenexposition in Deutschland. Das zugrundeliegende Zahlenmaterial basiert jedoch nicht auf einer breit angelegten oder zumindest repräsentativ ausgeführten Erhebung. Vielmehr sind diese Werte das Ergebnis einer Abschätzung, die - gestützt auf den bereits erwähnten NRPB-Daten - unter Anbringung von Korrekturen für unterschiedliche Geräteauslegungen (Geometrie, Filterung) und dosisbestimmende Untersuchungsparameter (mAs-Produkte, Scanlängen und Pitchfaktoren) für die Verhältnisse in der Bundesrepublik Deutschland (ohne das Gebiet der ehemaligen DDR) im Betrachtungszeitraum angestellt wurde. Einzelheiten hierzu sind in der angegebenen Literaturstelle ausführlich beschrieben.

Um einen Vergleich mit diesen Daten zu ermöglichen, wurden die Ergebnisse der aktuellen Erhebung in derselben Weise auf die vier Untersuchungsregionen Kopf (= Hirnschädel), Thorax, Abdomen (= gesamtes Abdomen incl. Becken) und Skelett (= HWS, LWS) reduziert. In den Vergleich wurden zusätzlich die mehr als 7 Jahre alten, nicht spiralfähigen Geräte als eigene Gruppe mit einbezogen, da sie dem Stand von Geräte- und Anwen-

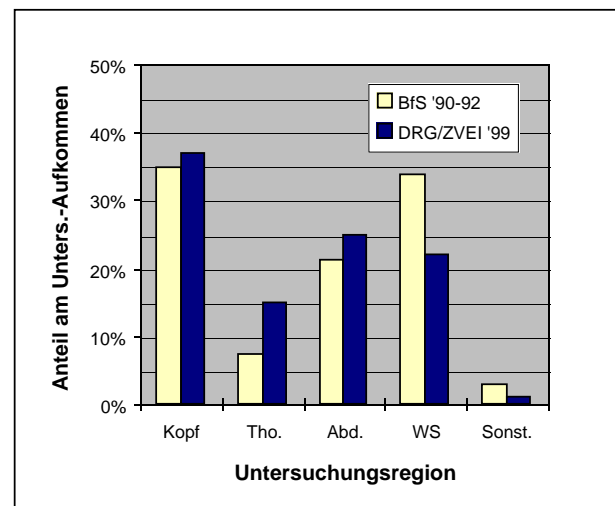
dungstechnik zum Zeitpunkt der BfS-Abschätzung am ehesten nahekommen und als Indiz für die Plausibilität dieser Zahlen dienen können. Wie aus Abb. 6.8 deutlich wird, haben sich zwischenzeitlich die Effektivdosiswerte - mit Ausnahme der Schädeluntersuchung - in der Regel mehr oder weniger deutlich verringert. Im Mittel ist die effektive Dosis pro Untersuchung um rund 30% gesunken (von 11,3 auf 8,1 mSv), wobei unter ‚Mittel‘ in dieser Betrachtung das gewichtete Mittel der vier Untersuchungsregionen entsprechend ihrem prozentualen Anteil am Untersuchungsaufkommen (vgl. Abb. 6.9) zu verstehen ist.

Dass die mittlere effektive Dosis weniger stark zurückgegangen ist, als es nach den Werten für die einzelnen Untersuchungsregionen den Anschein hat, liegt an der Zunahme des Anteils der beiden dosisintensiven Regionen Thorax und Abdomen am Untersuchungsaufkommen. Dabei hat sich der Anteil der Thoraxuntersuchungen zwischenzeitlich verdoppelt. Der Rückgang der Wirbelsäulenuntersuchungen ist dagegen vermutlich auf den Umstand zurückzuführen, dass die Angaben des BfS zu den Untersuchungsfrequenzen ausschließlich auf Zahlenmaterial der Kassenärztlichen Bundesvereinigung (KBV) basieren, das lediglich für den ambulanten Bereich aussagefähig ist. Wie in Abb. 5.2 dargestellt, werden im ambulanten Bereich überdurchschnittlich



**Abb. 6.8**

Vergleich der Ergebnisse der BfS-Abschätzung aus dem Zeitraum 1990 - 92 mit denen der aktuellen Umfrage auf Basis der effektiven Dosis; ergänzend sind die Daten der mehr als 7 Jahre alten, nicht spiralfähigen Geräte als eigene Gruppe mit angeführt. ‚Mittel‘ ist das entsprechend ihres Anteils am Untersuchungsaufkommen gewichtete Mittel der Dosiswerte der angegebenen Untersuchungsregionen.



**Abb. 6.9**

Anteil der einzelnen Untersuchungsregionen am Untersuchungsaufkommen; im Falle der BfS-Daten handelt es sich um Zahlenmaterial der KBV, das lediglich für den ambulanten Bereich Gültigkeit besitzt.

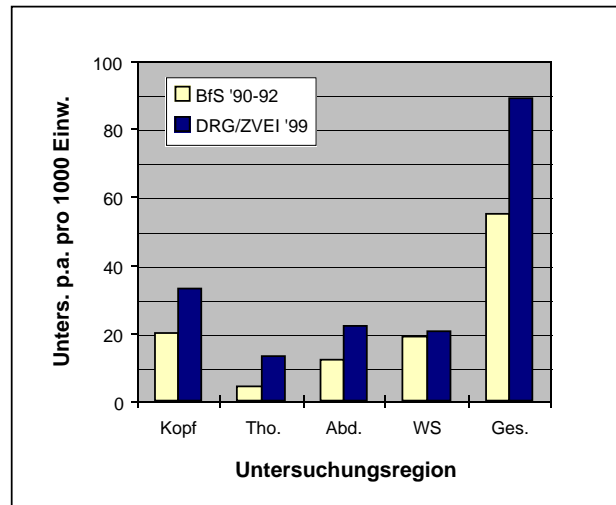


viele Wirbelsäulenuntersuchungen vorgenommen. Daher spricht vieles dafür, dass es sich in diesem Falle nur um einen scheinbaren Rückgang handelt.

Ursache für den dreifach höheren Wert des BfS bei Untersuchungen der Wirbelsäule ist in erster Linie die Annahme einer relativ großen Scanlänge von 12 cm. Zwar kommt es auch in der aktuellen Umfrage vor, dass anstelle einer gezielten, segmentbezogenen Vorgehensweise (1 bis 3 Segmente) der gesamte Wirbelsäulenabschnitt abgescannt wird. Als Regelwert wird dies jedoch weder von der NRPB-Studie (6,8 cm (LWS) und 5,9 cm (HWS)) noch von dieser Umfrage (6 cm (LWS) und 4 cm (HWS)) bestätigt. Der ebenfalls dreifach erhöhte Wert bei Thorax-CT-Untersuchungen beruht vor allem auf der kombinierten Annahme eines verhältnismäßig hohen mAs-Produkts und einer lückenlosen Scantechnik (Pitch 1) zum damaligen Zeitpunkt.

Anzumerken ist, dass die zum Zeitpunkt der BfS-Abschätzung dominierende Gerätegeneration die bereits genannten, leistungssteigernden Merkmale aufwies, jedoch zum überwiegenden Teil noch nicht spiralfähig war. Untersuchungen an diesen Geräten werden auch heute noch fast ausnahmslos mit Pitch 1 vorgenommen. Die Vergleichsdaten der mehr als 7 Jahre alten, nicht spiralfähigen Geräte bestätigen in gewissem Umfang die Annahmen, die bei der BfS-Studie zur Hochrechnung der NRPB-Daten gemacht worden sind. Ob im Falle des Thorax die damaligen Prämissen zu pessimistisch waren oder ob sich speziell in dieser Region, wo Dosisreduktionen ohne Bildqualitätseinbußen am ehesten realisierbar sind, als Folge der zwischenzeitlich eingeführten Empfehlungen und Regelungen zur Dosisbegrenzung bereits eine Trendwende vollzogen hat, lässt sich aus den vorliegenden Daten nicht eindeutig klären.

Wegen des geringen Anteils der Thoraxuntersuchungen hat dieser offene Punkt jedoch kaum Auswirkungen auf die mittlere effektive Dosis der BfS-Abschätzung. Bemerkenswerterweise ist die mittlere effektive Dosis pro Untersuchung, die aus den Dosiswerten der mehr als 7 Jahre alten, nicht spiralfähigen Geräte in Verbindung mit den aktuellen Zahlen zur Untersuchungsfrequenz resultiert, nahezu identisch mit dem Mittelwert der BfS-Abschätzung. Daher spricht vieles dafür, dass der Rückgang der Effektivdosis um rund 30% trotz aller Fragezeichen, die hinter den BfS-Daten stehen, durchaus realistisch ist. Untermauert wird dies durch die im vorangehenden Kapitel deutlich gewordenen Einflüsse der Spiral-CT-Technik, die für diesen Rückgang im wesentlichen verantwortlich sind.

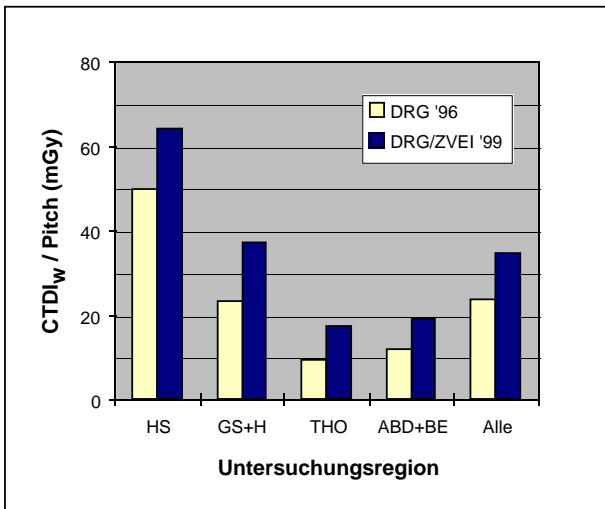


**Abb. 6.10**

*Vergleich der Häufigkeiten der jährlichen CT Untersuchungen pro 1000 Einwohner aus der BfS-Abschätzung aus dem Zeitraum 1990 - 92 mit denen der aktuellen Umfrage; insgesamt ist ein zwischenzeitlicher Anstieg der Untersuchungsfrequenz bei CT um gut 60% zu verzeichnen.*

Anhand der absoluten und relativen Zahlen zum Untersuchungsaufkommen lässt sich abschätzen, ob und inwieweit der Rückgang der Effektivdosis pro CT-Untersuchung zu einer Änderung des CT-bedingten Anteils an der medizinisch bedingten Bevölkerungsdosis geführt hat. Bei hochgerechnet 7,2 Mio. CT-Untersuchungen pro Jahr für die gesamte BRD (3600 Untersuchungen pro Gerät, 2000 Geräte, 81 Mio. Einwohner) gegenüber jährlich 3,5 Mio. für die alten Bundesländer (62 Mio. Einwohner) im Zeitraum 1990 - 92 ergibt sich das in Abb. 6.10 dargestellte Bild für die Häufigkeit der jährlichen CT-Untersuchungen pro 1000 Einwohner. Durch die Zunahme der Untersuchungsfrequenz um gut 60% wird der Rückgang der Effektivdosis pro Untersuchung von knapp 30% mehr als kompensiert. Dies bedeutet, dass sich rein rechnerisch - unter der Annahme stabiler Verhältnisse bei den anderen Röntgenmodalitäten und auf Basis der Methodik des BfS zur Abschätzung der Kollektivdosis - ein Anstieg des CT-Anteils an der kollektiven effektiven Dosis von 35% im Zeitraum 1990 - 92 auf rund 40% im Jahre 1999 ergibt.

### Vergleich mit Multicenter-CT-Studie der DRG von 1996



**Abb. 6.11**  
 Vergleich der Ergebnisse der Multicenter-CT-Studie der DRG im Jahre 1996 mit denen der aktuellen Umfrage auf Basis des effektiven CTDI.

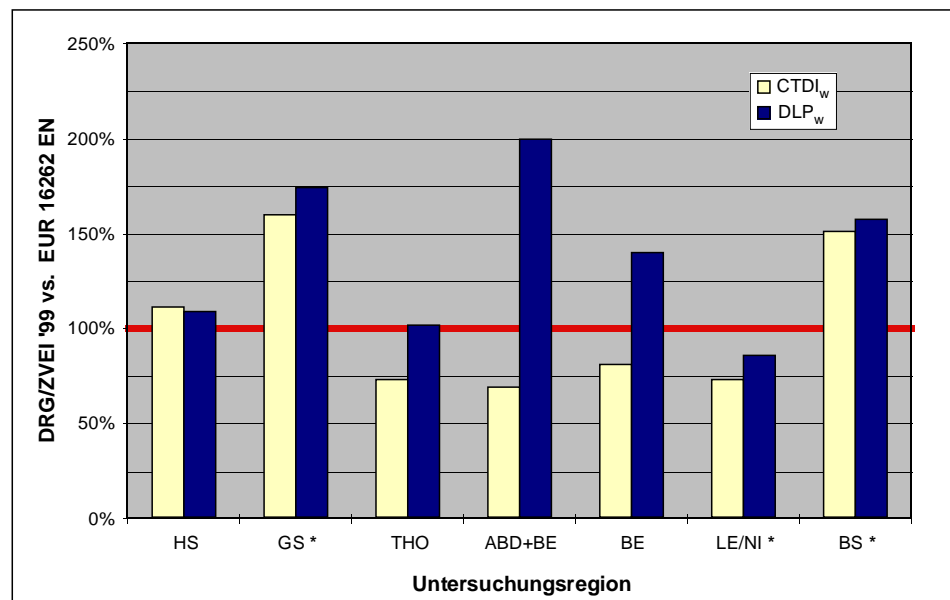
Ein Vergleich mit der 1996 im Auftrage der DRG durchgeführten Multicenter-CT-Studie (Scheck98) ist lediglich auf Basis der dort verwendeten Meßgröße ‚Effektiver CTDI‘ (d.h. dem Quotienten aus gewichtetem CTDI und Pitch) möglich. An dieser Studie nahmen insgesamt 8 Institute teil, die über Spitzengeräte verschiedener Hersteller in der jeweils modernsten Ausführung (alles spiralfähige Geräte, in der Mehrzahl mit Festkörperdetektoren) verfügten. Dabei zeigt sich (Abb. 6.11), dass die Ergebnisse der Multicenter-CT-Studie für die angegebenen Untersuchungsarten im Mittel mit - 32% nicht dramatisch unter den entsprechenden Werten dieser Erhebung liegen, in der das gesamte Geräte- und Anwenderspektrum berücksichtigt ist. Anhand der Minimalwerte der Multicenter-Studie läßt sich jedoch - wie auch an der Bandbreite der Ergebnisse dieser Erhebung - ablesen, dass in der Praxis noch ein nennenswerter Spielraum zu niedrigeren Dosiswerten hin besteht, der im Einzelfall jedoch bereits heute ausgeschöpft wird.

### Vergleich mit EUR-Vorschlägen zu Referenzdosiswerten von 1999

Der in Abb. 6.12 dargestellte Vergleich mit den im Report EUR 16262 EN (EC99) vorgeschlagenen Referenzdosiswerten zeigt teilweise gute Übereinstimmungen (Hirnschädel), überwiegend jedoch deutliche Unterschiede (bei den Untersuchungsarten Abdomen einschl. Becken, Beckenskelett und Gesichtsschädel / NNH). Insbesondere trifft dies auf die Dosislängenprodukte für komplette Untersuchungen zu. Die Darstellung in Abb. 6.12 erfolgt in der Weise, dass die jeweiligen Werte der

3. Quartile für die einzelnen Untersuchungsregionen und Dosisgrößen aus der aktuellen Umfrage ins Verhältnis zu den im EUR-Report vorgeschlagenen Referenzdosiswerten (= 100%) gesetzt wurden. Liegt der betreffende Wert über 100%, so bedeutet dies, dass der aus der Umfrage abgeleitete Referenzdosiswert höher ausfällt als der nach EUR 16262 EN.

**Abb. 6.12**  
 Werte der 3. Quartile aus der aktuellen Umfrage in Relation zu den im Report EUR 16262 EN (EC99) vorgeschlagenen Referenzdosiswerten (jeweils=100%); im Falle des DLP gelten die Angaben für die gesamte Untersuchung. Die Werte der ohne\* gekennzeichneten Untersuchungsregionen entstammen der NRPB-Erhebung von 1989 (Shrimpton91).



Zur Herkunft der Werte im Report EUR 16262 EN ist anzumerken, dass einige von ihnen (Hirnschädel, Thorax, Abdomen, Becken) auf den Daten der Erhebung des NRPB aus dem Jahre 1989 (Shrimpton91) basieren, den aktuellen Stand der Untersuchungs- und Gerätetechnik daher nur - wie bereits diskutiert - bedingt widerspiegeln. Die übrigen Werte wurden in einer Pilotstudie an ca. 15 Installationen ermittelt. Dabei ist nicht bekannt, ob die Auswahl der Teilnehmer hinreichend repräsentativ ist. Die Erfahrungen bei der Auswertung der aktuellen Umfrage mit geringen Fallgruppen lassen in dieser Hinsicht gewisse Zweifel aufkommen. Bei der bevorstehenden Festlegung von Referenzdosiswerten ist daher zu entscheiden, ob der Wunsch nach europaweit einheitlichen Werten oder der Bezug auf eine aktuelle und für die bundesdeutschen Verhältnisse repräsentative Datenbasis Priorität hat.

## 7. Zusammenfassung und Ausblick

Die von DRG und ZVEI in gemeinsamer Zusammenarbeit durchgeführte Umfrage hat in der CT-Anwenderschaft eine große Resonanz gefunden. Bei einer Rücklaufquote von nahezu 50%, die für eine auf freiwilliger Basis durchgeführte Erhebung bemerkenswert hoch ist, konnten aktuelle und repräsentative Daten zur CT-Expositionspraxis in der BRD gewonnen werden. Dieses Zahlenmaterial hat die Beantwortung einer Vielzahl offener Fragen ermöglicht und eine Reihe interessanter Ergebnisse und Trends zutage gebracht.

Zwar wurden seit der ersten Vorstellung der Ergebnisse gelegentlich Bedenken geäußert, ob die bei dieser Umfrage ermittelten Daten der Realität entsprächen (z.B. (Schwing00)). Als Grund hierfür wurde die fehlende Anonymität der Umfrage genannt, die viele Teilnehmer dazu verleitet haben könnte, geschönte, d.h. zu niedrigeren Dosiswerten führende Angaben gemacht zu haben. Detaillierte Analysen, insbesondere der Vergleich mit den Ergebnissen früherer Umfragen und die Ermittlung der Einflüsse, die für die Abnahme der mittleren Effektivdosis pro Untersuchung ursächlich sind, liefern je-

doch eindeutige Hinweise auf die Zuverlässigkeit des Zahlenmaterials.

Ein zusätzliches Argument ist die Tatsache, dass die Umfrage unter der Prämisse ‚Ermittlung von Dosisreferenzwerten‘ durchgeführt wurde, was eher zu gegenteiligen Tendenzen, d.h. zur Angabe von dosisträchtigeren Scanprotokollen, verleitet. Dieses Dilemma und die häufig anzutreffende Unkenntnis vieler Anwender über das mit ihrer Arbeitsweise verbundene Dosisniveau dürften nach menschlichem Ermessen dazu geführt haben, dass von der weitaus überwiegenden Mehrzahl der Teilnehmer der Realität entsprechende Angaben gemacht wurden.

Im folgenden werden die wichtigsten Ergebnisse und Trends zusammengefaßt, Vorschläge zur Aufstellung diagnostischer Referenzwerte gemacht, kurz über weiterführende Aktionen im Zusammenhang mit dieser Umfrage berichtet und ein Ausblick zur künftigen Entwicklung der CT-bedingten Strahlenexposition gegeben.

### Ergebnisse und Trends

Die Zusammenfassung der wichtigsten Fakten in Anlehnung an die in der Einleitung genannten Fragestellungen lautet:

- Die durchschnittliche Effektivdosis pro Untersuchung beträgt rund 8 mSv; sie variiert zwischen 1,2 mSv für Untersuchungen in der Region Gesichtschädel / NNH und 24,7 mSv für eine Staginguntersuchung über den gesamten Rumpfbereich.
  - Die Unterschiede der Dosiswerte von Anwender zu Anwender für einund dieselbe Untersuchung können im Einzelfall sehr hoch sein (bis Faktor 60); die Mehrheit der Ergebnisse bewegt sich jedoch jeweils innerhalb einer Bandbreite von Faktor 2 (1. bis 3. Quartile).
  - Geräteseitig erweist sich die Verbreitung der Spiral-CT-Technik als der mit Abstand größte Einflußfaktor auf die Höhe der integralen Strahlenexposition (Arbeiten mit erhöhtem Pitch [Dosisminderung], Vergrößerung des Untersuchungsvolumens und Erhöhung der Anzahl der Serien [Dosiserhöhung]); dagegen
- spielt die allmähliche Zunahme der mit einem Festkörperdetektor ausgestatteten Geräte nur eine untergeordnete Rolle.
- Vom Gerätealter her stellen unter Dosisaspekten weniger die sehr alten, sondern vielmehr die Generation der etwa 7 bis 10 Jahre alten Geräte das Hauptproblem dar. Grund hierfür ist das gesteigerte Leistungsvermögen dieser Geräte in Verbindung mit der fehlenden Spiralfähigkeit. Die integrale Strahlenexposition bei Untersuchungen mit diesen Geräte ist rund doppelt so hoch wie bei spiralfähigen Geräten neueren Datums.
  - Die Gerätemarke hat auf die anwendungsbedingte Höhe der Dosis so gut wie keinen Einfluß, wohl aber der jeweilige Gerätetyp, im Wesentlichen aus den vorstehend genannten Gründen.
  - Zwischen dem ambulanten und dem stationären Anwenderbereich gibt es in der durchschnittlichen Höhe der Dosis pro Untersuchung keine erkennbaren Unterschiede. Im universitären Bereich liegt die Dosis dagegen im Mittel um rund 20% niedriger, in erster

Linie bedingt durch das Vorherrschen eines bestimmten Gerätetyps mit den ihm eigenen technischen Merkmalen und Anwendungsempfehlungen.

- Den bisher existierenden Empfehlungen und Regelungen zur Dosisbegrenzung wird nur bedingt Rechnung getragen. Hauptgrund ist deren Formulierung auf Basis der Achsendosis frei Luft, durch die rund zwei Drittel aller Anwender wegen der Charakteristik ihrer Geräte, auf die diese Meßgröße keine Rücksicht nimmt, in mehr oder weniger starkem Maße benachteiligt werden. Die fehlende Differenzierung nach Dosisbedarf der einzelnen Fragestellungen erweist sich als zusätzliches Akzeptanzhindernis.
- Formuliert man diese Empfehlung dagegen auf Basis des gewichteten CTDI und legt dabei die gerätetechnischen Gegebenheiten zum Zeitpunkt ihrer Festlegung (1992) zugrunde, ergibt sich hinsichtlich der Einhaltung der empfohlenen Werte ein wesentlich positiveres Bild. Lediglich in den dosisbedürftigen Untersuchungsregionen Hirnschädel und Wirbelsäule (Bandscheibe) wird auch diese modifizierte Empfehlung mehrheitlich nicht befolgt.
- Der Vergleich mit der gut 10 Jahre alten britischen Erhebung des NRPB zeigt, dass die heutigen Dosiswerte wesentlich höher liegen, bedingt durch das gestiegene Leistungsvermögen der Röntgenstrahler. In Kombination mit kürzeren Rotationszeiten werden dadurch größere Untersuchungsregionen oder Mehrphasenuntersuchungen ermöglicht. Gegenüber der im Zeitraum 1990 – 92 vorgenommenen Abschätzung

des BfS für die BRD ist dagegen ein Rückgang der mittleren Dosis pro Untersuchung um rund 30% zu verzeichnen, im wesentlichen ermöglicht durch die Verbreitung der Spiral-CT-Technik mit der Option zum dosissparenden Arbeiten bei erhöhtem Pitch.

- Obwohl die Zahl der pro Gerät durchgeführten jährlichen Untersuchungen zurückgegangen ist, hat die Häufigkeit der jährlichen Untersuchungen pro Kopf der Bevölkerung zugenommen, bedingt durch die Erweiterung des CT-Anwendungsspektrums und eine annähernde Verdopplung des Gerätebestands. Mit rund 90 CT-Untersuchungen pro 1000 Einwohner liegt die BRD deutlich über dem Durchschnitt der westlichen Welt (UNSCEAR Level I-Staaten), dem nach dem jüngsten UNSCEAR-Bericht eine Rate von 57 pro 1000 entspricht (UNSCEAR00). Gegenüber der Abschätzung des BfS von 1990 – 92 bedeutet dies eine Zunahme um gut 60%.
- Da die Zunahme der Untersuchungsfrequenz stärker ausfällt als der Rückgang der mittleren Dosis pro Untersuchung, ist eine gewisse Erhöhung des CT-Anteils an der kollektiven effektiven Dosis zu verzeichnen. Diese beläuft sich nunmehr auf rund 40% unter der Voraussetzung, dass die Dosisbeiträge aller anderen diagnostischen Verfahren mit ionisierender Strahlung in der Zwischenzeit nahezu unverändert geblieben sind, und entspricht ziemlich genau dem im UNSCEAR-Bericht genannten Wert für Länder mit dem am höchsten entwickelten Gesundheitssystem.

## Vorschläge zur Aufstellung diagnostischer Referenzwerte

Entsprechend den Vorgaben der Euratom-Patientenrichtlinie (CEC97) wurden die Werte der 3. Quartile dieser Umfrage für die einzelnen Standard-Untersuchungsregionen in den beiden Dosisgrößen gewichteter CTDI ( $CTDI_w$ ) und Dosislängenprodukt ( $DLP_w$ ) ermittelt und in Tab. 7.1 zusammengestellt. Die Angaben für das Dosislängenprodukt gelten pro Scanserie; von den für die integrale Strahlenexposition maßgeblichen Faktoren werden dabei der Pitchfaktor und die Scanlänge, nicht aber die Anzahl der Scanserien pro Untersuchung berücksichtigt. Nach unserem Dafürhalten sollte sich die Festlegung des integralen Dosisreferenzwerts auf die vorwiegend physikalischen Einflußgrößen beschränken, wohingegen ein eindeutig untersuchungsbezogener Parameter wie die Anzahl der Scanserien Gegenstand der ärztlichen Leitlinien sein muss.

Diese Werte, die jeweils von 75% der Teilnehmer dieser Umfrage eingehalten werden, stellen lediglich den Sta-

tus quo dar und liegen damit mehr oder weniger über dem Optimum, das unter diagnostischen Gesichtspunkten möglich ist. Da die Ermittlung solcher Werte derzeit noch im Gange ist und die erforderliche Konsensfindung frühestens in 1 bis 2 Jahren abgeschlossen sein dürfte, empfehlen wir eine Orientierung an den Werten der 1. Quartile. Diese Werte, die jeweils von immerhin 25% der Teilnehmer dieser Umfrage eingehalten werden, sind in Tab. 7.1 mit aufgeführt. Abb. 7.1 verdeutlicht in graphischer Form, wie hoch für die einzelnen Untersuchungsregionen der Faktor ist, um den sich die Werte der 3. und der 1. Quartile unterscheiden; dieser Faktor liegt im Mittel bei 1,7 für die lokale Dosis ( $CTDI_w$ ) und bei 2 für die integrale Strahlenexposition ( $DLP_w$ ).

Unser Vorschlag lautet daher, anstelle eines einzigen Referenzwerts pro Untersuchungsregion das Wertepaar, bestehend aus den Werten der 3. und der 1. Quartile, in

**Tab. 7.1**

Werte der 3. und 1. Quartile dieser Umfrage als Vorschläge zur Verwendung als Dosisreferenzwerte im Sinne der Euratom-Patientenrichtlinie (CEC97) und als vorläufige Optimalwerte (zur Orientierung).

Untersuchungsregion	CTDI <sub>w</sub> (mGy) (pro Schicht)		DLP <sub>w</sub> (mGy-cm) (pro Scanserie)	
	1. Qrt.	3. Qrt.	1. Qrt.	3. Qrt.
Hirnschädel	45	66	520	780
Gesichtsschädel / NNH	25	56	190	570
Gesichtsschädel + Hals	26	46	350	740
Thorax	13	22	250	540
Abdomen + Becken	15	24	490	940
Becken	18	28	300	600
Leber / Niere	15	25	210	410
T-Staging / Follow-Up	14	22	670	1300
Aorta thorakal	13	22	230	450
Aorta abdominal	14	22	250	510
Pulmonalgefäße	13	20	140	260
Beckenskelett	19	38	330	790
HWS	48	80	180	320
LWS	30	47	170	280

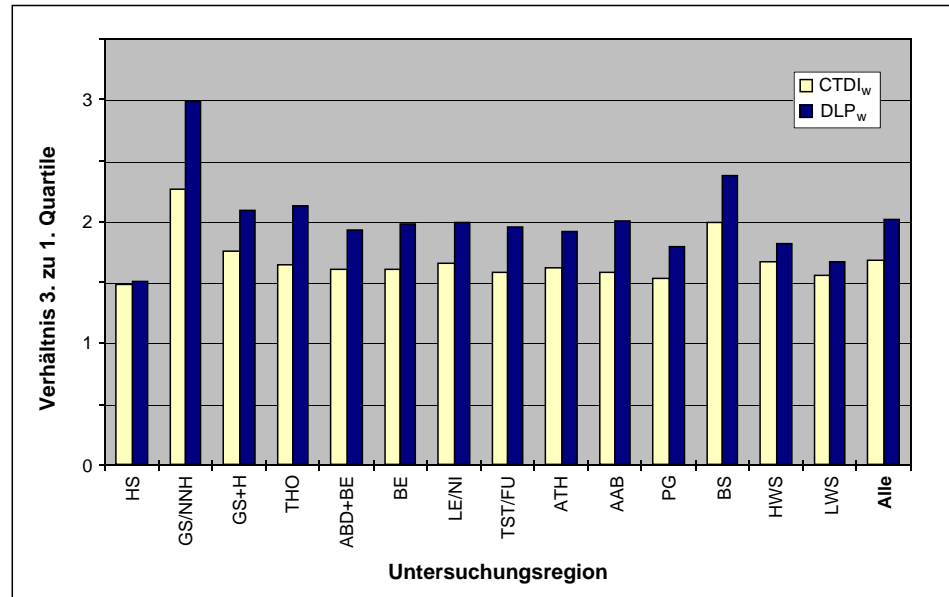
die noch zu erstellende Richtlinie zu den diagnostischen Referenzwerten aufzunehmen. Damit wird einem Vorschlag gefolgt, der auf den bisherigen Fachgesprächen beim BfS zur Aufstellung diagnostischer Referenzwerte mehrfach geäußert worden ist. Dabei sollte die Einhal-

tung des oberen Werts (3. Quartile) als Mußbestimmung, die des unteren Werts (1. Quartile) als vorläufig anzustrebendes Optimum zum Ausdruck gebracht werden.

Bei genauerem Hinsehen erweisen sich selbst die Werte der 1. Quartile bei etlichen Untersuchungsarten noch keineswegs als das absolute Optimum. Insbesondere im Falle der integralen Strahlenexposition (DLP<sub>w</sub>) zeigt es sich, dass diese Werte mit zeitgemäßer Gerätetechnik (Spiral-CT, Festkörperdetektor), konsequenter Verwendung eines Pitchfaktors von 1,5 bei allen für Spiral-CT geeigneten Fragestellungen und konsequenter Begrenzung der Scanlänge auf das von der Fragestellung geforderte Maß relativ leicht einzuhalten sind. Letzteres gilt insbesondere für die Untersuchung des gesamten Abdomens incl. Becken, die eher die Ausnahme als die Regel sein sollte, und für die Wirbelsäulenuntersuchungen, die sich nur auf die fraglichen Segmente beschränken sollten, anstatt den gesamten WS-Abschnitt zu scannen. Außerdem ist offensichtlich, dass – wie im klinischen Kapitel von (Nagel99) ausgeführt – in allen Untersuchungsregionen mit hohem inhärenten Objektcontrast (Lunge, Skelett, Becken, CTA) auch die lokale Dosis (CTDI<sub>w</sub>) deutlich reduziert werden kann.

**Abb. 7.1**

Verhältnis der Werte der 3. und 1. Quartile dieser Umfrage für die einzelnen Standard-CT-Untersuchungen; 50% aller Teilnehmer arbeiten innerhalb dieser Bandbreite.



## Feedback und Benchmarking

Nach erfolgter Auswertung der Erhebung wurden Anfang 2001 sämtlichen Teilnehmern der Umfrage ihre individuellen Dosiswerte mitgeteilt. Die Mitteilung erfolgte in Form von Absolut- und Relativwerten, wobei sich die Relativwerte auf den jeweiligen Mittelwert aller Teilnehmer für die betreffende Untersuchungsregion und Dosisgröße beziehen. Weitere Informationen zur Feedbackaktion mit einer exemplarischen Darstellung der Form, in der die Mitteilung erfolgte, sind in Anhang E zusammengestellt.

Zweck dieser Aktion war es – neben der Information der Anwender – eine Änderung der bisherigen Arbeitsweise in Richtung verringerter Dosis zu initiieren. Die dabei nahegelegte Orientierung an der Arbeitsweise der Mehrzahl aller CT-Anwender dürfte diesen ersten Schritt ganz wesentlich erleichtern, zumal damit Befürchtungen vor möglichen Risiken bei der Diagnosefindung, die bei allen Maßnahmen zur Dosisreduktion mitschwingen, gegenstandslos werden. Zusätzlich werden – neben den absoluten und relativen Dosiswerten – ergänzende Hinweise zu einzelnen Untersuchungsparametern bereitgestellt. Mit Hilfe dieser Hinweise lassen sich diejenigen Scanparameter, die signifikant vom allgemein üblichen Standard abweichen, auf einfache Weise identifizieren und korrigieren.

Allen Anwendern, die bislang mit überdurchschnittlichen Dosisereinstellungen arbeiten, sei ohnehin empfohlen, den erforderlichen Anpassungs- und Optimierungsprozeß nicht auf einmal, sondern vielmehr in mehreren kleineren Schritten vorzunehmen. Vorteil dieses Verfahrens ist die allmähliche Gewöhnung an zwar etwas stärker verrauschte, doch immer noch hinreichend sicher diagnostizierbare CT-Bilder. Bei einem zu großen, einmaligen Schritt besteht dagegen die Gefahr möglicher Fehldiagnosen oder mangelnder Akzeptanz.

Aus den Rechenverfahren, die zur Auswertung der Umfragedaten und zur Bereitstellung der Feedbackdaten von uns erstellt worden sind, ist von zwei Verfassern ein eigenständiges Programm („CT-EXPO“) zur Berechnung von CT-Dosiswerten entwickelt worden. Neben der Dosisberechnung einzelner Untersuchungen (erstmalig auch für Kinder und Säuglinge) ist in diesem Zusammenhang speziell das mit „Benchmarking“ bezeichnete Programm-Modul von Interesse. Hiermit wird jeder Anwender in die Lage versetzt, seinen Katalog an Standard-CT-Untersuchungen mit den Ergebnissen dieser Studie (und in Zukunft mit ggf. modifizierten Richtwerten) in Eigenregie zu vergleichen.

## Ausblick

Die zukünftige Entwicklung der CT-bedingten Strahlenexposition wird aller Voraussicht nach von vier Faktoren bestimmt:

- Dem sukzessiven Ersatz älterer, nicht spiralfähiger Geräte durch moderne Spiralscanner, die in zunehmender Zahl mit Festkörperdetektoren ausgestattet sind. Hierdurch werden sich die Voraussetzung zum dosissparenden Arbeiten in der CT in absehbarer Zeit deutlich verbessern.
- Hinzu kommen weitere technische Maßnahmen wie die Ausstattung mit „Belichtungsautomaten“, Verfahren zur Anpassung des Röhrenstroms an den Körperquerschnitt („Röhrenstrom-Modulation“) und der Möglichkeit zur Multiplanaren Volumenrekonstruktion („intelligente“ Schichtaddition), die erst in jüngster Zeit und bisher nur vereinzelt in die Gerätetechnik Einlaß gefunden haben. Von der Industrie sind bereits die ersten vielversprechenden Ansätze dazu unternommen worden, eine automatische Dosisregelung für CT-Geräte zu entwickeln (vergleichbar mit der Belichtungsautomatik bei konventionellen Röntgenaufnahmen) und zur Serienreife zu bringen. Damit könnte zum einen die Patientenkonstitution (Größe, Gewicht, u.ä.) automatisch berücksichtigt werden, zum anderen aber auch die Dosis in Abhängigkeit von der jeweiligen Fragestellung eingehalten werden. Das mit ihnen verbundene Dosisreduktionspotential wird jedoch erst mittel- und langfristig die Höhe der kollektiven Dosis beeinflussen können.
- Den im Rahmen der „Konzertierten Aktion Dosisreduktion CT“ bislang ergriffenen Maßnahmen. Sie haben die Voraussetzungen zur Dosisreduzierung auf breiter Front geschaffen und werden mit Sicherheit den gewünschten Effekt erzielen. Dies gilt nicht nur für diese Umfrage und die damit verbundenen Folgeaktionen, sondern auch für die bereits erfolgten Maßnahmen zur Verbesserung der Aus- und Weiterbildung (Fachbuch „Strahlenexposition in der Computertomographie“) und die derzeit in Arbeit befindliche Multi-Center-Studie zur Gewinnung konsensfähiger, optimierter Dosisvorgaben. In einer an die Umfrage anschließenden zweiten kleinen Studie wird zur Zeit u.a. der Frage nach der für eine be-

stimmte Fragestellung (Läsion sichtbar oder nicht!) notwendigen Dosis nachgegangen. Eine subjektive Beurteilung der Aufnahmen bestimmter anatomischer Regionen (Abdomen, Thorax, ...) hinsichtlich Schärfe, Kontrast und Rauscheindruck soll zudem einen Eindruck vermitteln, welche Bildgüte für eine definierte diagnostische Aussage noch akzeptiert werden kann.

- Der Einführung des Mehrschicht-CT. Sie erfolgte etwa zeitgleich mit der Gründung der Konzertierten Aktion und spielte bei dieser Umfrage daher noch keine Rolle. Da diese neue Gerätegeneration sowohl dosissparende als auch dosiserhöhende Merkmale enthält (Nagel99), ist derzeit noch nicht absehbar, welche dieser Faktoren überwiegen werden und welche Auswirkungen dies auf die Dosissituation in der

CT haben wird. Ein besonderes Problem dieser Technik ist, dass aus Gründen der Bedienungsvereinfachung die erforderliche Transparenz der dosisbestimmenden Expositionsparameter in der CT, die mit den bisher von uns vorgenommenen Maßnahmen deutlich verbessert werden konnte, wieder verlorenzugehen droht.

Insgesamt spricht vieles dafür, dass es gelingen wird, den Anteil der CT an der medizinisch bedingten Kollektivdosis trotz Ausweitung des Anwendungsspektrums zu senken – gäbe es nicht die durch die jüngste Entwicklung der Mehrschicht-CT-Technik verursachte Ungewißheit. Verbindliche Aussagen hierzu wird erst eine weitere Umfrage liefern können.

## Danksagung

Allen Teilnehmern der Umfrage sowie den im ZVEI vertretenen CT-Firmen, mit deren finanzieller Unterstützung die Durchführung dieser Studie ermöglicht wurde, sei an dieser Stelle ausdrücklich gedankt.





# Anhänge

## Anhang A: Anschreiben und Fragebogenformulare

### Medizinische Hochschule Hannover

Prof. Dr. med. M. Galanski  
DIAGNOSTISCHE RADIOLOGIE I

Prof. Dr. med. M. Galanski Diagnostische Radiologie I MHH D-30623 Hannover

Hannover, den 05.05.99

Sehr geehrte(r) Frau / Herr

Die neue Patientenrichtlinie der EU, die bis Mai 2000 in nationales Recht umgesetzt werden muß, fordert die Ermittlung von Referenzwerten (Dosisrichtwerten) bei der Anwendung von ionisierender Strahlung am Menschen. Eine gemeinsame Gruppe der Strahlenschutzkommission, der BÄK, der DRG und des ZVEI widmet sich dieser Aufgabe mit dem Ziel der Minimierung der Patientenexposition insbesondere in der Computertomographie, die zahlenmäßig zwar nur etwa 5% der Röntgenuntersuchungen ausmacht, aber mit mehr als 1/3 an der medizinischen Strahlenexposition beteiligt ist.

Ein erster Schritt bei den Bemühungen um die Ermittlung von Referenzdosen ist die Erhebung derzeit üblicher Effektivdosen bei Standarduntersuchungen mittels dieser Umfrage unter der Federführung der DRG.

In diesem Zusammenhang und im Auftrag der DRG möchte ich Sie oder einen Ihrer Mitarbeiter um die Beantwortung des beiliegenden Fragebogens bitten, der in zwei Modifikationen vorliegt. Je nach Untersuchungsgepflogenheiten können Sie entweder den mehr globalen oder den differenzierteren Fragebogen ausfüllen und bei den Grenzen des Scanvolumens Abweichungen von den Vorgaben vermerken.

**In jedem Fall sind genaue Angaben erforderlich, um ein repräsentatives Ergebnis zu bekommen.**

**Bei mehreren Geräten für jeden Scanner einen eigenen Bogen ausfüllen, wenn sich die technischen Parameter / Untersuchungsprotokolle unterscheiden.**

**Bei Praxisgemeinschaften die Angaben nach interner Absprache nur einfach erstellen.**

Bei Unklarheiten scheuen Sie bitte nicht die Kontaktaufnahme. Teilen Sie bitte auch ihre Rufnummer mit, damit wir bei Unklarheiten auf unserer Seite Rücksprache mit Ihnen nehmen können.

Für eine möglichst baldige Rücksendung des Fragebogens und für Ihre Mühe danke ich Ihnen auch im Namen der DRG im voraus.

Mit freundlichen Grüßen



Prof. Dr. M. Galanski  
Vorsitzender Ausschuß  
Qualitätssicherung der DRG

ABTEILUNG DIAGNOSTISCHE RADIOLOGIE I  
MEDIZINISCHE HOCHSCHULE HANNOVER  
D - 30623 HANNOVER

TEL: 0511 / 532-3421  
FAX: 0511 / 532-3885  
e-mail: galanski.m@mh-hannover.de

#### Abb. A.1

Anschreiben für die Umfrage zur Erfassung der CT-Expositionspraxis.

<b>Institut</b>	<b>CT-Gerät Hersteller</b>	<b>Typ</b>	<b>Baujahr</b>	<b>ca. CT-Unters./Jahr</b> insgesamt: %Anteil CCT: %Anteil Thorax: %Anteil Abd.: %Anteil Skelett:
<b>Ansprechpartner für Rückfragen?</b> <b>Telefon od. e-mail</b>				

Untersuchungsregion	Scanvolumen obere Grenze	Scanvolumen untere Grenze	Länge	kV	mA	Rotationszeit	Scanparameter Schichtdicke Tischvorschub	Filterkern =Recon-Algor.	Anzahl Serien*
Hirnschädel	Vertex	Schädelbasis							
Gesichtsschädel / NNH	Stirnhöhle	Keilbeinhöhle							
Gesichtsschädel + Hals	Sella	SD-Unterrand							
Thorax	C7/D1	Sinus							
Abdomen u. Becken	Zwerchfellkuppe	Symphyse							
Becken	unt. Nierenpol	Symphyse							
Leber / Niere	Zwerchfellkuppe	unt. Nierenpol							
T-Staging / Follow-up	C7/D1	Symphyse							
Aorta thorakal	Clavicula	Zwerchfell							
Aorta abdominal	Zwerchfell	Hüftgelenk							
Pulmonalgefäße	Clavicula	Zwerchfellkuppe							
Beckenskelett	Beckenkamm	Sitzbeinhöcker							
WS / Segment									

Anleitung zum Ausfüllen des Fragebogens (3. Anschreiben)  
 • die Angaben sollen sich auf Standarduntersuchungen beziehen  
 • bei mehreren Geräten für jeden Scanner einen eigenen Bogen

\* Zahl der Scanserien (z.B. nativ + KM = 2 Serien), nicht der Schnittbilder

**Abb. A.2**

Fragebogenformular für die Erfassung der Umfragedaten zur CT-Expositionspraxis (globale Ausführung).

<b>Institut</b>	<b>CT-Gerät Hersteller</b>	<b>Typ</b>	<b>Baujahr</b>	<b>ca. CT-Unters./Jahr</b> insgesamt: %Anteil CCT: %Anteil Thorax: %Anteil Abd.: %Anteil Skelett:
<b>Ansprechpartner für Rückfragen?</b> <b>Telefon od. e-mail</b>				

Untersuchungsregion	kV	mA	Rotationszeit	Schichtdicke	Pitch	Filterkern =Rekon-Algor.	Scanbereich = obere / untere Grenze nach Topogramm	Zahl der Serien*
Hirnschädel								
Gesichtsschädel								
Hals/Halsorgane								
Thorax								
Abdomen/Retroperitonealr.								
Oberbauch								
Becken								
WS/Beckenskelett								
sonstige Standardprotokolle								

Anleitung zum Ausfüllen des Fragebogens (3. Anschreiben)  
 • die Angaben sollen sich auf Standarduntersuchungen beziehen  
 • bei mehreren Geräten für jeden Scanner einen eigenen Bogen

\* Zahl der Scanserien (z.B. nativ + KM = 2 Serien), nicht der Schnittbilder

**Abb. A.3**

Fragebogenformular für die Erfassung der Unfragedaten zur CT-Expositionspraxis (differenzierte Ausführung).

## Anhang B: Untersuchungs-Eckdaten

### Tab. B.1

Standard-CT-Untersuchungen mit den zugehörigen anatomischen Grenzen, Scanlängen und mittleren Konversionsfaktoren, basierend auf den mathematischen Phantomen ‚ADAM‘ und ‚EVA‘ (Zankl91).

Region		Anatomische Grenzen		Scanbereich				Länge		f <sub>mittel</sub>	
Name	Abk.	kranial	kaudal	(m.)		(w.)		(cm)		(mSv/mGy-cm)	
				von	bis	von	bis	(m.)	(w.)	(m.)	(w.)
Hirnschädel	HS	Vertex	Schädelbasis	94	82	89	77	12	12	0,0022	0,0024
Gesichtsschädel / NNH	GS/NNH	Stirnhöhlenoberrand	Kauebene	89	78	85	74	11	11	0,0022	0,0024
Gesichtsschädel + Hals	GS+H	Stirnhöhlenoberrand	SD-Unterrand	88	70	84	66	18	18	0,0029	0,0035
Thorax	THO	HWK7 / BWK1	Sinus	69	41	65	39	28	26	0,0068	0,0088
Abdomen + Becken	ABD+BE	Zwerchfellkuppe	Symphyse	43	0	41	0	43	41	0,0072	0,0104
Becken	BE	Unterer Nierenpol	Symphyse	25	0	23	0	25	23	0,0062	0,0112
Leber / Niere	LE/NI	Zwerchfellkuppe	Unterer Nierenpol	43	25	41	23	18	18	0,0085	0,0096
T-Staging / Follow-Up	TST/FU	HWK7 / BWK1	Symphyse	68	0	64	0	68	64	0,0070	0,0098
Aorta thorakal	ATH	BWK1	BWK12	67	40	63	38	27	25	0,0071	0,0092
Aorta abdominal	AAB	BWK12	Sacrumende	41	12	39	12	29	27	0,0070	0,0110
Pulmonalgefäße	PG	BWK2/3	BWK10	65	48	61	46	17	15	0,0073	0,0096
Beckenskelett	BS	Beckenkamm	Sitzbeinhöcker	23	0	21	0	23	21	0,0065	0,0116
HWS (2 Segmente)	HWS	HWK5	HWK7	73	69	69	65	4	4	0,0075	0,0085
LWS (2 Segmente)	LWS	LWK4/5	LWK5/S1	30	24	28	22	6	6	0,0055	0,0071

## Anhang C: Geräte-Eckdaten

**Tab. C.1**

Dosisbestimmende Geräte-Eckdaten zur Dosisberechnung für die in dieser Umfrage erfaßten Gerätemodelle, basierend auf den Datentabellen in (Nagel99).

Hersteller	Gerät	Typ - Klasse	Kopf- / Halsbereich			Rumpfbereich			U <sub>ref</sub> (kV)
			$n_{CTDI_{w,H}}$ (mGy/mAs)	P <sub>H</sub>	k <sub>CT</sub>	$n_{CTDI_{w,B}}$ (mGy/mAs)	P <sub>B</sub>	k <sub>CT</sub>	
Elscint	Elite / Elect	I I	0,137	0,76	0,90	0,073	0,40	0,80	120
Elscint	SeleCT	I I I	0,185	0,59	0,80	0,081	0,26	0,65	120
Elscint	HeliCAT	I I	0,130	0,73	0,90	0,063	0,35	0,80	120
Elscint	CT-Twin	I I	0,130	0,73	0,90	0,063	0,35	0,80	120
General Electric	Pace	I V	0,232	0,56	0,70	0,109	0,26	0,50	120
General Electric	Sytec	I V	0,232	0,56	0,70	0,109	0,26	0,50	120
General Electric	9800	I V	0,122	0,61	0,70	0,054	0,27	0,50	120
General Electric	ProSpeed	I V	0,217	0,62	0,70	0,092	0,26	0,50	120
General Electric	HiLight Advantage	I V	0,122	0,61	0,70	0,054	0,27	0,50	120
General Electric	HiSpeed, CT/i	I V	0,122	0,61	0,70	0,054	0,27	0,50	120
General Electric	FX/i, LX/i, DX/i	I V	0,190	0,57	0,70	0,085	0,25	0,50	120
Philips	Tomoscan X-Serie	I I	0,150	0,75	0,90	0,080	0,40	0,80	120
Philips	Tomoscan SR-Serie	I I	0,150	0,75	0,90	0,080	0,40	0,80	120
Philips	Tomoscan AV-Serie	I I	0,150	0,75	0,90	0,080	0,40	0,80	120
Philips	Tomoscan M/EG	I I I / I I	0,360	0,72	0,80	0,250	0,50	0,80	120
Picker	IQ-Serie	V / I V	0,168	0,44	0,60	0,112	0,29	0,50	130
Picker	PQ-Serie	V / I V	0,168	0,44	0,60	0,112	0,29	0,50	130
Siemens	Somatom 2	I	0,097	1,03	1,00	0,071	0,75	1,00	125
Siemens	Somatom DR1/2/3	I	0,097	1,03	1,00	0,071	0,75	1,00	125
Siemens	Somatom CR	I	0,119	0,98	1,00	0,087	0,71	1,00	125
Siemens	Somatom DRH	I	0,119	0,98	1,00	0,087	0,71	1,00	125
Siemens	Somatom DRG	0	0,102	1,19	1,10	0,074	0,87	1,25	125
Siemens	Somatom HiQ	I	0,165	0,89	1,00	0,094	0,50	1,00	133
Siemens	Somatom AR-Serie	I I	0,266	0,77	0,90	0,144	0,42	0,80	130
Siemens	Somatom Plus/-S/Classic	I	0,096	0,82	1,00	0,057	0,49	1,00	120
Siemens	Somatom Plus 4/-Power	I	0,127	0,72	1,00	0,083	0,47	1,00	120
Siemens	Somatom Plus 4 Expert	I	0,146	0,82	1,00	0,083	0,47	1,00	120
Siemens	Somatom Plus 4 VZ	I	0,153	0,75	1,00	0,078	0,38	1,00	120
Shimadzu	SCT 4500T	I	0,109	0,64	1,00	0,069	0,41	1,00	120
Shimadzu	SCT 4800T	I I	0,135	0,61	0,90	0,082	0,37	0,80	120
Shimadzu	SCT 5000T	I I	0,140	0,59	0,90	0,094	0,40	0,80	120
Shimadzu	SCT 6800T	I I	0,193	0,74	0,90	0,110	0,42	0,80	120
Shimadzu	SCT 7000T	I I	0,191	0,68	0,90	0,112	0,40	0,80	120
Shimadzu	SCT 7000TS	I I	0,176	0,63	0,90	0,103	0,37	0,80	120
Toshiba	TCT 600	I I I	0,159	0,71	0,80	0,059	0,32	0,65	120
Toshiba	XPeed	I I	0,199	0,87	0,90	0,088	0,38	0,80	120
Toshiba	XPress	I I	0,199	0,87	0,90	0,088	0,38	0,80	120
Toshiba	XVision	I I	0,199	0,87	0,90	0,088	0,38	0,80	120
Toshiba	Auklet	I I	0,199	0,87	0,90	0,088	0,38	0,80	120
Toshiba	Asteion	I I	0,156	0,78	0,90	0,080	0,40	0,80	120

## Anhang D: Dosisdaten der einzelnen Standard-CT-Untersuchungen

In den folgenden Tabellen D.1 bis D.15 sind die Zahlenwerte der in der Umfrage erfaßten Untersuchungsparameter und die daraus resultierenden Dosiswerte dargestellt. Tabelle D.1 zeigt zunächst die Mittelwerte und die Werte der 3. Quartile sowie eine Legende mit den verwendeten Abkürzungen im Überblick. In den Tabellen D.2 bis D.15 sind die Daten für die einzelnen Standard-CT-Untersuchungen zu finden. Dabei werden - neben

den interessierenden statistischen Größen für die Gesamtheit aller Teilnehmer - auch die nach Anwenderbereich, Gerätealter und Detektortyp aufgegliederten Mittelwerte der betreffenden Größen präsentiert. Bei allen Angaben handelt es sich um typische Werte für Standard-Patienten, die - bis auf die Anzahl der Serien - jeweils pro Schicht bzw. Scanserie (Dosislängenprodukt und effektive Dosis) gelten.

**Tab. D.1**

Untersuchungsparameter und Dosisdaten der einzelnen Standard-CT-Untersuchungen im Überblick; oben: Mittelwerte, mitte: Werte der 3. Quartile, unten: Legende.

Untersuchung	Untersuchungsparameter											Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)						
	Region		L (cm)		n	(Mittelwerte)							(Mittelwerte)					
	Annahme (m.)	ist (w.)	U (kV)	I (mA)		t (s)	Q (mAs)	h (mm)	TV (mm)	p	Ser.	CTDI <sub>L</sub> (mGy)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	DLP <sub>w</sub> (mGy·cm)		E (mSv)		
													(m.)	(w.)	(m.)	(w.)		
Hirnschädel	12	12	12	810	127	168	2,2	327	8,4	8,5	1,03	1,45	81	57	676	676	1,8	2,0
Gesichtsschädel / NNH	11	11	9	792	126	132	1,9	239	3,3	3,9	1,26	1,10	57	41	406	406	1,1	1,2
Gesichtsschädel + Hals	18	18	16	770	124	153	1,7	233	4,7	5,8	1,24	1,19	55	38	605	605	2,1	2,6
Thorax	28	26	30	798	127	150	1,4	191	8,4	10,5	1,29	1,22	48	18	432	401	5,8	6,9
Abdomen + Becken	43	41	41	791	124	174	1,5	228	8,9	11,0	1,26	1,65	55	21	769	733	10,9	15,0
Becken	25	23	22	763	126	178	1,6	243	8,3	10,0	1,23	1,31	61	23	502	462	6,1	10,2
Leber / Niere	18	18	22	782	124	177	1,5	233	7,7	9,4	1,27	1,88	56	21	327	327	5,5	6,2
T-Staging / Follow-Up	68	64	62	263	125	180	1,3	210	8,8	11,2	1,29	1,41	51	19	1079	1016	15,0	19,8
Aorta thorakal	27	25	27	349	125	168	1,3	192	7,0	9,2	1,40	1,19	47	18	377	349	5,3	6,4
Aorta abdominal	29	27	33	360	124	181	1,3	207	7,1	9,4	1,41	1,23	50	19	426	396	5,9	8,7
Pulmonalgefäße	17	15	22	312	126	170	1,2	185	5,6	7,4	1,42	1,09	46	17	227	201	3,3	3,8
Beckenskelett	23	21	21	669	128	178	1,9	295	4,9	5,7	1,20	1,02	74	29	613	560	7,9	12,8
HWS	4	4	5	686	130	176	2,3	362	2,9	3,0	1,10	1,02	93	66	257	257	2,3	2,7
LWS	6	6	6	796	131	182	2,4	381	3,3	3,5	1,07	1,02	100	39	230	230	2,5	3,2
<b>Mittelwerte (ungew.)</b>	<b>24</b>	<b>22</b>	<b>23</b>	<b>639</b>	<b>126</b>	<b>169</b>	<b>1,7</b>	<b>252</b>	<b>6,4</b>	<b>7,8</b>	<b>1,2</b>	<b>1,3</b>	<b>62</b>	<b>31</b>	<b>495</b>	<b>473</b>	<b>5,4</b>	<b>7,2</b>

Untersuchung	Untersuchungsparameter											Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)			
	Region		(3. Quartile)							(3. Quartile)					
	U (kV)	I (mA)	t (s)	Q (mAs)	h (mm)	TV (mm)	p	Ser.	CTDI <sub>L</sub> (mGy)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	DLP <sub>w</sub> (mGy·cm)		E (mSv)		
											(m.)	(w.)	(m.)	(w.)	
Hirnschädel	133	206	2,9	400	10,0	10,0	1,00	1,50	94	66	783	783	2,1	2,3	
Gesichtsschädel / NNH	130	172	2,0	320	5,0	5,0	1,50	1,00	74	56	569	569	1,6	1,7	
Gesichtsschädel + Hals	130	200	2,0	300	5,0	7,5	1,50	1,50	68	46	742	742	2,6	3,1	
Thorax	133	200	1,9	238	10,0	12,0	1,50	1,50	56	22	560	520	7,4	8,9	
Abdomen + Becken	130	220	1,9	250	10,0	12,0	1,50	2,00	70	24	963	918	13,2	18,2	
Becken	130	220	2,0	280	10,0	12,0	1,50	1,50	72	28	628	578	7,7	12,8	
Leber / Niere	130	225	1,9	250	10,0	10,0	1,50	2,00	72	25	406	406	6,6	7,5	
T-Staging / Follow-Up	130	225	1,5	250	10,0	12,0	1,50	2,00	61	22	1360	1280	19,0	25,1	
Aorta thorakal	130	206	1,5	225	10,0	10,0	1,60	1,00	56	22	472	437	6,7	8,1	
Aorta abdominal	130	225	1,5	240	10,0	10,0	1,60	1,50	60	22	532	496	7,2	10,6	
Pulmonalgefäße	131	202	1,0	216	8,0	10,0	1,67	1,00	54	20	273	241	4,0	4,6	
Beckenskelett	137	210	2,0	350	5,0	7,5	1,50	1,00	96	38	825	753	10,3	16,6	
HWS	140	206	2,9	440	3,0	3,0	1,00	1,00	115	80	319	319	2,9	3,3	
LWS	140	206	2,9	450	3,0	4,0	1,00	1,00	120	47	283	283	3,1	4,0	
<b>Mittelwerte (ungew.)</b>	<b>132</b>	<b>209</b>	<b>2,0</b>	<b>301</b>	<b>7,8</b>	<b>8,9</b>	<b>1,4</b>	<b>1,4</b>	<b>76</b>	<b>37</b>	<b>623</b>	<b>595</b>	<b>6,7</b>	<b>9,1</b>	

**Legende**

- U = Röhrenspannung (in kV)
- I = Röhrenstrom (in mA)
- t = Abtast- bzw. Rotationszeit (in s)
- Q = Strom-Zeit-Produkt (in mAs)
- h = Schichtdicke (in mm)
- TV = Tischvorschub (in mm)
- p = Pitchfaktor
- L = Scanlänge (in cm)
- n = Anzahl der Rückläufe
- Ser. = Anzahl der Scanserien
- CTDI<sub>L</sub> = Achsendosis frei Luft (in mGy)
- CTDI<sub>w</sub> = gewichteter CTDI (in mGy)
- DLP<sub>w</sub> = Dosislängenprodukt (in mGy·cm)
- E = effektive Dosis (in mSv)
- (m.) = männlicher Standardpatient
- (w.) = weiblicher Standardpatient

Tab. D.2

Untersuchungsparameter und Dosiswerte für Untersuchungsregion Hirnschädel.

Hirnschädel (HS)				Untersuchungsparameter									Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)					
Merkmal	Kriterium	n	Datentyp	U	I	t	Q	h	TV	p	L	Ser.	CTDI <sub>L</sub>	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>		E	
				(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)		(cm)		(mGy)	(mGy)	(mGy·cm)	(mGy·cm)	(mSv)	(mSv)
															(m.)	(w.)	(m.)	(w.)
Alle		810	Mittelwert	127	168	2,2	327	8,4	8,5	1,0	12,3	1,5	80,9	57,1	676	676	1,8	2,0
			Streuung	6%	43%	44%	35%	24%	23%	14%	22%	25%	41%	36%	37%	37%	36%	36%
			Minimum	110	20	0,8	40	2,0	2,0	0,7	4	1,0	20,0	14,4	173	173	0,4	0,5
			Maximum	140	660	9,0	1000	16,0	18,0	2,0	26	3,0	258,1	198,7	2384	2384	6,1	6,7
			1. Quartile	120	121	1,5	250	8,0	8,0	1,0	11,0	1,0	60,0	45,0	521	521	1,4	1,5
		3. Quartile	133	206	2,9	400	10,0	10,0	1,0	13,2	1,5	93,7	66,2	783	783	2,1	2,3	
Bereich	ambulant	313	Mittelwert	126	153	2,3	308	8,7	8,8	1,0	11,9	1,5	83,1	57,1	673	673	1,8	1,9
	stationär	427	Mittelwert	128	175	2,1	338	8,3	8,4	1,0	12,5	1,4	81,5	58,3	693	693	1,9	2,0
	universitär	70	Mittelwert	128	192	1,9	338	7,8	8,0	1,0	12,7	1,4	67,2	50,0	582	582	1,6	1,8
Alter	< 4 Jahre	387	Mittelwert	129	171	1,9	296	8,2	8,3	1,0	12,3	1,5	80,2	56,7	673	673	1,8	2,0
	4 bis 7 Jahre	311	Mittelwert	126	169	2,3	342	8,5	8,7	1,0	12,3	1,5	84,3	57,7	682	682	1,8	2,0
	> 7 Jahre	112	Mittelwert	124	152	2,9	388	8,8	9,0	1,0	12,5	1,4	73,5	56,8	668	668	1,7	1,9
Detektor	Gas	587	Mittelwert	128	162	2,3	335	8,4	8,6	1,0	12,3	1,5	79,0	59,8	706	706	1,9	2,1
	Festkörper	223	Mittelwert	125	183	1,8	304	8,3	8,4	1,0	12,3	1,4	85,9	50,2	596	596	1,6	1,8

Tab. D.3

Untersuchungsparameter und Dosiswerte für Untersuchungsregion Gesichtsschädel / NNH.

Gesichtsschädel / NNH (GS/NNH)				Untersuchungsparameter									Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)					
Merkmal	Kriterium	n	Datentyp	U	I	t	Q	h	TV	p	L	Ser.	CTDI <sub>L</sub>	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>		E	
				(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)		(cm)		(mGy)	(mGy)	(mGy·cm)	(mGy·cm)	(mSv)	(mSv)
															(m.)	(w.)	(m.)	(w.)
Alle		792	Mittelwert	126	132	1,9	239	3,3	3,9	1,3	9,1	1,1	57,4	41,0	406	406	1,1	1,2
			Streuung	7%	50%	53%	60%	40%	36%	35%	34%	24%	60%	57%	69%	69%	67%	67%
			Minimum	90	20	0,6	20	1,0	0,5	0,5	2,0	1,0	5,3	3,4	25	25	0,1	0,1
			Maximum	150	500	9,0	1000	10,0	10,0	4,0	24,0	3,0	223,9	159,0	1749	1749	4,3	4,7
			1. Quartile	120	80	1,0	140	2,0	3,0	1,0	8,0	1,0	33,9	24,7	191	191	0,5	0,6
		3. Quartile	130	172	2,0	320	5,0	5,0	1,5	10,0	1,0	74,2	55,9	569	569	1,6	1,7	
Bereich	ambulant	310	Mittelwert	125	118	2,0	218	3,5	4,2	1,3	9,1	1,1	57,3	40,0	393	393	1,0	1,1
	stationär	407	Mittelwert	127	142	1,9	260	3,3	3,8	1,2	9,0	1,1	60,8	43,7	437	437	1,2	1,3
	universitär	75	Mittelwert	127	139	1,5	209	2,9	3,8	1,4	10,2	1,1	40,0	31,0	289	289	0,8	0,9
Alter	< 4 Jahre	379	Mittelwert	127	127	1,5	188	3,1	3,8	1,3	9,3	1,1	50,2	35,3	336	336	0,9	1,0
	4 bis 7 Jahre	304	Mittelwert	126	139	2,0	261	3,4	4,0	1,2	9,1	1,1	63,0	44,2	443	443	1,2	1,3
	> 7 Jahre	109	Mittelwert	124	132	3,0	354	3,8	4,1	1,2	8,4	1,2	66,9	51,9	543	543	1,4	1,5
Detektor	Gas	574	Mittelwert	127	132	2,1	260	3,3	3,9	1,3	8,9	1,1	59,9	45,4	449	449	1,2	1,3
	Festkörper	218	Mittelwert	124	132	1,4	183	3,4	4,0	1,2	9,7	1,1	50,9	29,5	291	291	0,8	0,9

Tab. D.4

Untersuchungsparameter und Dosiswerte für Untersuchungsregion Gesichtsschädel + Hals.

Gesichtsschädel + Hals (GS+H)				Untersuchungsparameter									Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)					
Merkmal	Kriterium	n	Datentyp	U	I	t	Q	h	TV	p	L	Ser.	CTDI <sub>L</sub>	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>		E	
				(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)		(cm)		(mGy)	(mGy)	(mGy·cm)	(mGy·cm)	(mSv)	(mSv)
															(m.)	(w.)	(m.)	(w.)
Alle		770	Mittelwert	124	153	1,7	233	4,7	5,8	1,2	16,3	1,2	55,3	38,4	605	605	2,1	2,6
			Streuung	7%	43%	54%	51%	28%	32%	25%	31%	30%	55%	51%	62%	62%	59%	59%
			Minimum	100	20	0,6	40	1,0	1,0	0,7	2,0	1,0	9,1	6,6	59	59	0,2	0,3
			Maximum	140	503	7,5	1000	10,0	20,0	4,0	30,0	3,0	268,4	243,1	4376	4376	13,1	15,8
			1. Quartile	120	100	1,0	150	5,0	5,0	1,0	12,6	1,0	37,1	26,3	356	356	1,3	1,5
		3. Quartile	130	200	2,0	300	5,0	7,5	1,5	20,0	1,5	67,7	45,9	742	742	2,6	3,1	
Bereich	ambulant	303	Mittelwert	124	143	1,8	228	4,8	5,6	1,2	15,5	1,2	59,3	40,1	642	642	2,2	2,7
	stationär	397	Mittelwert	125	156	1,7	241	4,8	5,9	1,3	16,2	1,2	55,2	38,7	607	607	2,1	2,6
	universitär	70	Mittelwert	125	178	1,3	212	4,4	5,6	1,3	20,7	1,2	38,8	29,2	433	433	1,6	1,9
Alter	< 4 Jahre	365	Mittelwert	126	149	1,3	185	4,6	6,0	1,3	16,2	1,2	48,1	33,1	478	478	1,7	2,1
	4 bis 7 Jahre	299	Mittelwert	123	156	1,9	257	4,9	5,7	1,2	16,7	1,2	61,9	41,7	681	681	2,4	2,9
	> 7 Jahre	106	Mittelwert	123	157	2,5	331	5,0	5,2	1,1	15,9	1,2	61,4	47,5	829	829	2,8	3,4
Detektor	Gas	557	Mittelwert	125	147	1,8	238	4,8	5,9	1,2	16,1	1,2	52,9	39,5	629	629	2,2	2,6
	Festkörper	213	Mittelwert	123	167	1,4	220	4,5	5,6	1,3	16,7	1,2	61,6	35,5	541	541	2,0	2,4

Tab. D.5

Untersuchungsparameter und Dosiswerte für Untersuchungsregion Thorax.

Thorax (THO)				Untersuchungsparameter								Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)						
Merkmal	Kriterium	n	Datentyp	U	I	t	Q	h	TV	p	L	Ser.	CTDI <sub>L</sub>	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>		E	
				(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)		(cm)		(mGy)	(mGy)	(mGy·cm)	(mGy·cm)	(mSv)	
															(m.)	(w.)	(m.)	(w.)
Alle		798	Mittelwert	127	150	1,4	191	8,4	10,5	1,3	29,8	1,2	47,8	18,4	432	401	5,8	6,9
			Streuung	6%	38%	52%	43%	23%	24%	24%	17%	31%	49%	39%	52%	52%	51%	51%
			Minimum	100	20	0,6	40	2,5	4,0	0,5	15	1,0	10,8	5,5	104	96	1,2	1,5
			Maximum	140	375	5,6	750	12,0	20,0	2,0	53	3,0	251,5	66,0	1831	1700	23,9	28,8
			1. Quartile	120	110	1,0	130	7,0	10,0	1,0	27,0	1,0	33,1	13,4	265	246	3,7	4,4
		3. Quartile	133	200	1,9	238	10,0	12,0	1,5	32,0	1,5	56,3	21,9	560	520	7,4	8,9	
Bereich	ambulant	311	Mittelwert	125	142	1,6	197	8,7	10,5	1,2	29,5	1,2	52,9	19,3	473	439	6,3	7,5
	stationär	417	Mittelwert	127	154	1,4	192	8,3	10,6	1,3	29,7	1,2	46,5	18,3	420	390	5,7	6,8
	universitär	70	Mittelwert	130	160	1,1	165	7,1	9,6	1,4	32,1	1,2	33,1	14,8	318	296	4,4	5,3
Alter	< 4 Jahre	385	Mittelwert	127	154	1,1	165	7,9	10,9	1,4	30,3	1,2	43,8	16,6	343	319	4,7	5,6
	4 bis 7 Jahre	303	Mittelwert	127	147	1,5	198	8,7	10,4	1,2	29,6	1,2	50,9	19,0	474	440	6,3	7,6
	> 7 Jahre	110	Mittelwert	126	144	2,1	267	9,0	9,4	1,1	29,0	1,3	53,5	22,8	622	578	8,2	9,8
Detektor	Gas	578	Mittelwert	128	145	1,5	197	8,5	10,5	1,3	29,6	1,2	47,1	19,3	461	428	6,2	7,5
	Festkörper	220	Mittelwert	125	164	1,1	176	8,0	10,5	1,3	30,5	1,2	49,8	16,0	353	328	4,6	5,6

Tab. D.6

Untersuchungsparameter und Dosiswerte für Untersuchungsregion Abdomen + Becken.

Abdomen + Becken (ABD+BE)				Untersuchungsparameter								Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)						
Merkmal	Kriterium	n	Datentyp	U	I	t	Q	h	TV	p	L	Ser.	CTDI <sub>L</sub>	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>		E	
				(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)		(cm)		(mGy)	(mGy)	(mGy·cm)	(mGy·cm)	(mSv)	
															(m.)	(w.)	(m.)	(w.)
Alle		791	Mittelwert	124	174	1,5	228	8,9	11,0	1,3	40,7	1,6	54,8	20,9	769	733	10,9	15,0
			Streuung	5%	39%	54%	39%	17%	23%	23%	17%	31%	45%	38%	50%	50%	50%	50%
			Minimum	100	20	0,6	40	5,0	5,0	0,6	20	1,0	15,9	7,4	107	102	1,6	2,3
			Maximum	140	495	5,6	750	12,0	20,0	3,0	61	4,0	176,0	66,0	2838	2706	43,0	59,2
			1. Quartile	120	125	1,0	170	8,0	10,0	1,0	37,0	1,0	37,1	15,0	500	476	7,0	9,7
		3. Quartile	130	220	1,9	250	10,0	12,0	1,5	45,0	2,0	70,4	23,9	963	918	13,2	18,2	
Bereich	ambulant	312	Mittelwert	125	158	1,6	225	9,1	11,0	1,2	39,7	1,6	60,0	21,8	822	784	11,5	15,9
	stationär	411	Mittelwert	124	181	1,4	232	8,9	11,2	1,3	41,3	1,7	53,5	20,8	759	724	10,8	14,9
	universitär	68	Mittelwert	123	206	1,2	221	8,1	10,7	1,3	42,0	1,5	38,9	17,1	580	553	8,5	11,7
Alter	< 4 Jahre	377	Mittelwert	123	184	1,2	198	8,6	11,8	1,4	39,6	1,7	49,8	18,5	599	571	8,7	11,9
	4 bis 7 Jahre	305	Mittelwert	125	168	1,6	238	9,2	10,6	1,2	41,5	1,6	59,3	22,2	869	828	12,2	16,8
	> 7 Jahre	109	Mittelwert	125	157	2,2	304	9,5	9,7	1,0	42,2	1,6	59,3	25,3	1078	1027	15,0	20,7
Detektor	Gas	572	Mittelwert	124	173	1,6	239	9,1	11,1	1,2	41,9	1,7	54,1	22,0	826	788	11,8	16,2
	Festkörper	219	Mittelwert	124	178	1,2	200	8,4	10,9	1,3	38,3	1,6	56,5	18,1	618	589	8,6	11,8

Tab. D.7

Untersuchungsparameter und Dosiswerte für Untersuchungsregion Leber / Niere.

Leber / Niere (LE/NI)				Untersuchungsparameter								Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)						
Merkmal	Kriterium	n	Datentyp	U	I	t	Q	h	TV	p	L	Ser.	CTDI <sub>L</sub>	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>		E	
				(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)		(cm)		(mGy)	(mGy)	(mGy·cm)	(mGy·cm)	(mSv)	
															(m.)	(w.)	(m.)	(w.)
Alle		782	Mittelwert	124	177	1,5	233	7,7	9,4	1,3	21,7	1,9	56,0	21,3	327	327	5,5	6,2
			Streuung	5%	39%	53%	42%	28%	28%	24%	25%	27%	47%	39%	52%	52%	51%	51%
			Minimum	100	20	0,6	40	2,0	2,0	0,6	10	1,0	10,7	5,2	45	45	0,8	0,9
			Maximum	140	495	5,6	1015	10,0	20,0	3,0	45	4,0	203,0	81,2	1462	1462	24,9	28,1
			1. Quartile	120	125	1,0	179	5,0	7,5	1,0	20,0	1,5	37,1	15,4	204	204	3,5	3,9
		3. Quartile	130	225	1,9	250	10,0	10,0	1,5	25,0	2,0	72,0	25,3	406	406	6,6	7,5	
Bereich	ambulant	308	Mittelwert	125	161	1,6	226	8,1	9,6	1,2	21,8	1,8	60,2	21,9	347	347	5,7	6,5
	stationär	410	Mittelwert	124	184	1,5	240	7,4	9,3	1,3	21,5	1,9	55,5	21,6	326	326	5,5	6,2
	universitär	64	Mittelwert	123	211	1,1	223	6,9	9,2	1,4	23,1	2,1	39,4	17,4	245	245	4,3	4,8
Alter	< 4 Jahre	375	Mittelwert	123	188	1,2	201	7,1	9,8	1,4	21,8	1,9	50,5	18,8	250	250	4,3	4,8
	4 bis 7 Jahre	300	Mittelwert	125	170	1,6	241	8,2	9,3	1,2	21,4	1,8	60,7	22,6	372	372	6,2	7,0
	> 7 Jahre	107	Mittelwert	125	159	2,3	321	8,3	8,5	1,0	22,3	1,8	62,0	26,7	474	474	7,8	8,8
Detektor	Gas	566	Mittelwert	124	175	1,6	243	7,8	9,5	1,3	21,7	1,9	55,1	22,4	349	349	5,9	6,6
	Festkörper	216	Mittelwert	124	183	1,2	207	7,3	9,3	1,3	21,7	1,9	58,4	18,7	270	270	4,4	5,0



**Tab. D.8**  
*Untersuchungsparameter und Dosiswerte für Untersuchungsregion Becken.*

Becken (BE)				Untersuchungsparameter									Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)					
Merkmal	Kriterium	n	Datentyp	U	I	t	Q	h	TV	p	L	Ser.	CTDI <sub>L</sub>	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>		E	
				(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)		(cm)		(mGy)	(mGy)	(mGy·cm)	(mGy·cm)	(mSv)	
															(m.)	(w.)	(m.)	(w.)
Alle		763	Mittelwert	126	178	1,6	243	8,3	10,0	1,2	22,0	1,3	60,6	23,3	502	462	6,1	10,2
			Streuung	6%	39%	51%	37%	24%	27%	22%	19%	32%	46%	36%	46%	46%	45%	45%
			Minimum	100	20	0,5	40	2,0	2,0	0,5	10	1,0	14,7	6,9	93	86	1,2	2,0
			Maximum	140	500	5,0	750	10,0	20,0	2,0	35	3,0	207,1	56,2	1405	1292	17,3	28,7
			1. Quartile	120	125	1,0	189	7,0	8,0	1,0	20,0	1,0	42,4	17,6	319	293	4,0	6,7
		3. Quartile	130	220	2,0	280	10,0	12,0	1,5	25,0	1,5	72,0	28,2	628	578	7,7	12,8	
Bereich	ambulant	302	Mittelwert	126	160	1,7	237	8,5	9,9	1,2	21,8	1,3	64,7	23,5	529	486	6,4	10,6
	stationär	398	Mittelwert	127	187	1,5	249	8,2	10,1	1,3	22,1	1,3	60,4	23,7	500	460	6,1	10,2
	universitär	63	Mittelwert	125	208	1,2	232	7,6	9,5	1,3	22,1	1,2	42,4	19,0	390	358	4,9	8,2
Alter	< 4 Jahre	367	Mittelwert	127	188	1,2	213	7,8	10,4	1,4	21,8	1,3	56,5	21,4	414	381	5,2	8,6
	4 bis 7 Jahre	292	Mittelwert	126	171	1,7	252	8,5	9,7	1,2	22,0	1,3	65,2	24,3	557	512	6,7	11,2
	> 7 Jahre	104	Mittelwert	125	163	2,3	324	9,0	9,1	1,0	22,5	1,3	62,5	26,8	660	608	7,9	13,2
Detektor	Gas	554	Mittelwert	126	174	1,7	249	8,5	10,0	1,2	22,1	1,3	58,1	23,9	529	487	6,5	10,8
	Festkörper	209	Mittelwert	126	187	1,3	228	7,7	9,9	1,3	21,8	1,3	67,1	21,5	431	397	5,1	8,5

**Tab. D.9**  
*Untersuchungsparameter und Dosiswerte für Untersuchungsregion T-Staging / Follow-Up.*

T-Staging / Follow-Up (TST/FU)				Untersuchungsparameter									Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)					
Merkmal	Kriterium	n	Datentyp	U	I	t	Q	h	TV	p	L	Ser.	CTDI <sub>L</sub>	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>		E	
				(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)		(cm)		(mGy)	(mGy)	(mGy·cm)	(mGy·cm)	(mSv)	
															(m.)	(w.)	(m.)	(w.)
Alle		263	Mittelwert	125	180	1,3	210	8,8	11,2	1,3	62,2	1,4	50,8	19,1	1079	1016	15,0	19,8
			Streuung	5%	34%	51%	37%	18%	24%	21%	19%	45%	46%	36%	50%	50%	48%	48%
			Minimum	120	50	0,8	75	3,0	3,0	0,8	32	1,0	16,9	8,3	320	301	4,6	6,0
			Maximum	150	400	4,5	750	10,0	20,0	2,0	100	4,0	154,5	44,8	3046	2867	42,7	56,4
			1. Quartile	120	150	1,0	152	8,0	10,0	1,0	55,0	1,0	34,7	14,1	698	657	10,1	13,3
		3. Quartile	130	225	1,5	250	10,0	12,0	1,5	70,0	2,0	61,2	22,2	1360	1280	19,0	25,1	
Bereich	ambulant	114	Mittelwert	125	170	1,5	217	9,2	11,2	1,2	62,2	1,5	57,5	20,4	1206	1135	16,5	21,8
	stationär	121	Mittelwert	125	184	1,2	206	8,6	11,3	1,3	62,2	1,3	47,5	18,5	1014	955	14,2	18,7
	universitär	28	Mittelwert	123	202	1,0	200	7,8	10,6	1,4	62,7	1,4	37,3	16,3	844	794	12,1	15,9
Alter	< 4 Jahre	139	Mittelwert	124	188	1,1	192	8,5	11,8	1,4	62,9	1,4	47,2	17,7	908	855	12,8	17,0
	4 bis 7 Jahre	97	Mittelwert	125	173	1,5	215	9,1	10,7	1,2	61,7	1,4	53,7	19,7	1201	1130	16,4	21,7
	> 7 Jahre	27	Mittelwert	125	164	2,0	290	9,3	10,0	1,1	61,2	1,4	58,8	23,8	1524	1434	20,8	27,4
Detektor	Gas	181	Mittelwert	125	176	1,4	214	8,9	11,4	1,3	63,7	1,4	49,3	19,8	1125	1059	15,7	20,8
	Festkörper	82	Mittelwert	124	188	1,1	203	8,5	10,8	1,3	60,0	1,3	54,1	17,5	978	921	13,3	17,6

**Tab. D.10**  
*Untersuchungsparameter und Dosiswerte für Untersuchungsregion Aorta thorakal .*

Aorta thorakal (ATH)				Untersuchungsparameter									Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)					
Merkmal	Kriterium	n	Datentyp	U	I	t	Q	h	TV	p	L	Ser.	CTDI <sub>L</sub>	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>		E	
				(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)		(cm)		(mGy)	(mGy)	(mGy·cm)	(mGy·cm)	(mSv)	
															(m.)	(w.)	(m.)	(w.)
Alle		349	Mittelwert	125	168	1,3	192	7,0	9,2	1,4	27,1	1,2	47,1	17,9	377	349	5,3	6,4
			Streuung	6%	37%	52%	37%	38%	34%	26%	24%	32%	46%	35%	52%	52%	50%	50%
			Minimum	100	30	0,7	50	1,0	1,5	0,6	15	1,0	14,6	5,6	92	86	1,2	1,5
			Maximum	150	500	4,5	750	10,0	20,0	2,5	50	3,0	138,3	44,3	1195	1106	17,2	20,7
			1. Quartile	120	125	1,0	150	5,0	7,5	1,0	23,0	1,0	31,4	13,4	247	228	3,4	4,1
		3. Quartile	130	206	1,5	225	10,0	10,0	1,6	30,0	1,0	56,3	21,6	472	437	6,7	8,1	
Bereich	ambulant	139	Mittelwert	124	156	1,5	200	8,1	10,0	1,3	27,5	1,2	54,3	19,4	436	404	6,1	7,3
	stationär	175	Mittelwert	126	176	1,2	191	6,4	8,8	1,5	26,3	1,2	44,4	17,4	353	327	5,0	6,0
	universitär	35	Mittelwert	125	180	1,0	169	5,5	8,4	1,6	30,1	1,2	32,0	14,2	264	244	3,9	4,6
Alter	< 4 Jahre	193	Mittelwert	125	174	1,1	176	6,1	8,9	1,5	27,2	1,2	44,4	16,9	317	293	4,6	5,5
	4 bis 7 Jahre	123	Mittelwert	125	161	1,5	199	8,0	9,8	1,3	26,9	1,2	49,2	18,4	422	390	5,9	7,0
	> 7 Jahre	33	Mittelwert	126	161	1,9	266	8,2	9,0	1,1	26,8	1,3	54,8	22,3	566	524	7,8	9,4
Detektor	Gas	243	Mittelwert	126	164	1,4	196	7,1	9,5	1,4	27,2	1,2	46,0	18,7	393	364	5,6	6,7
	Festkörper	106	Mittelwert	124	178	1,1	183	6,7	8,7	1,4	26,7	1,1	49,6	16,0	340	315	4,7	5,7

Tab. D.11

Untersuchungsparameter und Dosiswerte für Untersuchungsregion Aorta abdominal.

Aorta abdominal (AAB)				Untersuchungsparameter									Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)					
Merkmal	Kriterium	n	Datentyp	U	I	t	Q	h	TV	p	L	Ser.	CTDI <sub>L</sub>	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>		E	
				(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)		(cm)		(mGy)	(mGy)	(mGy·cm)		(mSv)	
															(m.)	(w.)	(m.)	(w.)
Alle		360	Mittelwert	124	181	1,3	207	7,1	9,4	1,4	33,1	1,2	49,6	18,8	426	396	5,9	8,7
			Streuung	5%	35%	52%	34%	38%	37%	27%	25%	33%	45%	35%	51%	51%	49%	49%
			Minimum	100	40	0,7	80	1,0	1,5	0,6	16	1,0	16,7	8,3	132	123	1,9	2,8
			Maximum	150	350	4,5	750	10,0	20,0	2,5	50	3,0	138,3	44,4	1288	1199	18,2	26,7
			1. Quartile	120	144	1,0	158	5,0	7,5	1,0	26,0	1,0	32,6	13,9	267	248	3,8	5,5
		3. Quartile	130	225	1,5	240	10,0	10,0	1,6	40,0	1,5	60,2	22,0	532	496	7,2	10,6	
Bereich	ambulant	142	Mittelwert	124	165	1,5	209	8,1	10,0	1,3	33,3	1,2	56,1	20,1	488	455	6,7	9,8
	stationär	182	Mittelwert	124	190	1,2	208	6,6	9,2	1,5	32,2	1,3	47,5	18,4	396	369	5,5	8,1
	universitär	36	Mittelwert	124	199	1,0	186	5,5	8,2	1,5	38,1	1,2	34,8	15,5	327	305	4,7	6,9
Alter	< 4 Jahre	203	Mittelwert	123	190	1,1	193	6,2	9,0	1,5	32,5	1,2	47,2	17,8	362	337	5,1	7,5
	4 bis 7 Jahre	125	Mittelwert	124	172	1,5	212	8,2	10,1	1,3	33,1	1,2	52,0	19,3	479	446	6,5	9,6
	> 7 Jahre	32	Mittelwert	125	158	1,9	272	8,5	9,3	1,1	35,7	1,3	55,8	22,6	623	580	8,5	12,4
Detektor	Gas	248	Mittelwert	124	178	1,4	211	7,2	9,7	1,4	33,7	1,3	48,0	19,5	440	409	6,2	9,0
	Festkörper	112	Mittelwert	124	187	1,1	196	6,8	8,8	1,4	32,0	1,1	53,3	17,2	395	368	5,4	7,9

Tab. D.12

Untersuchungsparameter und Dosiswerte für Untersuchungsregion Pulmonalgefäße.

Pulmonalgefäße (PG)				Untersuchungsparameter									Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)					
Merkmal	Kriterium	n	Datentyp	U	I	t	Q	h	TV	p	L	Ser.	CTDI <sub>L</sub>	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>		E	
				(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)		(cm)		(mGy)	(mGy)	(mGy·cm)		(mSv)	
															(m.)	(w.)	(m.)	(w.)
Alle		312	Mittelwert	126	170	1,2	185	5,6	7,4	1,4	22,1	1,1	46,1	17,4	227	201	3,3	3,8
			Streuung	7%	35%	47%	33%	48%	42%	26%	33%	25%	47%	35%	50%	50%	48%	48%
			Minimum	100	50	0,5	55	1,5	1,5	0,4	7	1,0	9,7	4,6	63	56	1,0	1,1
			Maximum	140	500	3,0	500	10,0	20,0	2,5	46	2,0	135,2	39,2	714	630	9,0	10,4
			1. Quartile	120	130	1,0	145	3,0	5,0	1,0	16,0	1,0	30,8	13,2	152	134	2,2	2,5
		3. Quartile	131	202	1,0	216	8,0	10,0	1,7	27,0	1,0	54,1	20,1	273	241	4,0	4,6	
Bereich	ambulant	115	Mittelwert	124	163	1,4	202	7,0	8,6	1,3	24,2	1,1	54,4	19,1	274	242	3,9	4,6
	stationär	164	Mittelwert	127	176	1,1	179	4,9	6,8	1,5	20,8	1,1	43,4	17,0	209	184	3,0	3,5
	universitär	33	Mittelwert	127	169	0,9	155	3,7	5,7	1,6	23,3	1,0	30,9	13,9	158	140	2,4	2,8
Alter	< 4 Jahre	180	Mittelwert	127	177	1,0	176	4,8	7,0	1,5	21,0	1,1	45,5	17,3	204	180	3,0	3,5
	4 bis 7 Jahre	109	Mittelwert	125	161	1,3	188	6,5	7,9	1,3	23,8	1,1	46,7	17,2	249	220	3,5	4,1
	> 7 Jahre	23	Mittelwert	127	161	1,7	237	6,8	7,5	1,2	22,5	1,2	48,1	19,7	311	274	4,5	5,2
Detektor	Gas	210	Mittelwert	127	164	1,3	185	5,5	7,4	1,5	22,7	1,1	43,9	18,0	230	203	3,4	3,9
	Festkörper	102	Mittelwert	125	183	1,0	184	5,7	7,3	1,3	21,2	1,1	50,7	16,2	222	196	3,2	3,7

Tab. D.13

Untersuchungsparameter und Dosiswerte für Untersuchungsregion Beckenskelett.

Beckenskelett (BS)				Untersuchungsparameter									Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)					
Merkmal	Kriterium	n	Datentyp	U	I	t	Q	h	TV	p	L	Ser.	CTDI <sub>L</sub>	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>		E	
				(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)		(cm)		(mGy)	(mGy)	(mGy·cm)		(mSv)	
															(m.)	(w.)	(m.)	(w.)
Alle		669	Mittelwert	128	178	1,9	295	4,9	5,7	1,2	20,9	1,0	74,2	29,2	613	560	7,9	12,8
			Streuung	6%	43%	60%	49%	46%	46%	30%	24%	10%	51%	45%	56%	56%	55%	55%
			Minimum	100	25	0,7	50	1,0	1,5	0,4	8	1,0	12,4	4,7	72	66	1,0	1,6
			Maximum	140	660	9,0	1320	10,0	15,0	5,0	35	2,0	316,8	82,8	2705	2470	30,4	49,4
			1. Quartile	120	125	1,0	200	3,0	3,8	1,0	18,3	1,0	48,9	19,0	348	318	4,5	7,3
		3. Quartile	137	210	2,0	350	5,0	7,5	1,5	25,0	1,0	95,8	37,7	825	753	10,3	16,6	
Bereich	ambulant	250	Mittelwert	128	162	2,0	291	5,2	5,8	1,1	20,9	1,0	79,4	29,7	654	597	8,3	13,4
	stationär	357	Mittelwert	129	186	1,8	301	4,8	5,7	1,2	20,7	1,0	74,0	29,6	607	554	7,9	12,7
	universitär	62	Mittelwert	128	193	1,5	277	4,6	5,8	1,3	23,0	1,0	53,9	24,6	482	440	6,4	10,4
Alter	< 4 Jahre	328	Mittelwert	130	179	1,5	244	4,6	5,9	1,3	21,2	1,0	67,6	26,0	502	458	6,6	10,7
	4 bis 7 Jahre	251	Mittelwert	127	181	2,1	325	5,1	5,6	1,1	20,5	1,0	81,0	31,2	687	627	8,7	14,2
	> 7 Jahre	90	Mittelwert	128	162	2,9	399	5,3	5,4	1,0	20,8	1,0	79,1	35,2	812	741	10,2	16,5
Detektor	Gas	483	Mittelwert	129	176	2,0	309	4,9	5,7	1,2	20,8	1,0	72,3	30,6	646	590	8,4	13,6
	Festkörper	186	Mittelwert	128	183	1,5	258	4,8	5,7	1,2	21,1	1,0	79,0	25,6	527	481	6,5	10,6

Tab. D.14

Untersuchungsparameter und Dosiswerte für Untersuchungsregion HWS.

Halswirbelsäule (HWS)				Untersuchungsparameter								Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)						
Merkmal	Kriterium	n	Datentyp	U	I	t	Q	h	TV	p	L	Ser.	CTDI <sub>L</sub>	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>		E	
				(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)		(cm)		(mGy)	(mGy)	(mGy·cm)		(mSv)	
															(m.)	(w.)	(m.)	(w.)
Alle		686	Mittelwert	130	176	2,3	362	2,9	3,0	1,1	4,8	1,0	92,6	66,4	257	257	2,3	2,7
			Streuung	6%	45%	51%	42%	36%	39%	33%	71%	11%	42%	39%	43%	43%	42%	42%
			Minimum	100	30	0,8	60	1,0	0,7	0,4	1	1,0	16,6	12,1	30	30	0,3	0,4
			Maximum	140	660	9,0	1320	10,0	12,0	3,0	15	2,0	265,1	182,3	706	706	7,2	8,2
			1. Quartile	120	125	1,5	250	2,0	2,0	1,0	3,0	1,0	65,1	48,1	177	177	1,6	1,9
			3. Quartile	140	206	2,9	440	3,0	3,0	1,0	6,0	1,0	114,5	79,8	319	319	2,9	3,3
Bereich	ambulant	256	Mittelwert	129	163	2,5	351	2,8	2,9	1,1	6,3	1,0	98,7	68,7	271	271	2,4	2,8
	stationär	359	Mittelwert	130	183	2,3	379	2,9	3,1	1,1	4,3	1,0	93,3	67,9	260	260	2,4	2,7
	universitär	71	Mittelwert	130	189	1,8	320	2,8	3,2	1,2	4,1	1,0	66,4	51,0	188	188	1,8	2,0
Alter	< 4 Jahre	331	Mittelwert	131	182	1,9	315	2,8	3,1	1,1	4,3	1,0	86,7	62,1	234	234	2,2	2,4
	4 bis 7 Jahre	253	Mittelwert	129	172	2,4	377	3,0	3,1	1,1	5,5	1,0	99,3	69,1	273	273	2,5	2,8
	> 7 Jahre	102	Mittelwert	127	167	3,4	480	2,7	2,8	1,0	4,9	1,0	94,7	74,0	291	291	2,6	2,9
Detektor	Gas	501	Mittelwert	130	171	2,5	375	2,8	3,0	1,1	4,5	1,0	90,1	68,9	266	266	2,4	2,7
	Festkörper	185	Mittelwert	129	191	1,9	328	3,0	3,2	1,1	5,5	1,0	99,3	59,9	233	233	2,2	2,5

Tab. D.15

Untersuchungsparameter und Dosiswerte für Untersuchungsregion LWS.

Lendenwirbelsäule (LWS)				Untersuchungsparameter								Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)						
Merkmal	Kriterium	n	Datentyp	U	I	t	Q	h	TV	p	L	Ser.	CTDI <sub>L</sub>	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>		E	
				(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)		(cm)		(mGy)	(mGy)	(mGy·cm)		(mSv)	
															(m.)	(w.)	(m.)	(w.)
Alle		796	Mittelwert	131	182	2,4	381	3,3	3,5	1,1	6,0	1,0	100,0	39,2	230	230	2,5	3,2
			Streuung	6%	44%	50%	40%	31%	33%	21%	66%	10%	43%	34%	40%	40%	40%	40%
			Minimum	110	30	0,8	60	1,0	1,5	0,4	2	1,0	19,2	9,4	29	29	0,3	0,4
			Maximum	140	660	9,0	1320	10,0	12,0	3,0	15	2,0	268,3	94,1	821	821	9,0	11,7
			1. Quartile	120	130	1,5	300	3,0	3,0	1,0	3,0	1,0	69,5	30,2	170	170	1,8	2,4
			3. Quartile	140	206	2,9	450	3,0	4,0	1,0	8,3	1,0	120,0	47,0	283	283	3,1	4,0
Bereich	ambulant	306	Mittelwert	130	172	2,6	381	3,4	3,4	1,0	7,3	1,0	108,6	40,3	245	245	2,6	3,4
	stationär	413	Mittelwert	131	188	2,3	390	3,2	3,5	1,1	5,0	1,0	99,0	39,7	230	230	2,5	3,2
	universitär	77	Mittelwert	131	195	1,9	335	3,2	3,7	1,2	6,7	1,0	71,4	32,2	178	178	2,0	2,6
Alter	< 4 Jahre	384	Mittelwert	132	188	1,9	337	3,2	3,4	1,1	5,4	1,0	95,8	37,1	214	214	2,4	3,1
	4 bis 7 Jahre	301	Mittelwert	130	182	2,5	398	3,4	3,5	1,0	6,5	1,0	105,7	40,4	241	241	2,6	3,3
	> 7 Jahre	111	Mittelwert	129	166	3,4	488	3,5	3,5	1,0	6,5	1,0	98,8	43,4	259	259	2,8	3,6
Detektor	Gas	572	Mittelwert	131	177	2,5	392	3,3	3,4	1,1	5,8	1,0	95,8	40,3	236	236	2,6	3,3
	Festkörper	224	Mittelwert	130	197	1,9	353	3,4	3,6	1,1	6,5	1,0	110,7	36,4	215	215	2,3	2,9

## Anhang E: Feedback-Aktion für Teilnehmer der Umfrage

Im Januar 2001 wurden in einer Feedback-Aktion allen Teilnehmern der Umfrage die Dosisdaten ihrer Geräte, die auf Basis der von ihnen angegebenen Expositionsparameter errechnet worden sind, übermittelt. Hierzu erhielten die Teilnehmer drei Auswertebblätter, die exemplarisch in den Abb. E.1 bis E.3 dargestellt sind. Blatt 1 (Abb. E.1) listet die angegebenen Scanprotokolle in der Form auf, in der sie Eingang in die Erhebung gefunden haben. Die lokalen Dosisgrößen  $CTDI_L$  (Achsendosis frei Luft) und  $CTDI_w$  hängen ausschließlich von Spannung (U), Strom (I) und Zeit (t) ab; sie gelten pro Scannerie. In die integralen Dosisgrößen Dosislängenprodukt ( $DLP_w$ ) und Effektivdosis (E) gehen dagegen zusätzlich der Pitchfaktor (p), die Scanlänge (L) und die Anzahl der Serien (Ser.) ein; sie beziehen sich stets auf die gesamte Untersuchung. Dabei erlaubt die effektive Dosis einen Vergleich mit konventionellen Untersuchungstechniken und mit der natürlichen Strahlenexposition (BRD: 2,4 mSv p.a.). In der Rubrik ‚Relativwerte‘ ist für jede Untersuchungsart und Dosisgröße in Prozent angegeben, wie hoch der für das betreffende Institut errechnete Wert im Vergleich zum entsprechenden Durchschnittswert aller Teilnehmer der Umfrage ist.

Blatt 2 (Abb. E.2) verdeutlicht diesen Sachverhalt in graphischer Form. Aus Gründen der Übersichtlichkeit gelangen nur die künftigen Referenz-Dosisgrößen

$CTDI_w$  und  $DLP_w$  zur Darstellung. Relative Dosiswerte über 100% bedeuten, dass sich für den betreffenden Teilnehmer ein Handlungsbedarf ergeben könnte. Dabei ist zu unterscheiden, ob dies für die lokale Dosis ( $CTDI_w$ ) oder die integrale Dosis ( $DLP_w$ ) oder für beide gilt. Im ersten Fall sollte vorrangig das mAs-Produkt reduziert werden; im zweiten Fall können dagegen mehrere Faktoren eine Rolle spielen. Blatt 3 (Abb. E.3) enthält daher Angaben, die genauere Rückschlüsse auf die Ursachen gestatten (akt. = Werte des betreffenden Teilnehmers, Ref. = Mittelwerte der Umfrage). Neben der lokalen Dosis kann dies - je nach Untersuchungsart - entweder eine überdurchschnittliche Scanlänge L, ein unterdurchschnittlicher Pitchfaktor p, eine überdurchschnittliche Anzahl der Scanserien pro Untersuchung oder eine ungünstige Kombination aller Faktoren sein. Da dünne Schichten (stärkeres Rauschen) häufig höhere mAs-Produkte erfordern, wird aus der vierten Darstellung (Schichtdicke) ersichtlich, ob dies in dem betreffenden Fall möglicherweise von Bedeutung ist.

Zusätzlich wurden den Teilnehmern auf zwei weiteren Blättern die vollständigen Mittelwerte sämtlicher abgefragter Standard-CT-Untersuchungen (= ‚Referenzwerte‘) und Erläuterungen zur Interpretation und Verwendung der Ergebnisse aus der Datenerhebung ausgehändigt.

Abb. E.1

Beispiel für Rückmeldebogen mit Scanparametern, absoluten und relativen Dosiswerten.

Datensatz Nr.: 000		Gerätedaten für UVW																	
Institut:	ABC	Kopf								Rumpf									
Ort:	DEF	$nCTDI_{w,H}$	0,13	$nCTDI_{w,B}$	0,08	mGy/mAs													
Gerät:	UVW	$P_H$	0,72	$P_B$	0,47														
Hersteller:	XYZ	$k_{CT}$	1,00	$k_{CT}$	1,00														
Baujahr:	1234	$U_{ref}$	120	$U_{ref}$	120	kV													
Untersuchungsregion		Betriebsdaten										Dosiswerte				Relativwerte			
Name	Abk.	U	I	t	Q	h	TV	p	FK	L	Ser.	$CTDI_L$	$CTDI_w$	$DLP_w$	E	$CTDI_L$	$CTDI_w$	$DLP_w$	E
		(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)			(cm)		(mGy)	(mGy)	(mGy·cm)	(mSv)	(in % vom jew. Umfrage-MW)			
												(pro Serie)	(pro Unters.)						
Hirnschädel	HS	140	206	1,5	309	8	8	1,0	XXX	12	1	74,2	57,7	663	2,1	92%	101%	68%	77%
Gesichtsschädel NNH	GS/NNH	120	170	1,5	255	5	5	1,0	XXX	9,6	1	45,0	32,4	311	1,0	78%	79%	70%	80%
Gesichtsschädel + Hals	GS+H	120	50	1,5	75	3	6	2,0	XXX	19	1	13,2	9,5	90	0,4	24%	25%	13%	14%
Thorax	THO	140	240	0,8	180	10	10	1,0	XXX	31	1	43,3	22,0	681	11,3	90%	119%	135%	146%
Abdomen + Becken	ABD+BE	140	240	0,8	180	10	10	1,0	XXX	37	1,5	43,3	22,0	1219	22,8	79%	105%	99%	107%
Becken	BE	140	240	0,8	180	10	10	1,0	XXX	20	1	43,3	22,0	439	8,1	71%	94%	69%	76%
Leber / Niere	LE/NI	140	240	0,8	180	10	10	1,0	XXX	17	2	43,3	22,0	747	14,4	77%	103%	121%	131%
T-Staging / Follow-Up	TST/FU	140	240	0,8	180	10	10	1,0	XXX	68	1	43,3	22,0	1494	26,7	85%	115%	101%	109%
Aorta thorakal	ATH	140	240	0,8	180	10	10	1,0	XXX	23	1	43,3	22,0	505	8,8	92%	123%	116%	125%
Aorta abdominal	AAB	140	240	0,8	180	10	10	1,0	XXX	25	1	43,3	22,0	549	10,5	87%	117%	109%	118%
Pulmonalgefäße	PG	140	240	0,8	180	8	8	1,0	XXX	16	1	43,3	22,0	351	6,3	94%	126%	151%	163%
Beckenskelett	BS	140	240	0,8	180	10	10	1,0	XXX	22	1	43,3	22,0	483	9,3	58%	75%	81%	89%
HWS	HWS	140	206	2,0	412	2	2	1,0	XXX	4	1	98,9	76,9	308	3,4	107%	116%	117%	134%
LWS	LWS	140	206	2,0	412	3	3	1,0	XXX	7,2	1	99,0	50,3	362	4,9	99%	128%	154%	166%
<b>Mittel (ungewichtet!)</b>		<b>137</b>	<b>214</b>	<b>1,1</b>	<b>220</b>	<b>7,8</b>	<b>8,0</b>	<b>1,1</b>		<b>22</b>	<b>1,1</b>	<b>51,4</b>	<b>30,3</b>	<b>586</b>	<b>9,3</b>	<b>81%</b>	<b>102%</b>	<b>100%</b>	<b>110%</b>

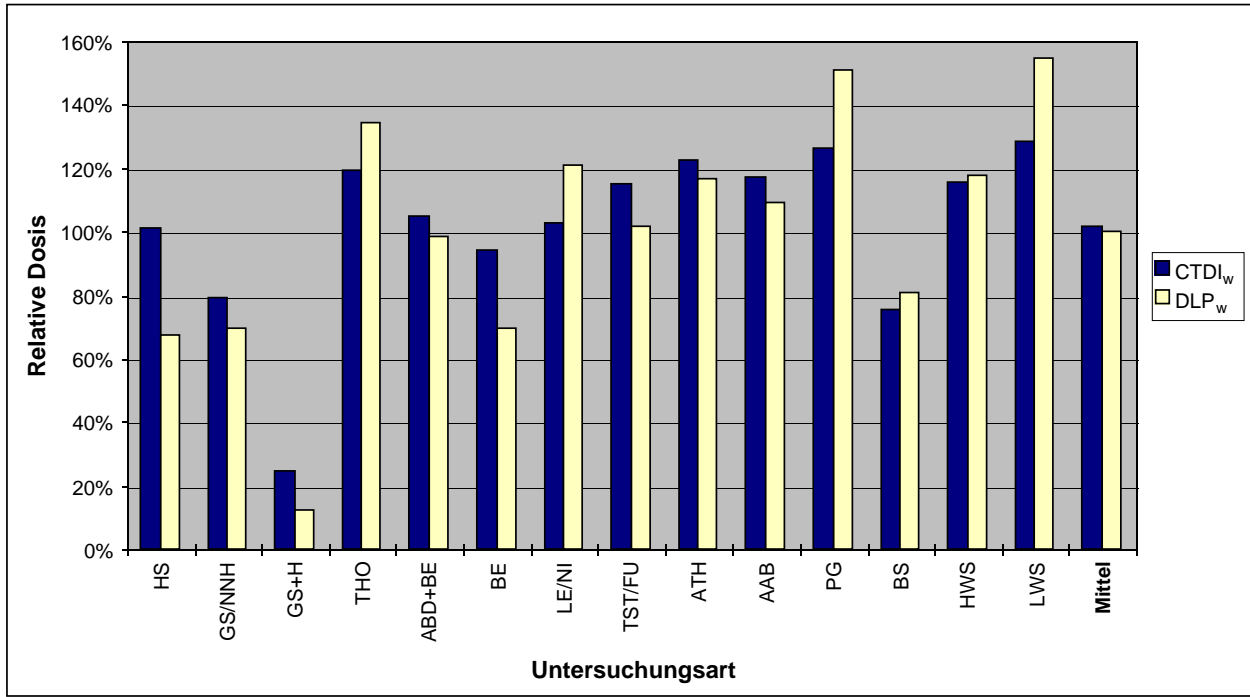


Abb. E.2

Darstellung der relativen Dosiswerte in den beiden Größen gewichteter CTDI ( $CTDI_w$ ) und Dosislängenprodukt ( $DLP_w$ ) für das in Abb. E.1 gezeigte Beispiel. Bei jeder Untersuchungsart entsprechen 100% dem jeweiligen Durchschnitt aller Umfrageteilnehmer.

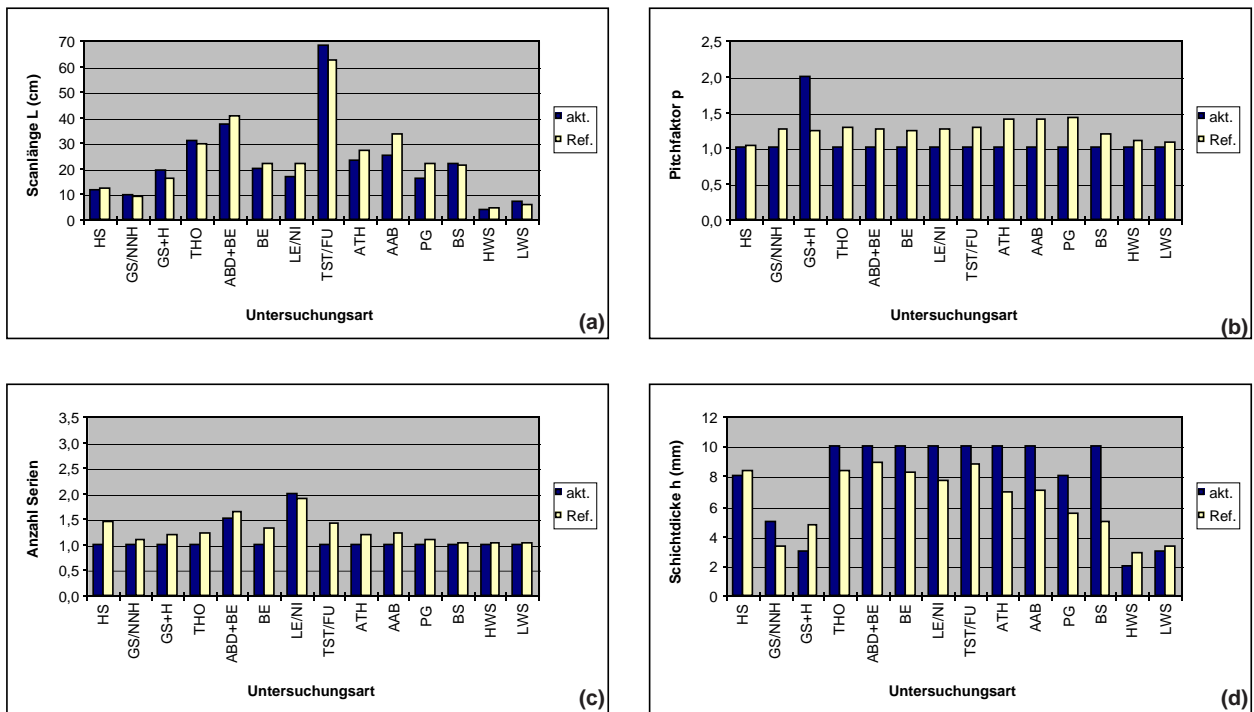


Abb. E.3

Für den Fall, dass einzelne der in Abb. E.2 gezeigten Dosiswerte über 100% liegen, ist es hilfreich, diejenigen Parameter ausfindig zu machen, die für die überdurchschnittlichen Dosiswerte verantwortlich sind. In den Abbildungen E.3(a) bis (c) sind dazu die aktuellen und die Referenzwerte von Scanlänge, Pitchfaktor und Anzahl der Serien gegenübergestellt, die direkten Einfluß auf die integrale Dosisgröße  $DLP_w$  haben. Der Vergleich der Schichtdicken in Abb. E.3(d) kann herangezogen werden, um mögliche Gründe für überdurchschnittlich hohe lokale Dosiswerte ( $CTDI_w$ ) ausfindig zu machen.

# Literaturverzeichnis

- AKRöV01** Arbeitskreis Röntgenverordnung beim BMU. Private Mitteilung Stand: März 2001
- BÄK92** Bundesärztekammer. Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie. Dt. Ärzteblatt 1992; 89: C-2368 - 2368
- Bernhardt95** Bernhardt J, Veit R und Bauer B. Erhebung zur Strahlenexposition der Patienten bei der Röntgendiagnostik. Z. Med. Phys. 1995; 5: 33 - 39
- Bfs00** Bundesamt für Strahlenschutz. Lokale Erhebung zur CT-Expositionspraxis im Raum Nürnberg/Erlangen. Private Mitteilung Stand: Mai 2000
- CEC97** Rat der Europäischen Union. Richtlinie 97/43/Euratom über den Gesundheitsschutz von Personen gegen die Gefahren ionisierender Strahlung bei der medizinischen Exposition. Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaften 1997; Nr. L 180: 25
- DIN90** Deutsches Institut für Normung. Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben - Abnahmeprüfung bei Röntgen-Computertomographie-Einrichtungen. DIN-Norm 6868 Teil 53, 1990
- EC99** European Commission. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Report EUR 16262 EN. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 1999: 69 - 78
- Galanski98** Galanski M und Prokop M. Ganzkörper-Computertomographie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1998
- Galanski00** Galanski M, Nagel HD, Stamm G. Expositions-dosis bei CT-Untersuchungen: Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage. RöFo 2000; 172: M164 - 168 und M197 - 198
- Gosch98** Gosch D, Kloeppel R, Lieberenz S and Schulz HG. Radiation Exposure in Computed Tomography. Radiation Protection Dosimetry 1998; 80: 167 - 169
- Hidajat96** Hidajat N, Vogl T, Schröder RJ, Felix R. Berechnete Organdosen und effektive Dosis für die computertomographische Untersuchung des Thorax und des Abdomens: Sind diese Dosen realistisch? RöFo 1996; 164: 382 - 387
- ICRP91** International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 60. Oxford: Pergamon Press, 1991
- ICRP01** International Commission on Radiological Protection. Managing Patient Dose in Computed Tomography. ICRP Publication 88. Annals of the ICRP Vol 31, No 2. Oxford: Pergamon Press, 2001 (im Druck)
- IEC99** International Electrotechnical Commission. Medical Electrical Equipment - Part 2: Particular Requirements for the Safety of X-ray Equipment for Computed Tomography. IEC-Standard 60601-2-44. Geneva: IEC, 1999
- Kalender99** Kalender WA, Schmidt B, Zankl M, Schmidt M. A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. European Radiology 1999; 9: 555 - 562
- LeHeron93** LeHeron JC. CTDOSE - a computer program to enable the calculation of organ doses and dose indices for CT examinations. Christchurch, New Zealand: Ministry of Health, National Radiation Laboratory, 1993
- Nagel99** Nagel HD (Hrsg.), Galanski M, Hidajat N, Maier W, Schmidt Th. Strahlenexposition in der Computertomographie - Grundlagen, Einflußfaktoren, Dosismessung, Optimierung, Zahlenwerte, Begriffe. Frankfurt: ZVEI Fachverband Elektromedizinische Technik, 1999
- NIH99** National Institute of Radiation Hygiene. CT dose calculation software 'CT-Dose'. Contact address: ct-dose@sis.dk. Herlev: National Institute of Radiation Hygiene, 1999
- RöV98** Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. Regelwerk 13: Richtlinie für Sachverständigenprüfung nach Röntgenverordnung, Anl. I. Bremerhaven: Wirtschaftsverlag NW Verlag für neue Wissenschaft, 1998: 124
- Scheck98** Scheck R, Copenrath EM, Bäuml A and Hahn K. Radiation Dose and Image Quality in Spiral Computed Tomography: Results of a Multicentre Study at Eight Radiological Institutions. Radiation Protection Dosimetry 1998; 80: 283 - 286

- Schmidt93** Schmidt Th. Strahlenexposition bei der Computertomographie. In: Holeczke, Reiners C und Messerschmidt O (Hrsg.). Strahlenschutz in Forschung und Praxis Bd. 34. Stuttgart: Gustav-Fischer-Verlag, 1993
- Schwing00** Schwing K. Schneller als es das Klinikbudget erlaubt. Klinikmanagement Aktuell 2000; 43: 54 - 58
- Shrimpton91** Shrimpton PC, Jones DG, Hillier MC, Wall BF, LeHeron JC and Faulkner K. Survey of CT Practice in the UK; Part 2: Dosimetric Aspects. NRPB-249. London: HMSO, 1991: 48
- Stamm00** Stamm G, Nagel HD, Galanski M. Strahlenexposition in der Computertomographie - Erste Ergebnisse und Trends einer bundesweiten Umfrage. Vortrag und Poster auf dem Deutschen Röntgenkongreß 2000 Wiesbaden
- UNSCEAR00** United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. 2000 Report to the General Assembly, Annex D: Medical Radiation Exposures. New York: United Nations, 2000
- Zankl91** Zankl M, Panzer W and Drexler G. The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods Part VI: Organ Doses from Computed Tomographic Examinations. GSF-Bericht 30/91. Oberschleißheim: GSF-Forschungszentrum, 1991
- ZVEI99** Zentralverband der Elektrotechnik- und Elektronikindustrie e.V. - Fachverband Elektromedizinische Technik. Private Mitteilung Stand: 31.12.1998