

# VERFAHREN ZUR DOSISOPTIMIERUNG BEI DER COMPUTERTOMOGRAPHIE IM KINDESALTER

**GABRIEL HARAS**

INAUGURALDISSERTATION

zur Erlangung des Grades  
eines Doktors der Medizin  
des Fachbereichs Medizin der  
Justus-Liebig-Universität Gießen



*édition scientifique*  
VVB LAUFERSWEILER VERLAG



**Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.**

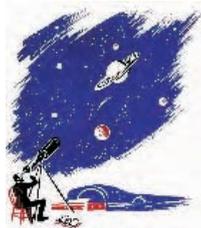
Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung des Autors oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2008

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Author or the Publishers.

1<sup>st</sup> Edition 2008

© 2008 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen  
Printed in Germany



**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**  
édition scientifique

STAUFENBERGRING 15, D-35396 GIESSEN  
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890  
email: [redaktion@doktorverlag.de](mailto:redaktion@doktorverlag.de)

[www.doktorverlag.de](http://www.doktorverlag.de)

**Verfahren zur Dosisoptimierung  
bei der Computertomographie  
im Kindesalter**

**INAUGURALDISSERTATION**  
zur Erlangung des Grades eines  
Doktors der Medizin  
des Fachbereichs Medizin der  
Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

**Gabriel Haras**

aus Gießen

Gießen 2008

Aus dem Medizinischen Zentrum für Radiologie  
Abteilung Kinderradiologie

des Fachbereichs Medizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

Leiter:

Prof. Dr. med. Gerhard F. P. Alzen

Gutachter: Prof. Dr. med. Gerhard F. P. Alzen

Gutachter: Prof. Dr. med. Georg Bachmann

Tag der Disputation: 07. April 2008

*Meinen lieben Eltern*  
*Roswitha und Ehrenfried Haras*



# Inhaltsverzeichnis

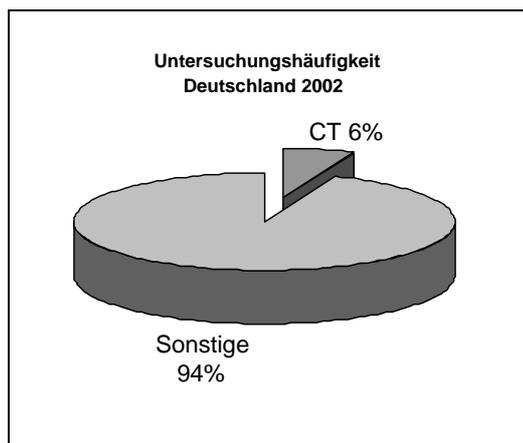
1	Einleitung .....	1
2	Zielsetzung .....	7
3	Material und Methode Teil I .....	11
3.1	Verfahrensbeschreibung .....	11
3.2	Rahmenbedingungen .....	12
3.3	Bildmaterial .....	14
3.4	Dosisoptimierung .....	16
3.5	Auswahl der Vorlagebilder .....	17
3.6	Verfügbare Vorlagebilder .....	19
3.7	Konvertierung der Vorlagebilder .....	22
3.8	Realisierung der Applikation .....	23
4	Ergebnis Teil I: Bildergalerie CT-LEX .....	25
4.1	Start der Applikation .....	25
4.2	Auswahl einer Altersgruppe .....	26
4.3	Auswahl einer Untersuchungsregion und Schichtdicke .....	27
4.4	Übersicht der Vorlagebilder .....	28
4.5	Auswahl der Vorlagebilder .....	29
4.6	Parameterauswahl .....	33
5	Material und Methode Teil II .....	35
5.1	Weiterentwicklung des Verfahrens .....	35
5.2	Rahmenbedingungen .....	38
5.3	CT-Rohdaten .....	39
5.4	Verrauschungssoftware .....	45
5.5	Verrauschung der klinischen Rohdaten .....	47
5.6	Rekonstruktion der Vorlagebilder .....	57
5.7	Verfügbare Vorlagebilder in der Patient Image Gallery .....	59
5.8	Realisierung der Applikation .....	68
6	Ergebnis Teil II: Patient Image Gallery .....	69
6.1	Start der Applikation .....	69
6.2	Allgemeine Bedienelemente .....	70
6.3	Auswahl von Gewichts- / Altersgruppe und Körperregion .....	71
6.4	Variation der Vorlagebilder .....	73
6.5	Untersuchungsparameter Auswahl .....	74
6.6	Dosis-Anzeige .....	75
6.7	Anwendungsbeispiele .....	80
7	Material und Methode Teil III .....	91
7.1	Evaluation anhand von Phantommessungen .....	91
7.2	Klinische Evaluation .....	97
8	Ergebnis Teil III: Evaluation .....	101
8.1	Ergebnis der Phantommessungen .....	101
8.2	Ergebnis der klinischen Evaluation .....	107
9	Diskussion .....	109
A	Zusammenfassung - Summary .....	I
B	Literaturverzeichnis .....	IX
C	Erklärung .....	XV
D	Danksagung .....	XVII



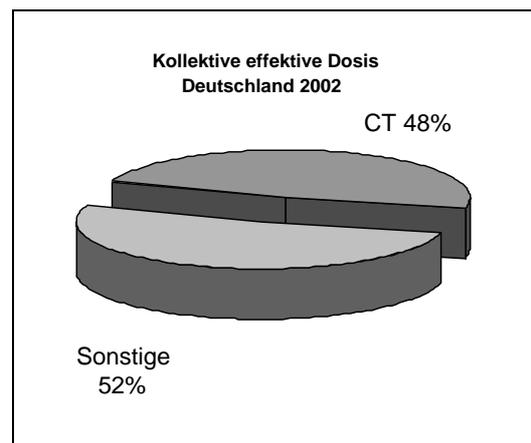
## 1 Einleitung

Die Computertomographie (CT) als bildgebende Modalität hat seit ihrer Einführung vor über 30 Jahren im klinischen Alltag stetig an Stellenwert gewonnen. Sie zählt heute zu den aussagefähigsten diagnostischen Verfahren in der Radiologie.

Die seit 1990 regelmäßig durchgeführten Erhebungen des Bundesamts für Strahlenschutz machen jedoch deutlich, dass Computertomographien in Deutschland, bei stetiger Zunahme, schon im Jahr 2002 für etwa die Hälfte der medizinisch bedingten Bevölkerungsdosis verantwortlich waren, obwohl sie nur einen Anteil von etwa 6 % der Untersuchungen stellten (Abb. 1.1 und 1.2).



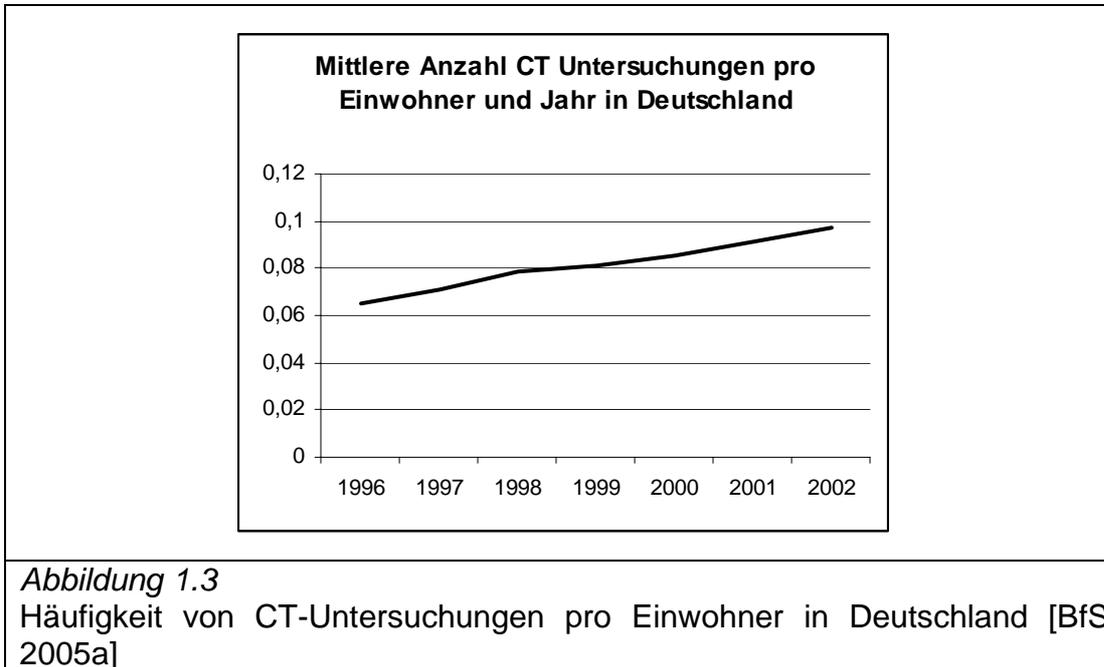
*Abbildung 1.1*  
Prozentualer Anteil der CT-Untersuchungen an der Gesamthäufigkeit der verschiedenen Untersuchungsarten in Deutschland für das Jahr 2002 [BfS 2005a]



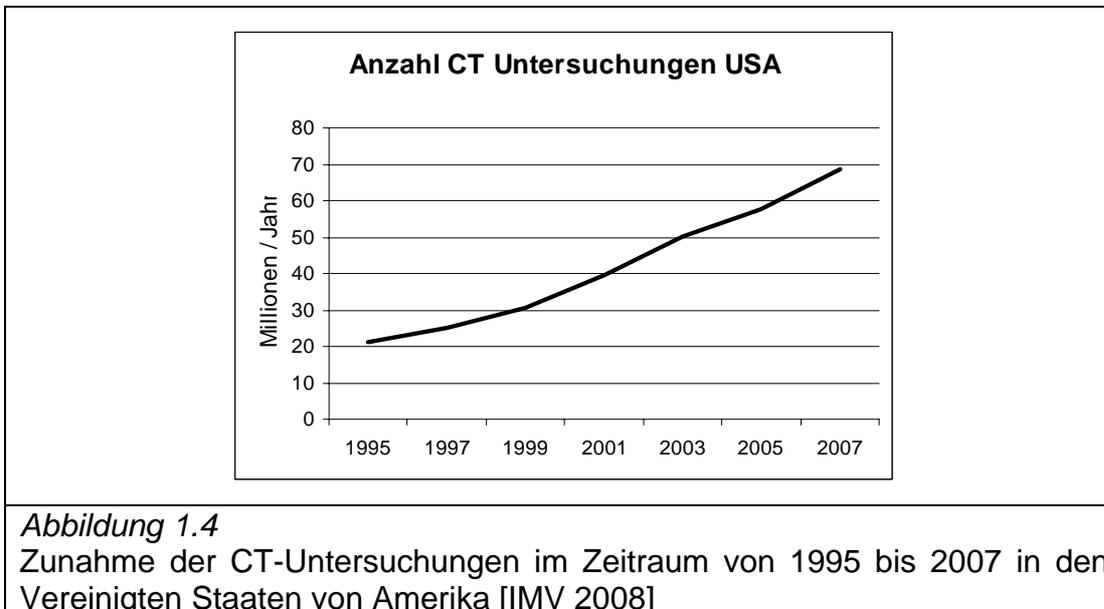
*Abbildung 1.2*  
Prozentualer Anteil der CT-Untersuchungen an der kollektiven effektiven Dosis der verschiedenen Untersuchungsarten in Deutschland für das Jahr 2002 [BfS 2005a]

Der festgestellte Anstieg des Anteils an der kollektiven effektiven Dosis im Laufe der letzten Jahre wird im Wesentlichen durch die Zunahme der CT-Untersuchungshäufigkeit begründet.

Allein von 1996 bis 2002 ist die Anzahl der CT-Untersuchungen in Deutschland von ca. 0,07 auf ca. 0,1 pro Einwohner und Jahr gestiegen (Abb. 1.3).



Dass die stetige Zunahme der CT-Untersuchungen kein deutsches Phänomen ist, geht aus dem *IMV CT Market Summary Report* hervor (Abb. 1.4).



Mettler et al. geben für das Jahr 2000 den Anteil der Computertomographien an den Gesamtuntersuchungen für die Radiologische Abteilung der University of New Mexico, USA, mit über 11 % an, was in etwa einem Faktor zwei im Vergleich zu den deutschen Verhältnissen im gleichen Zeitraum entspricht [Mettler 2000].

Der Trend zur Ausweitung der CT-Anwendungen wird ebenfalls für Kinder beschrieben. Der Anteil pädiatrischer Untersuchungen an allen durchgeführten CT Untersuchungen in den Vereinigten Staaten von Amerika ist von 6 % in 2001 auf 11 % in 2007 gestiegen und hat sich damit innerhalb von sechs Jahren fast verdoppelt [IMV 2008].

Die Computertomographie stellt aufgrund dieser Entwicklungen einerseits die derzeit eindeutig größte Herausforderung auf dem Gebiet des Strahlenschutzes bei medizinischen Anwendungen dar. Andererseits bietet sie aber, eine strenge Indikationsstellung vorausgesetzt, einen das Risiko bei weitem übersteigenden diagnostischen und therapeutischen Nutzen für die Patienten [BfS 2005b].

Besondere Beachtung muss dem Thema Strahlenschutz bei der Untersuchung von Kindern beigemessen werden. Allein schon wegen der höheren Lebenserwartung besteht ein erhöhtes Risiko für strahleninduzierte maligne Erkrankungen. Dazu kommt das höhere genetisch signifikante Risiko, da Kinder selbst potenzielle Eltern sind und somit Änderungen der genetischen Information an nachfolgende Generationen weitergeben können. Auch die außerordentliche Empfindlichkeit strahlensensibler Organe im frühen Lebensalter [Chapple 2002] und die anatomischen und physiologischen Besonderheiten verdeutlichen die zentrale Bedeutung von Strahlenschutz und Qualitätssicherung im Kindesalter.

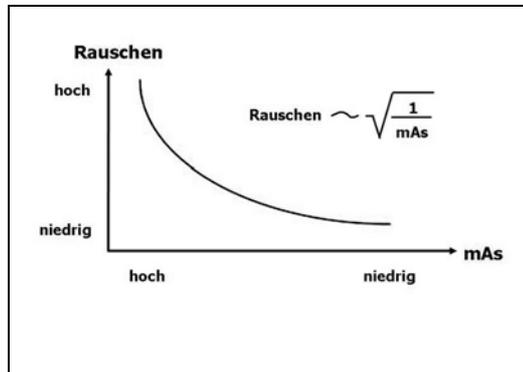
Nach einer Studie von Hall et al. im *British Medical Journal* vom Januar 2004 soll schon eine relativ geringe Dosis ionisierender Strahlung, die in etwa der Größenordnung von Schädel CT-Untersuchungen im Erwachsenenalter entspricht, bei Säuglingen und Kleinkindern zu einer geistigen Retardierung führen [Hall 2004].

Die deutsche Presse hat daraufhin mit den Artikeln *Gehirn unter Strahlung* [FAZ 2004] und *Harte Strahlen für kleine Schädel* [SZ 2004] die Öffentlichkeit für das Thema Strahlenschutz bei der CT-Untersuchung von Kindern sensibilisiert.

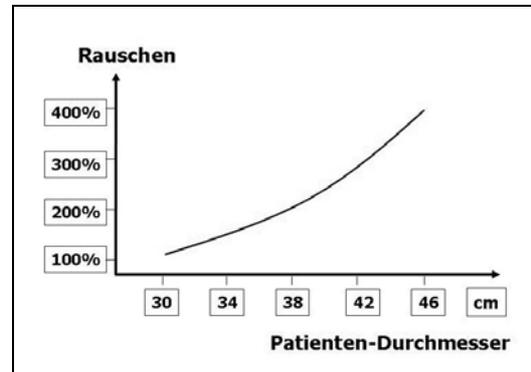
Die deutsche Strahlenschutzkommission ist nach Prüfung der Studie zu der Einschätzung gekommen, dass aufgrund des Studiendesigns nicht auf einen kausalen Zusammenhang zwischen den beobachteten kognitiven Einschränkungen und den aufgetretenen Expositionen mit ionisierender Strahlung geschlossen werden kann [SSK 2004].

In Deutschland ist ungefähr jeder sechste Einwohner ein Kind unter fünfzehn Jahren, aber nur jeder 100. Radiologe hauptberuflich kinderradiologisch tätig [Tröger 1999]. Auf etwa eine Million Erwachsene kommen 60 Allgemeinradiologen, dem stehen etwa vier hauptberufliche Kinderradiologen pro eine Million Kinder gegenüber. Dies bedeutet, dass die meisten Kinder überwiegend von Radiologen versorgt werden, deren Schwerpunkt nicht in der Kinderradiologie liegt. Paterson et al. beschreiben, dass in den häufig benutzten Standard-Untersuchungsprotokollen, von denen in der Praxis nur selten abgegangen wird, Kinder als Patienten nur wenig Berücksichtigung finden. Dies hat dazu geführt, dass in der Vergangenheit Kinder weit überwiegend mit für Erwachsene ausgelegte Expositionsparameter untersucht wurden [Paterson 2001].

Aufgrund des physikalisch bedingten Zusammenhangs zwischen Dosis und Bildqualität ergeben sich vor allem durch die geringeren Patientendurchmesser bei Kindern erhebliche Möglichkeiten zur Reduzierung der Expositionsparameter (Abb. 1.5 und 1.6).



*Abbildung 1.5*  
Zusammenhang von Bildrauschen und Röhrenstrom [Brooks 1976]



*Abbildung 1.6*  
Zusammenhang von Bildrauschen und Objektgröße [Brooks 1976]

Gemäß dem ALARA-Prinzip (as low as reasonably achievable) der Internationalen Strahlenschutz-Kommission [ICRP 1977] muss eine Anwendung ionisierender Strahlen auf den Menschen mit einer so niedrigen Dosis erfolgen, wie dies vernünftigerweise erreichbar ist.

Wie zahlreiche Studien belegen, ist es insbesondere bei Kindern möglich und sinnvoll, die computertomographischen Untersuchungsparameter auf den einzelnen Patienten und dessen spezielle Fragestellung abzustimmen, um dadurch die Strahlenbelastung in vielen Fällen erheblich zu reduzieren [Kalra 2004].



## 2 Zielsetzung

Aufgabe der Arbeit war es, ein Verfahren zur Dosisoptimierung bei der Computertomographie im Kindesalter zu entwickeln.

Die Computertomographie ist ein bildgebendes medizinisches Schichtaufnahmeverfahren, das die Erzeugung einer dreidimensionalen Bildinformation ermöglicht. Dabei wird zunächst ein Rohdatensatz des zu untersuchenden Körperbereichs des Patienten mithilfe von Röntgenstrahlen aufgenommen. Aus diesem Rohdatensatz wird die gewünschte dreidimensionale Bildinformation erst nachträglich unter Anwendung mathematischer Algorithmen berechnet. Dieser Berechnungsschritt wird nachfolgend als Rekonstruktion bezeichnet. Die Bildqualität des mittels Rekonstruktion berechenbaren Bildes oder Tomogramms hängt von einer Vielzahl von Untersuchungsparametern ab. Diese umfassen im Falle der Computertomographie insbesondere die technischen Aufnahmeparameter, wie die Röhrenspannung und den Röhrenstrom der Röntgenröhre, die Tischvorschubgeschwindigkeit, die Systemrotationszeit und die Kollimation.

Im Weiteren werden nachfolgend auch Größen, die die Bildrekonstruktion charakterisieren, zu den Untersuchungsparametern gezählt. Dazu gehören somit vor allem die Parameter des Rekonstruktionsalgorithmus, insbesondere der Faltungskern (Kernel), die Schichtdicke und das Inkrement.

Um eine Untersuchung so schonend wie möglich durchzuführen, sollten bei der Untersuchung die Untersuchungsparameter so eingestellt werden, dass die erzeugten Bilder bei einer möglichst geringen Strahlendosis eine für die jeweilige Untersuchung ausreichende Bildqualität aufweisen.

Aufgrund der Vielzahl der Untersuchungsparameter und der komplexen Wechselwirkung zwischen verschiedenen Untersuchungsparametern, ist für den Anwender einer Computertomographieeinrichtung eine erhebliche Erfahrung erforderlich, um auf Anhieb in Hinblick auf eine bestimmte vorzunehmende Untersuchung und einen bestimmten Patienten sowie eine für dessen spezielle Fragestellung günstige Konfiguration der Aufnahmeparameter aufzufinden. Eine ungünstige Parameterkonstellation kann einerseits eine niedrige, mitunter sogar unzureichende Bildqualität zur Folge haben, die im Extremfall sogar eine Wiederholung der Untersuchung erforderlich machen kann. Andererseits können Parameter gewählt werden, die mit vergleichsweise hoher Dosis einhergehen, aber in Hinblick auf die angestrebte Untersuchung gegenüber einer optimierten Bildqualität in der Regel mit keinem oder nur geringem Informationsgewinn verbunden sind. Aus diesen Gründen kann es für den Patienten zu einer unnötigen Strahlenbelastung oder einer Belastung mit Kontrastmittel kommen und zu einem unnötigen Zeitverlust. Dieser Zeitverlust kann im Besonderen bei Säuglingen und Kleinkindern, dyspnoischen Patienten oder z. B. bei unkooperativen Patienten problematisch sein und unter Umständen sogar eine Sedierung oder einen Abbruch der Untersuchung notwendig machen.

Um dem Anwender die komplexe Parametereinstellung zu erleichtern, bieten moderne Computertomographen häufig eine Vielzahl unterschiedlicher Protokolle mit Vorgaben für die Einstellung der Untersuchungsparameter an [Siemens 2005a]. Bei Geräten neuester Bauart kann zusätzlich der Röhrenstrom durch eine Dosisautomatik an das durchstrahlte Volumen adaptiert werden.

Der Einsatz von speziellen Kinder-Protokollen in Kombination mit einer Dosisautomatik führt zu einer erheblichen Erleichterung von standardisierten Routineuntersuchungen, da Fehlbedienungen vermieden werden.

Bei der Untersuchung von Kindern variieren aber die für eine bestimmte Fragestellung „optimalen“ Einstellungen der Aufnahmeparameter wachstums- und entwicklungsabhängig. Deshalb sollten die Untersuchungsprotokolle und der Steuerparameter der Dosisautomatik manuell der spezifischen Fragestellung angepasst werden.

Hinzu kommt, dass gerade bei der computertomographischen Untersuchung von Kindern häufig ein gewisses Erfahrungsdefizit bei der Anpassung der Untersuchungsparameter besteht. Einerseits erfordert die höhere Variabilität der Fragestellungen und der Dimensionen Spezialwissen über die besonderen Anforderungen bei der computertomographischen Untersuchung von Kindern. Andererseits kann aufgrund der verhältnismäßig niedrigen Fallzahl nur beschränkt Erfahrung mit einem konkreten Gerät gesammelt werden. Die Erfahrung mit einem konkreten Gerät ist aber aufgrund der starken Geräteabhängigkeit der Untersuchungsparameter sehr wichtig. Das Problem wird verschärft, falls unterschiedliche Gerätetypen in einer Klinik zum Einsatz kommen.

Das in dieser Arbeit vorgestellte Verfahren soll deshalb auf möglichst einfache Weise einen Anwender bei der Untersuchungsparameterwahl unterstützen.



## **3 Material und Methode Teil I**

### **3.1 Verfahrensbeschreibung**

Im Folgenden wird die Entwicklung und Umsetzung eines Verfahrens vorgestellt, bei dem originale Beispielbilder von CT-Untersuchungen als Vorlagebilder zur Auswahl zur Verfügung gestellt werden. Der Anwender kann ein Beispielbild auswählen und damit die dem Bild zugrunde liegenden Untersuchungsparameter ermitteln. Mit diesen Parametern kann dann eine Untersuchung eines Patienten erfolgen, die zu der gewünschten Bildqualität führt.

Dazu wurden in einer Fallsammlung 328 repräsentative computertomographische Kopf-Untersuchungen von Kindern mit unterschiedlichen Untersuchungsparametern hinterlegt. Alle Aufnahmen wurden in der Abteilung Kinderradiologie der Universität Gießen in den Jahren 2000-2002 mit einem Computertomographen des Typs Somatom Balance (Siemens<sup>®</sup>, Forchheim) aufgenommen.

Als Qualitätsmaß wurde der CT-Dosis-Index (CTDIvol) herangezogen. Dieser wird als Äquivalentwert der Dosis innerhalb einer Schicht seit vielen Jahren als spezifische Dosisgröße in der Computertomographie verwendet und auf jedem CT-Gerät angezeigt und ist proportional zur Bildqualität [McNitt 2002 / Siemens 2004b].

Der eigentlichen Auswahl eines Vorlagebildes durch den Anwender ist eine Vorauswahl vorgeschaltet, wobei die Vorlagebilder nach Maßgabe von patienten- und untersuchungsspezifischen Angaben wie Alter, Gewicht, Körpergröße und der zu untersuchenden Körperregion vorausgewählt werden.

Jeder möglichen Kombination ist jeweils eine Gruppe von mehreren Vorlagebildern zugeordnet, die entsprechend ihrer Zugehörigkeit alle dieselbe Untersuchungssituation widerspiegeln, die sich aber hinsichtlich des Qualitätsmaßes unterscheiden. Die Vorlagebilder einer Gruppe zeigen somit Vorlagebilder in unterschiedlichen Qualitätsstufen.

Durch Vergleich der verschiedenen Vorlagebilder einer Gruppe kann ein Anwender somit direkt feststellen, was eine Änderung der Aufnahmeparameter bewirkt. Im Zuge des Auswahlprozesses wird stets eine dieser Gruppen von Vorlagebildern als Ganzes vorausgewählt und dem Anwender zur Auswahl zur Verfügung gestellt. Für die Auswahl werden die einzelnen Vorlagebilder der vorausgewählten Gruppe dem Anwender zweckmäßigerweise alternativ angezeigt, so dass der Anwender die Vorlagebilder auf der Suche nach einer besonders geeigneten Bildqualität „durchblättern“ kann.

Für eine Vereinfachung des Auswahlprozesses wird mit der Anzeige eines jeden zur Auswahl zur Verfügung gestellten Vorlagebildes gleichzeitig das zugehörige Qualitätsmaß, also der CT-Dosis-Index, angezeigt. Zweckmäßigerweise sind die Vorlagebilder hierbei nach diesem CT-Dosis-Index sortiert. Dies erlaubt es dem Anwender, das angezeigte Vorlagebild hinsichtlich seiner Bildqualität besser einzuschätzen und Rückschlüsse auf die mit dem entsprechenden Vorlageparametersatz verbundene Belastung des Patienten zu ziehen.

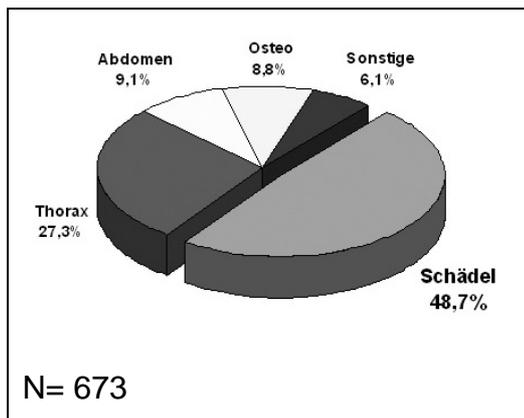
### **3.2 Rahmenbedingungen**

Die Applikation soll dem Anwender ein hohes Maß an Bedienfreundlichkeit bieten und mit einem geringen Zeiteinsatz auskommen. Um eine größere Einarbeitung und Fehler zu vermeiden, soll die Bedienung möglichst intuitiv erfolgen. Ferner soll es möglich sein, die Applikation sowohl direkt auf einer CT-Workstation als auch auf herkömmlichen PCs zu betreiben. Da es sich bei der zu verwendenden CT-Workstation um ein amtlich zugelassenes Medizinprodukt handelt, darf deren Software, z. B. durch Installation von zusätzlicher Software, nicht verändert werden. Mit der CT-Workstation wird aber ein Internet Explorer ausgeliefert, der insbesondere für eine Online-Hilfe benutzt wird. Dieser Internet Explorer kann zusätzlich auch auf CD befindliche Standard-HTML-Webseiten darstellen.

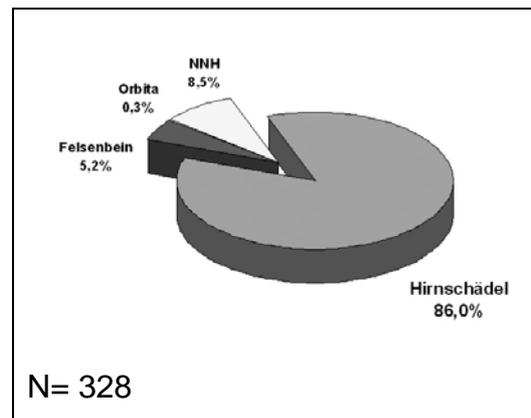
Die Applikation soll deshalb als Webapplikation mit Standard-HTML-Code erstellt werden. Da mit diesen Mitteln ein DICOM-Viewer nicht zu integrieren ist, sollen die Vorlagebilder als verlustfrei komprimierte JPG-Bilder zur Verfügung

gestellt werden, wodurch sich zusätzlich der Speicherplatzbedarf erheblich verringert. Im Gegenzug muss allerdings auf die Möglichkeit der Fensterung des Bildmaterials verzichtet werden.

Wie aus der Literatur [Chan 1999] und den praktischen Erfahrungen zu vermuten war, belegt die in Abbildung 3.1 und 3.2 dargestellte und anhand des lokal vorhandenen CT-Logbuchs durchgeführte Auswertung, dass Schädeluntersuchungen auch in der Abteilung Kinderradiologie der Universität Gießen in den Jahren 2000 und 2001 ca. die Hälfte der Untersuchungen ausmachten (Schädel 48,7 %, Thorax 27,3 %, Abdomen 9,1 %, Osteo 8,8 %, Sonstige 6,1 %). Die Schädeluntersuchungen teilen sich wiederum auf in 86,0 % Hirnschädel, 8,5 % Nasennebenhöhlen, 5,2 % Felsenbein und 0,3 % Orbitascans.



*Abbildung 3.1*  
Verteilung der CT-Untersuchungen nach Körperregionen in der Abteilung Kinderradiologie der Universität Gießen 2000 bis 2001



*Abbildung 3.2*  
Verteilung der Schädel-CT Untersuchungen in der Abteilung Kinderradiologie der Universität Gießen 2000 bis 2001

Um die Arbeit überschaubar zu gestalten, aber gleichzeitig den Hauptanteil der Untersuchungen abdecken zu können, wurde deshalb entschieden, das Verfahren vorerst ausschließlich mit Untersuchungen des Hirnschädels zu testen.

### 3.3 Bildmaterial

Um das benötigte Bildmaterial zusammenzustellen, wurden retrospektiv die Untersuchungsparameter aller Schädel CT-Untersuchungen der Abteilung Kinderradiologie aus den Jahren 2000 und 2001 ermittelt (Tab. 3.1). Die Bilder wurden mit einem Computertomographen des Typs Somatom Balance (Siemens<sup>®</sup>, Forchheim) aufgenommen.

Es wurden die Stammdaten sowie das Untersuchungsdatum der Patienten, bei denen eine CT-Untersuchung des Schädels durchgeführt worden war, mithilfe des im Gießener Uniklinikum vorhandenen Patienten-Management-Programmes abgefragt. Auf diesen Informationen basierend wurden die betreffenden Untersuchungen von der lokal am CT geführten Datensicherung aufgerufen. Waren die Untersuchungen nach Sichtung als grundsätzlich verwendbar klassifiziert worden, erfolgte eine Anonymisierung der Datensätze durch Vergabe einer neuen Studien ID und Exportierung auf CD-Rom mithilfe der CT-Gerätesoftware.

*Tabelle 3.1*

<b>Erfasste Daten</b>	
neue Studien ID	
Alter bei Untersuchung	
untersuchte Schädelregion	
Röhrenstrom	[mA]
Röhrenspannung	[kV]
System-Rotationszeit	[s]
Schichtdicke	[mm]
Tischvorschub / Rotation	[mm]
CTDIvol	[mGy]
Untersuchungstyp	[Spirale / Sequenz]
Rekonstruktionskernel	[z. B. c30s]
Längsdurchmesser	[mm]
Querdurchmesser	[mm]

Die grundsätzliche Verwendbarkeit wurde von folgenden Punkten abhängig gemacht:

- Der Patient ist, wie in der Abteilung üblich, gelagert worden
- Der Patient hat eine normale Anatomie
- Es handelt sich nicht um einen pathologischen Extrembefund
- Der Datensatz enthält keine außergewöhnlichen Artefakte

Durch Auswertung des Datenmaterials und des visuellen Vergleiches der Bilddaten wurden jeweils die am besten geeigneten Datensätze als Repräsentanten ausgewählt.

Folgende Aspekte wurden dabei berücksichtigt:

- Vergleichbare Schichtpositionen sind verfügbar
- Rekonstruktion mit dem Standardalgorithmus ist verfügbar
- Möglichst unterschiedliche Untersuchungsparameter

Es zeigte sich, dass ein großer Anteil der Untersuchungen mit den auf der CT-Konsole voreingestellten Untersuchungsparametern durchgeführt worden war und nur wenige Untersuchungen patienten- oder fragestellungsspezifisch angepasst worden waren.

### **3.4 Dosisoptimierung**

Aufgrund der intensiven Beschäftigung mit dem Thema „Dosis-Rauschbeziehung“ und der Möglichkeit anhand der gesammelten Beispiele zu zeigen, dass auch sehr niedrig dosierte Untersuchungen für viele Fragestellungen eine ausreichende Bildqualität liefern, konnte innerhalb der Gießener Kinderradiologie mehr und mehr praktische Erfahrung mit Niedrig-Dosis-CT-Untersuchungen gesammelt werden.

Auf dieser Erfahrung aufbauend, konnte im Routinebetrieb, soweit es die klinische Fragestellung zuließ, die Dosis systematisch immer weiter gesenkt werden. Durch das stufenweise Vorgehen beim Absenken der Dosis wurde der Gefahr, eine Aufnahme wiederholen zu müssen, erfolgreich begegnet.

Begonnen wurde mit Verlaufskontrollen von Hydrocephalus-Patienten. Bei diesen ist durch direkten Vergleich mit Voraufnahmen eine genaue Beurteilung des Einflusses der Dosisreduktion auf die Qualität der Aufnahmen möglich.

Nachträglich wurden auch diese Untersuchungen in die Datenbank aufgenommen. Auf diese Weise wurde eine Fallsammlung mit 328 repräsentativen computertomographischen Kopf-Untersuchungen von Kindern mit unterschiedlichen Untersuchungsparametern aufgebaut.

### 3.5 Auswahl der Vorlagebilder

Anhand der erstellten Fallsammlung wurde erneut eine Auswertung des Datenmaterials durch visuellen Vergleich der vorhandenen Bilddaten vorgenommen. Auch diesmal wurden die jeweils am besten geeigneten Datensätze als Repräsentanten für die jeweilige Gruppe ausgewählt.

Unter Berücksichtigung der mit zunehmender Entwicklung rückläufigen Wachstumsgeschwindigkeit des Kopfes (Abb. 3.1) und der Verfügbarkeit der Vorlagebilder wurden sechs Altersgruppen gebildet (Tab. 3.2).

Tabelle 3.2

Altersgruppen [Jahre]					
< 1	1 bis 2	3 bis 5	6 bis 9	10 bis 12	> 14

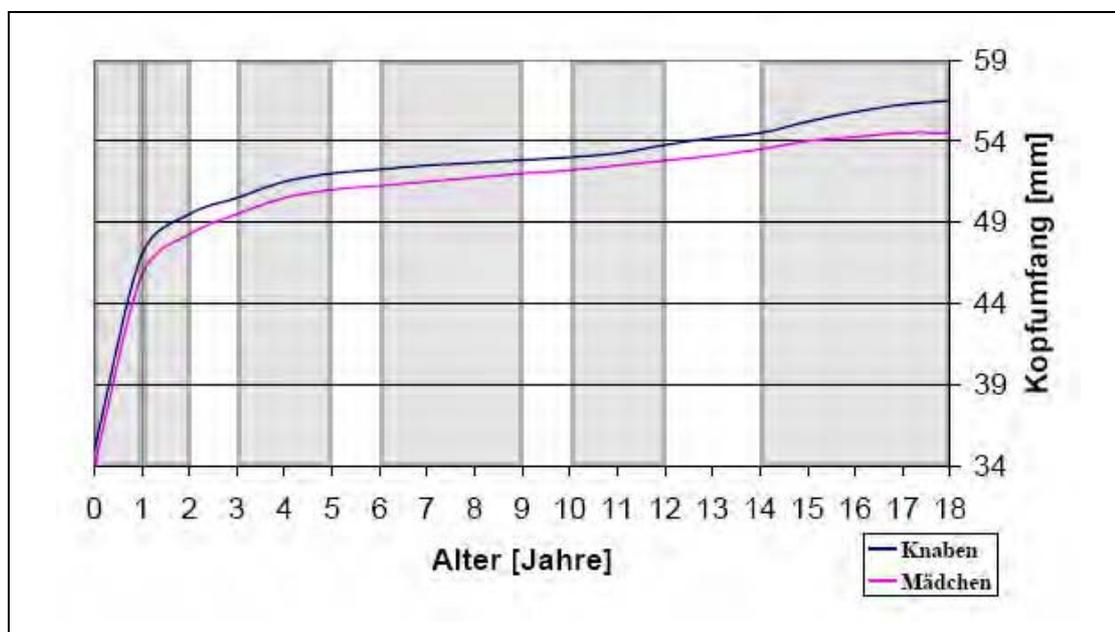


Abbildung 3.1  
Altersgruppen im Vergleich zur physiologischen Entwicklung des Kopfumfanges [Haas 1999]

Die Altersgruppen wurden wiederum in einzelne Schichtdickengruppen untergliedert (Tab. 3.3).

Tabelle 3.3

Schichtdicke			
2 mm	3 mm	5 mm	8 mm

Da für die Schädelbasis und den Hirnschädel in der Gießener Kinderradiologie unterschiedliche Untersuchungsparameter verwendet werden, wurde zusätzlich eine Unterteilung nach Schädelbasis (Base) und Hirnschädel (Cerebrum) vorgenommen. Es ergibt sich die in Tabelle 3.4 dargestellte Ablagestruktur.

Tabelle 3.4

Bis 1 Jahr	Schichtdicke			
Base	2 mm	3 mm	5 mm	8 mm
Cerebrum	2 mm	3 mm	5 mm	8 mm

1 bis 2 Jahre

3 bis 5 Jahre

6 bis 9 Jahre

10 bis 12 Jahre

Über 14 Jahre	Schichtdicke			
Base	2 mm	3 mm	5 mm	8 mm
Cerebrum	2 mm	3 mm	5 mm	8 mm

Innerhalb dieser Gruppen wurden die Datensätze nach dem CT-Dosis-Index sortiert.

Zusammenfassend ergibt sich die in Tabelle 3.5 dargestellte Verteilung.

*Tabelle 3.5*

<b>Altersgruppe</b>	<b>Anzahl</b>	<b>Minimum CTDIvol [mGy]</b>	<b>Maximum CTDIvol [mGy]</b>
Bis 1 Jahr	35	7,32	47,88
1 bis 2 Jahre	37	7,84	47,88
3 bis 5 Jahre	31	11,20	47,88
6 bis 9 Jahre	25	13,30	47,88
10 bis 12 Jahre	24	12,41	69,16
über 14 Jahre	6	12,77	29,26
<b>Gesamt</b>	<b>158</b>	<b>7,32</b>	<b>69,16</b>

Auf die Angabe von Mittelwerten und Standardabweichungen wird an dieser Stelle verzichtet, da diese bei dem zugrunde liegenden Verfahren nicht sinnvoll ist. Für die Altersgruppe über 14 Jahre liegen leider nur sehr wenige Untersuchungen vor, so dass hier nur eine geringe Spannweite von Dosisstufen, insbesondere keine Untersuchung mit hoher Dosis, abgebildet werden kann.

### **3.6 Verfügbare Vorlagebilder**

In der folgenden Tabelle 3.6 werden alle in der Bildergalerie verfügbaren Dosisstufen aufgeführt. Die Tabelle ist in Altersgruppen gegliedert. Für alle Beispieluntersuchungen ist jeweils der CTDIvol getrennt für Schädelbasis (Base) und Hirnschädel (Cerebrum) in den jeweils verfügbaren Schichtdicken angegeben.

Tabelle 3.6

<b>Bis 1 Jahr</b>		<b>CTDIvol [mGy]</b>						
-------------------	--	----------------------	--	--	--	--	--	--

Base	2 mm	7,32	8,87	10,64	10,64	10,64	13,30	
	3 mm	11,68	19,15	21,28	26,36	23,79	23,94	31,92
	5 mm	18,30	20,13	21,28	23,94	47,88		
	8 mm	47,88						

Cerebrum	2 mm	7,32	10,64	10,64	10,64	13,30		
	3 mm	21,28						
	5 mm	7,98	18,30	20,13	21,28	23,94	35,91	47,88
	8 mm	15,96	23,94	47,88				

<b>1 bis 2 Jahre</b>		<b>CTDIvol [mGy]</b>						
----------------------	--	----------------------	--	--	--	--	--	--

Base	2 mm	13,30						
	3 mm	7,84	12,20	19,15	19,15	22,14	23,36	23,94
		31,92	47,88	47,88				
	5 mm	14,63	14,64	29,26				
8 mm	19,15	47,88	47,88					

Cerebrum	2 mm	13,30						
	3 mm	19,15	31,92	31,92				
	5 mm	14,63	14,64	15,96	18,30	23,94	23,94	29,26
	8 mm	7,84	15,96	19,15	23,94	23,94	26,60	47,88
47,88								

<b>3 bis 5 Jahre</b>		<b>CTDIvol [mGy]</b>						
----------------------	--	----------------------	--	--	--	--	--	--

Base	2 mm	14,19						
	3 mm	11,20	15,96	19,15	20,13	23,94	23,94	27,45
		27,45	47,88					
	5 mm	15,96	18,62	19,51	23,94			
8 mm	47,88							

Cerebrum	2 mm	14,19						
	3 mm	19,15						
	5 mm	11,20	14,64	15,96	15,96	18,62	19,51	23,94
		23,94	27,45	45,09				
8 mm	18,62	23,94	27,45	47,88				

6 bis 9 Jahre		CTDIvol [mGy]						
---------------	--	---------------	--	--	--	--	--	--

Base	2 mm							
	3 mm	19,15	19,51	19,95	25,62	26,60	27,45	47,88
	5 mm	18,62						
	8 mm	18,30	23,94					

Cerebrum	2 mm							
	3 mm	19,15	19,15					
	5 mm	14,64	18,62	23,94	23,94	23,94	27,45	27,45
	8 mm	13,30	18,30	18,42	23,94	37,24	47,88	

10 bis 14 Jahre		CTDIvol [mGy]						
-----------------	--	---------------	--	--	--	--	--	--

Base	2 mm							
	3 mm	16,76	18,30	20,13	23,94	27,45	27,45	29,26
		29,26	31,92	69,16				
	5 mm	12,41						
8 mm	15,96							

Cerebrum	2 mm							
	3 mm							
	5 mm	12,41	21,28	21,96	27,45	27,45	35,91	
	8 mm	15,96	18,30	29,26	29,26	39,90	69,16	

Über 14 Jahre		CTDIvol [mGy]						
---------------	--	---------------	--	--	--	--	--	--

Base	3 mm	12,77	23,94	27,45				
------	------	-------	-------	-------	--	--	--	--

Cerebrum	5 mm	15,96						
	8 mm	27,45	29,26					

### 3.7 Konvertierung der Vorlagebilder

Um die im DICOM-Format gespeicherten Bilder in das JPG-Format zu konvertieren, wurden die Daten auf eine *eFilm® Medical Imaging System 1.5.1* Workstation importiert. Diese Software bietet die Möglichkeit DICOM-Bilder als verlustfreie JPG-Bilder zu archivieren. Die zur Archivierung verwendeten CD-Roms wurden entsprechend der vorgesehenen Datenstruktur erstellt. Da ein späteres Ändern der Fensterlage nicht mehr möglich ist, wurden die in Gießen standardmäßig verwendeten Hirn- und Knochenfenster den JPG-Bildern zugrunde gelegt. Aus jeder Bildserie wurde zusätzlich jeweils eine Referenz-Schicht in Höhe der Stammganglien und der Schädelbasis ausgewählt (Abb. 3.2 und 3.3). In der Anwendung wird jeweils diese Referenz-Schicht als erste für die entsprechende Untersuchungsregion angezeigt.

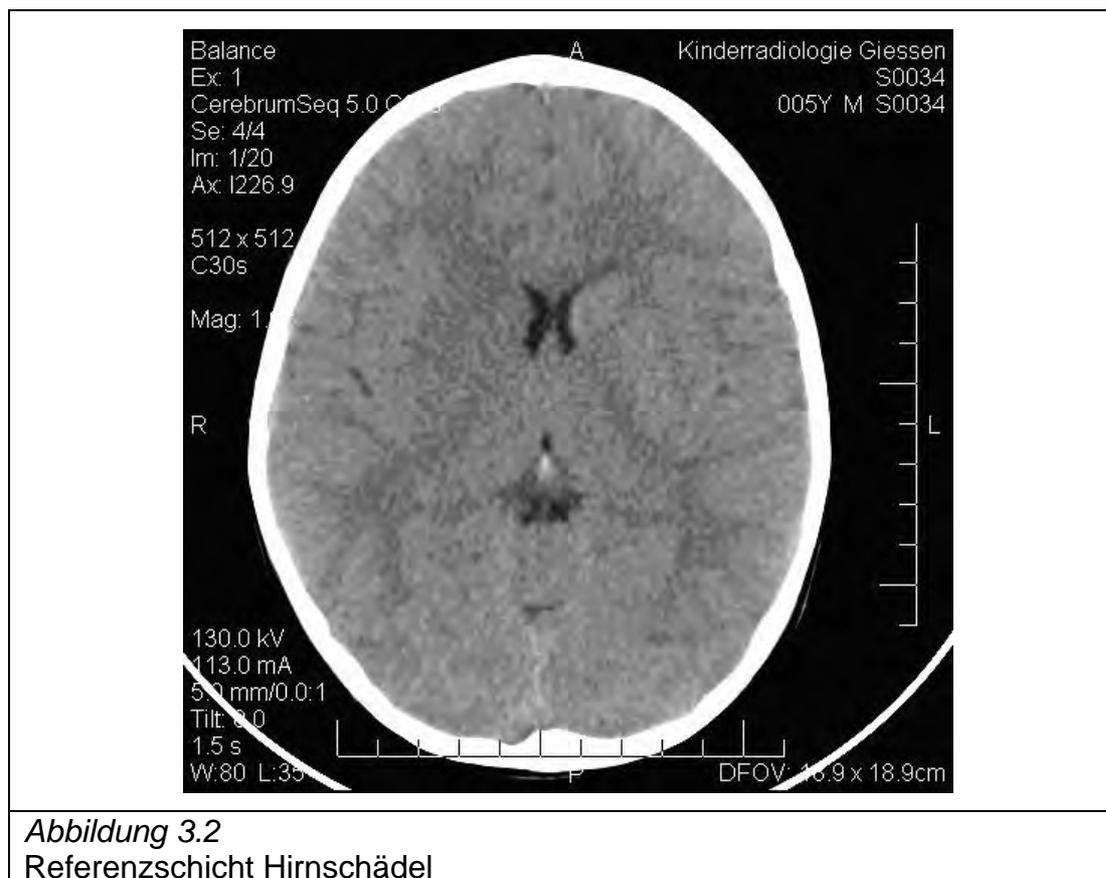
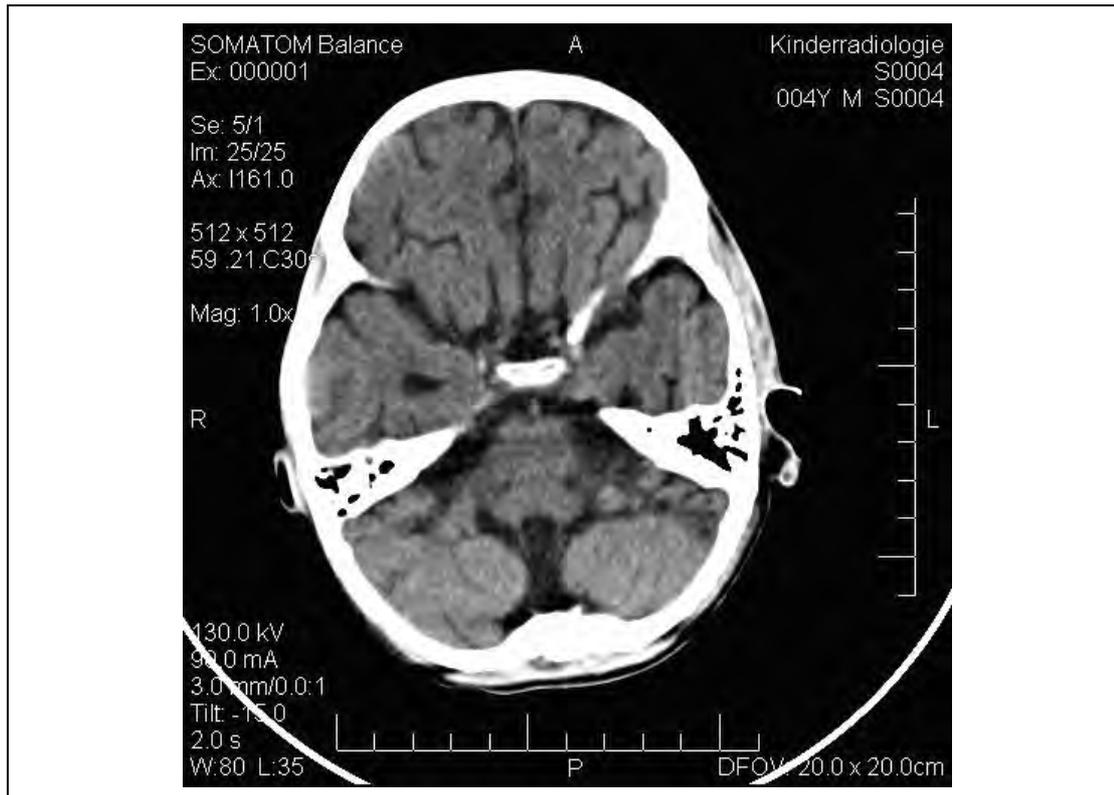


Abbildung 3.2  
Referenzschicht Hirnschädel



**Abbildung 3.3**  
**Referenzschicht Schädelbasis**

### **3.8 Realisierung der Applikation**

Die Webapplikation wurde anhand der erarbeiteten Datenstruktur mit der Microsoft® Software *Frontpage 2000* erstellt. Um die zahlreichen Bilder mit vertretbarem Zeitaufwand verarbeiten zu können, wurde zusätzlich die im Gießener Hochschulrechenzentrum entwickelte Software *Gallery Maker 1.0* eingesetzt. Mit dieser Software ist es möglich, ein Template zu erstellen, das als Grundlage für eine Webseite benutzt werden kann. Der *Gallery Maker 1.0* ist in der Lage, die Ordner- und Dateistruktur der Bilddaten auszulesen. Nach dieser Struktur können die Webseiten dem erstellten Template entsprechend automatisch erstellt und verlinkt werden.

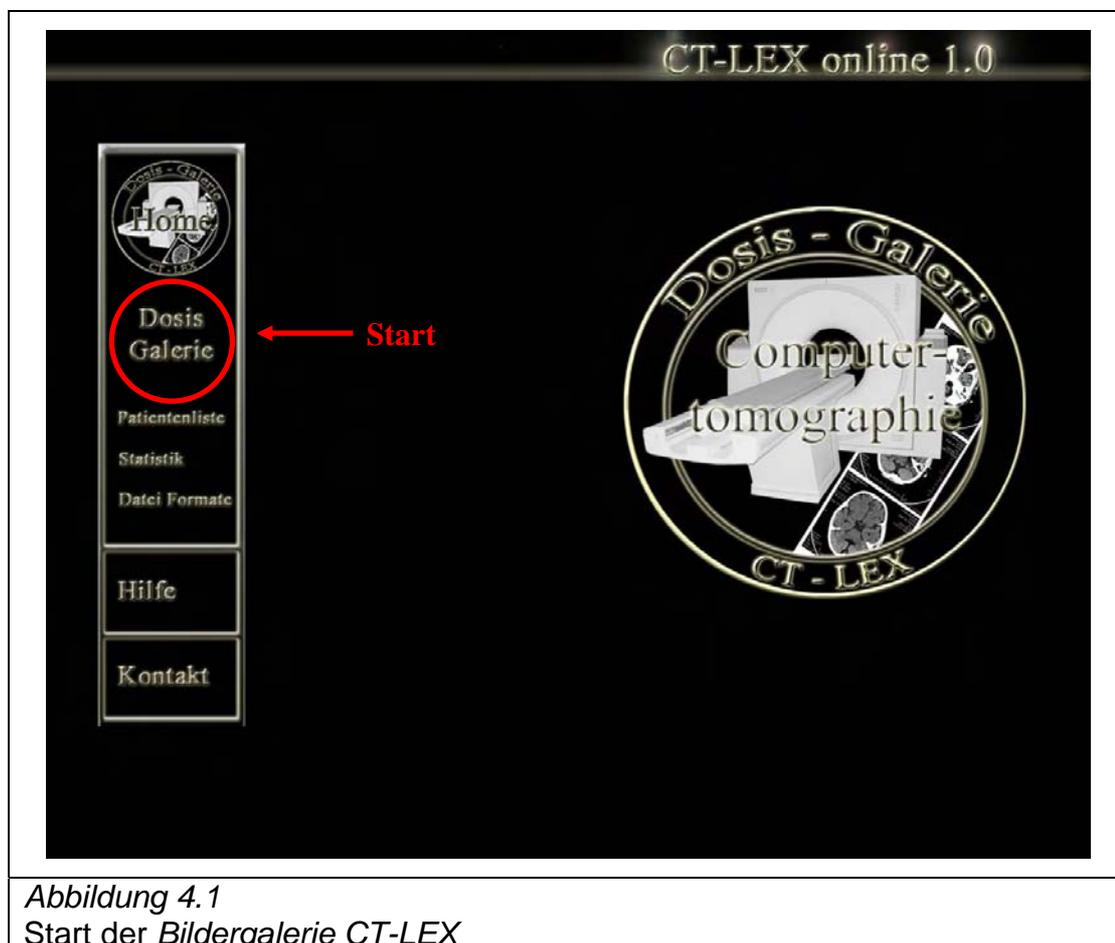


## 4 Ergebnis Teil I: Bildergalerie CT-LEX

### 4.1 Start der Applikation

Die Applikation kann ohne Installation von CD-Rom aufgerufen werden. Auf der Startseite stehen im linken Navigationsframe verschiedene Hyperlinks zur Verfügung (Abb. 4.1).

Der Hyperlink *Dosis Galerie* startet die *Bildergalerie CT-LEX*. Unter *Patientenliste* und *Statistik* stehen Informationen über den Inhalt der Bildergalerie zur Verfügung. Im Bereich *Datei Formate* kann sich der Anwender durch direkten Vergleich davon überzeugen, dass es visuell nicht möglich ist, die Vorlagebilder im JPG Format von Bildern im Tiff- oder im DICOM-format zu unterscheiden. Unter *Hilfe* ist eine Online Hilfe verfügbar. Unter *Kontakt* wird ein Impressum mit entsprechenden Kontaktinformationen angezeigt.



## 4.2 Auswahl einer Altersgruppe

Mithilfe von Schaltflächen in einem Navigationsframe am unteren Bildschirmrand kann eine der sechs Altersgruppen (Tab. 4.1) ausgewählt werden. Die Gruppe sollte dem aktuell zu untersuchenden Patienten entsprechen. Über die Schaltfläche *Home* gelangt man wieder zur Startseite zurück.

Tabelle 4.1

Altersgruppen [Jahre]					
< 1	1 bis 2	3 bis 5	6 bis 9	10 bis 12	> 14

In einem konkreten Fallbeispiel der Verlaufskontrolle eines Hydrocephalus bei einem vierjährigen Patienten wäre entsprechend die Gruppe 3 bis 5 Jahre auszuwählen (Abb. 4.2).

**Dosis - Galerie** CT-LEX online 1.0

Dosisoptimierung der Computertomographie

Die hier dargestellten CT-Aufnahmen geben einen Überblick über den Zusammenhang zwischen Bildqualität und Dosis in Abhängigkeit vom Patientenalter.

Zur Optimierung der Untersuchungsparameter auf die jeweilige Fragestellung kann eine Beispiel CT-Aufnahme ausgewählt werden, deren Bildqualität zur Beantwortung der Fragestellung geeignet ist. Die dort verwendeten Untersuchungsparameter können als Grundlage für die neue Untersuchung benutzt werden.

Damit soll erreicht werden, dass möglichst dosis-sparende Untersuchungsparameter verwendet werden.

Die Aufnahmen werden, aufsteigend nach Dosis sortiert, in einer Bildergalerie dargestellt, die nach Schichtdicke und Aufnahme-region unterteilt ist.

Der CTDI<sub>w</sub> - Wert (gewichteter CT Dosis Index in mGy) der über den jeweiligen Bildern angegeben ist, gilt als Maß für die applizierte Dosis.

Bitte wählen Sie die Altersgruppe des zu untersuchenden Patienten in der unteren Menüleiste aus.

**Auswahl einer Altersgruppe**

Home    bis 1 Jahr    1 bis 2 Jahre    **3 bis 5 Jahre**    6 bis 9 Jahre    10 bis 14 Jahre    über 14 Jahre

Abbildung 4.2  
Auswahl einer Altersgruppe

### 4.3 Auswahl einer Untersuchungsregion und Schichtdicke

Nach Auswahl der Altersgruppe wird der Navigationsframe entsprechend aktualisiert. Dort kann sowohl in der Gruppe Schädelbasis (Base) als auch in der Gruppe Hirnschädel (Cerebrum) zwischen den verfügbaren Schichtdicken ausgewählt werden.

Für die oben geschilderte Hydrocephaluskontrolle stellt z. B. Hirnschädel (Cerebrum) mit 5 mm Schichtdicke eine gute Wahl dar (Tab. 4.2 und Abb. 4.3).

Tabelle 4.2

3 bis 5 Jahre	Schichtdicke			
Base	2 mm	3 mm	5 mm	8 mm
Cerebrum	2 mm	3 mm	<b>5 mm</b>	8 mm

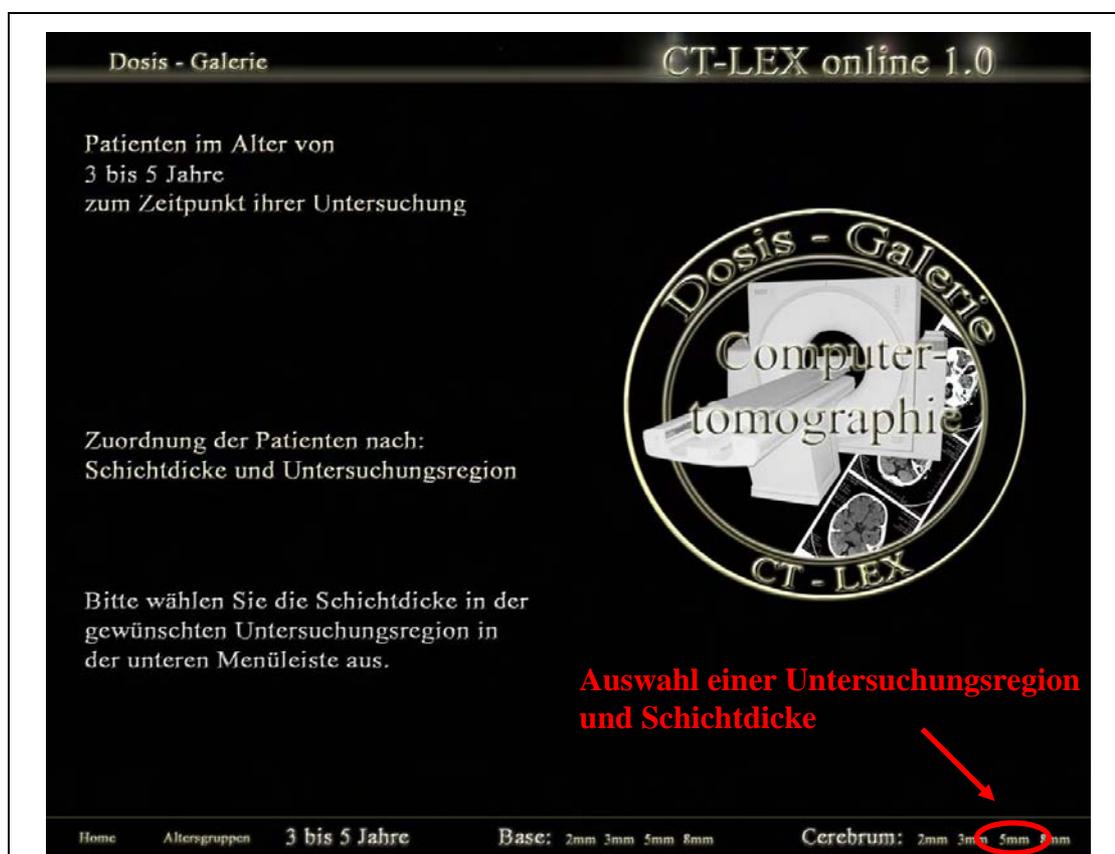


Abbildung 4.3  
Auswahl einer Untersuchungsregion und Schichtdicke

#### 4.4 Übersicht der Vorlagebilder

Die ausgewählte Gruppe wird farblich hervorgehoben und die der Gruppe zugehörigen Vorlagebilder im Hauptframe in einer nach CT-Dosis-Index sortierten Übersicht dargestellt. Der CT-Dosis-Index steht jeweils unter den Übersichtsbildern (Abb. 4.4). Mithilfe der Schaltfläche *Altersgruppen* gelangt man wieder einen Schritt zurück. Über die Schaltfläche *Home* gelangt man zur Startseite.

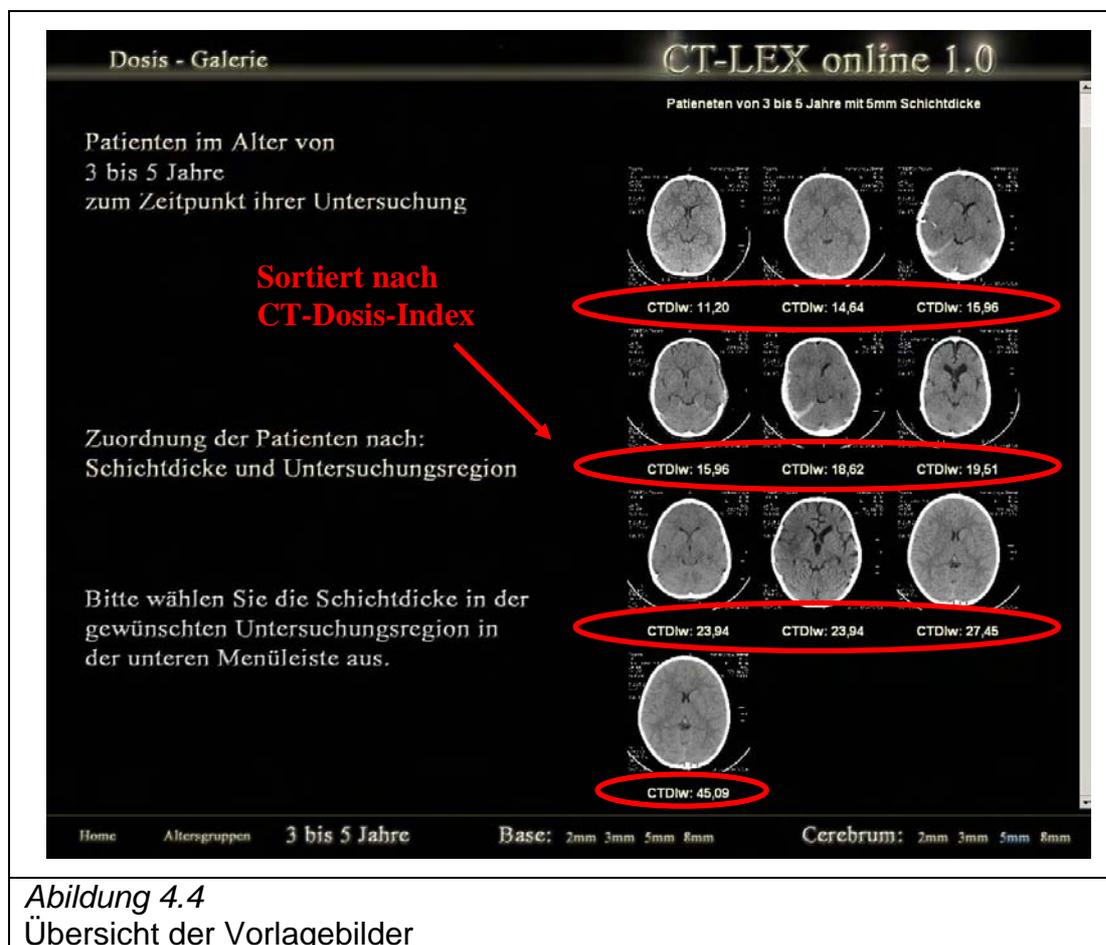


Abbildung 4.4  
Übersicht der Vorlagebilder

## 4.5 Auswahl der Vorlagebilder

Durch Auswahl eines Übersichtsbildes wird das zugehörige Vorlagebild dargestellt. Um zwischen den Vorlagebildern wechseln zu können, stehen Schaltflächen zur Verfügung; eine Schaltfläche mit einem *Pfeilsymbol* in linker Richtung, um ein Vorlagebild mit geringerer Dosis anzuzeigen, und eine Schaltfläche mit einem *Pfeilsymbol* in rechter Richtung, um ein Vorlagebild mit höherer Dosis anzuzeigen. Dazwischen ist eine Schaltfläche mit einem *Haussymbol* angeordnet, womit man wieder zurück zu den Übersichtsbildern gelangt. In der Abbildung 4.5 wird ein Vorlagebild mit 45,09 mGy CT-Dosis-Index angezeigt.

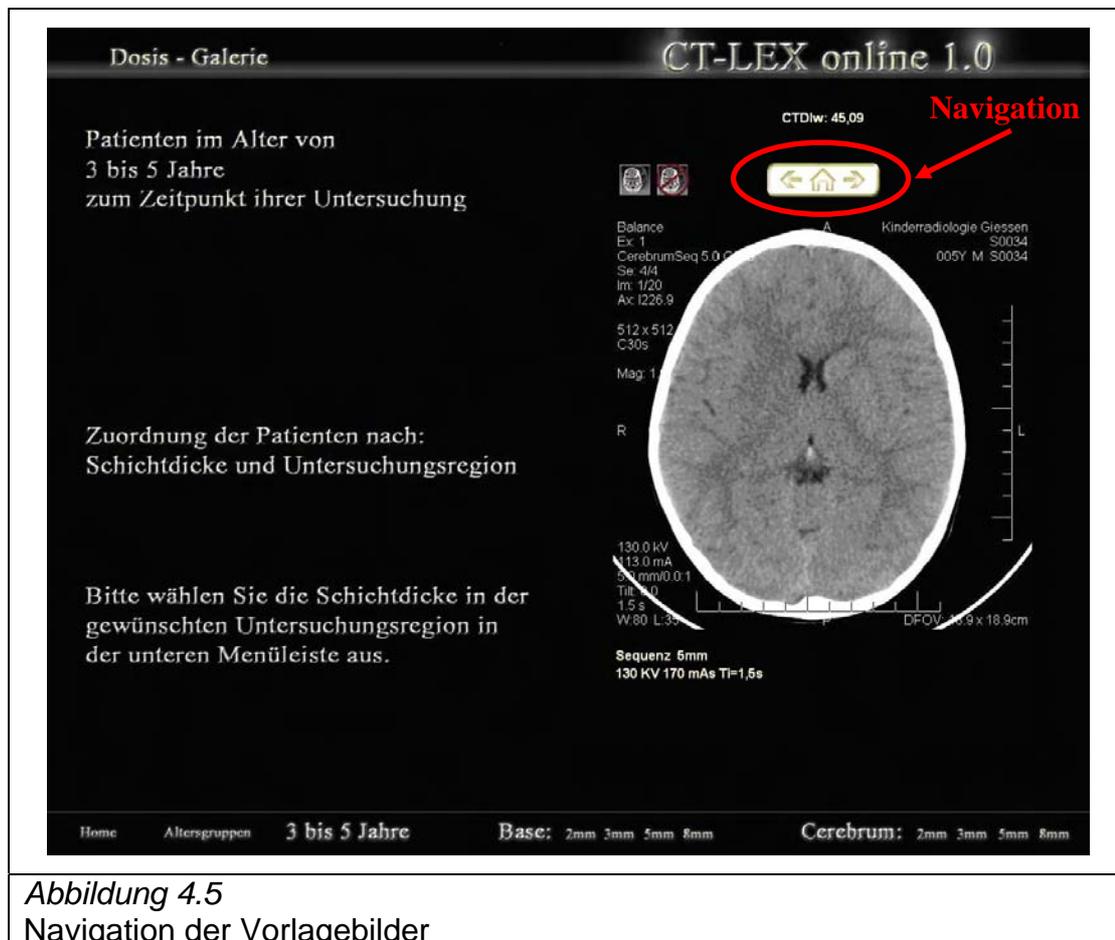


Abbildung 4.5  
Navigation der Vorlagebilder

Um die verschiedenen Dosisstufen direkt vergleichen zu können, ist es möglich, ein zweites Vorlagebild über die Schaltfläche mit dem Schichtbild Symbol aufzurufen. Dieses zweite Vorlagebild bleibt bei Veränderung des ersten Vorlagebildes erhalten.

In der Abbildung 4.6 kann das rechte Vorlagebild, welches mit 45,09 mGy CT-Dosis-Index einhergegangen ist, mit dem linken Vorlagebild, welches mit 27,45 mGy CT-Dosis-Index einhergegangen ist, verglichen werden.

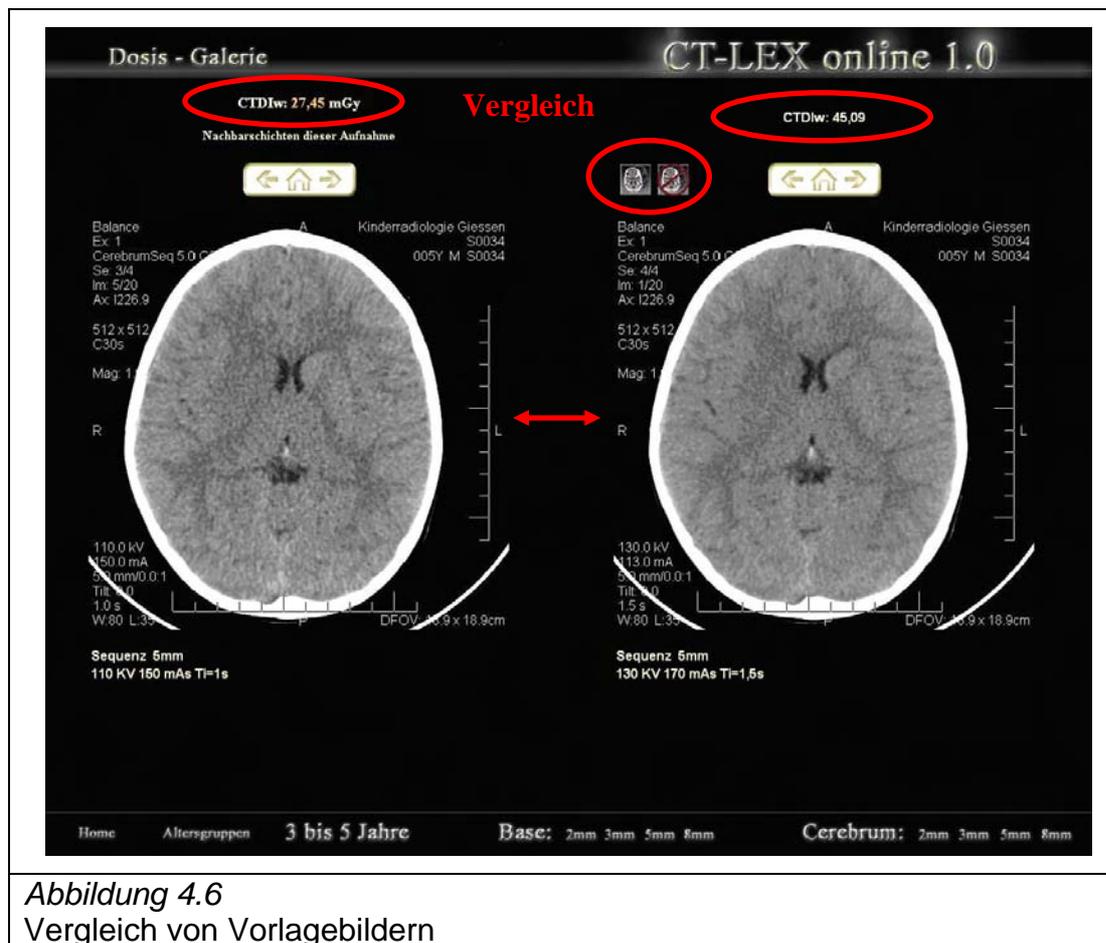


Abbildung 4.6  
Vergleich von Vorlagebildern

Die Schaltflächen über dem linken Vorlagebild haben andere Funktionen als die Schaltflächen über dem rechten. Die Schaltfläche mit einem *Pfeilsymbol* in linker Richtung wechselt hier die Schichtposition des Vorlagebildes nach hinten, die Schaltfläche mit einem *Pfeilsymbol* in rechter Richtung wechselt hier die Schichtposition nach vorne. Über die Schaltfläche mit dem *Haussymbol* gelangt man zu einer Übersicht über alle vorhandenen Schichtpositionen, die für diesen Datensatz verfügbar sind (Abb. 4.7).

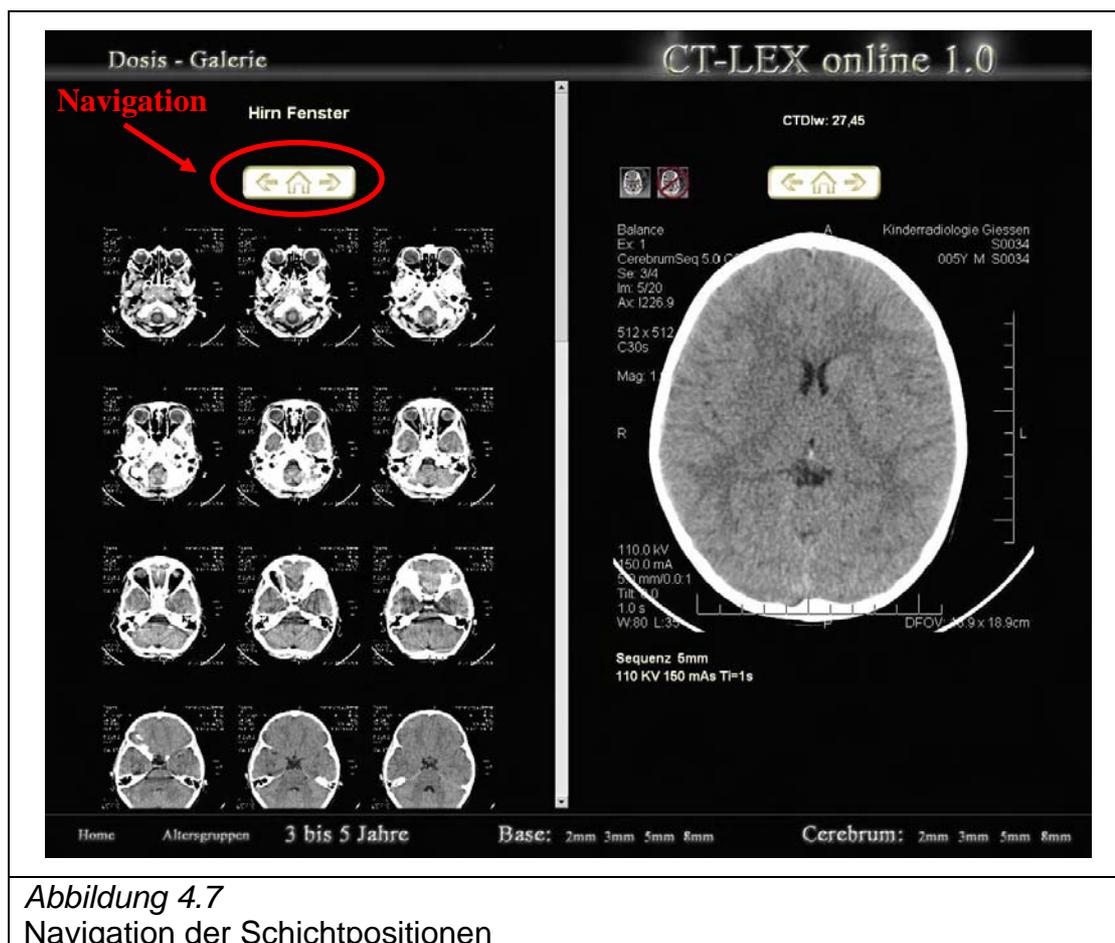
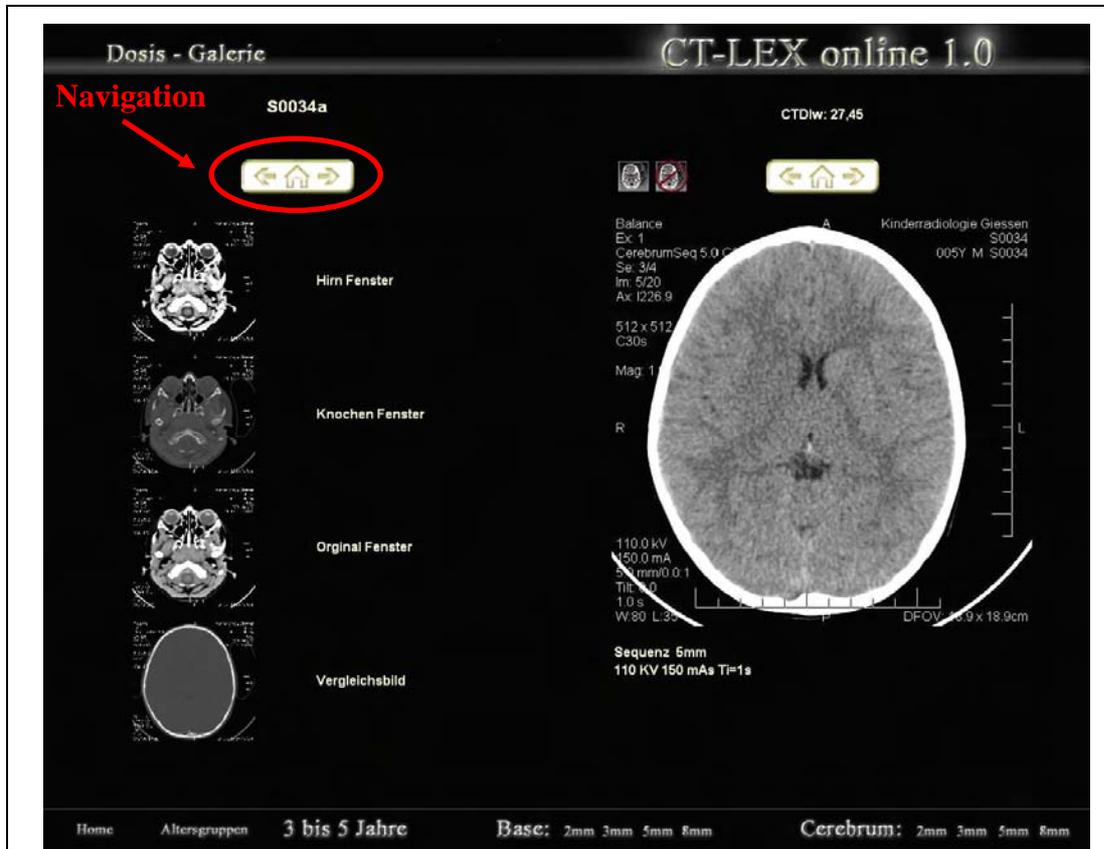


Abbildung 4.7  
Navigation der Schichtpositionen

In einer Schichtpositions-Übersicht kann mithilfe der Pfeiltasten zwischen den verfügbaren Fenstern oder Rekonstruktionsalgorithmen ausgewählt werden. Über das *Haussymbol* wird wiederum eine Übersicht über alle verfügbaren Voruntersuchungen angezeigt (Abb. 4.8).



**Abbildung 4.8**

Navigation zwischen verschiedenen Fenstern und Rekonstruktionsalgorithmen

#### 4.6 Parameterauswahl

Wurde unter Berücksichtigung der Nachbarschichten entschieden, welche Bildqualität für den aktuellen Fall ausreichend ist, können die unter jedem Vorlagebild im Hauptframe angezeigten Untersuchungsparameter für die neue Untersuchung herangezogen werden (Abb. 4.9 und Tab. 4.3).

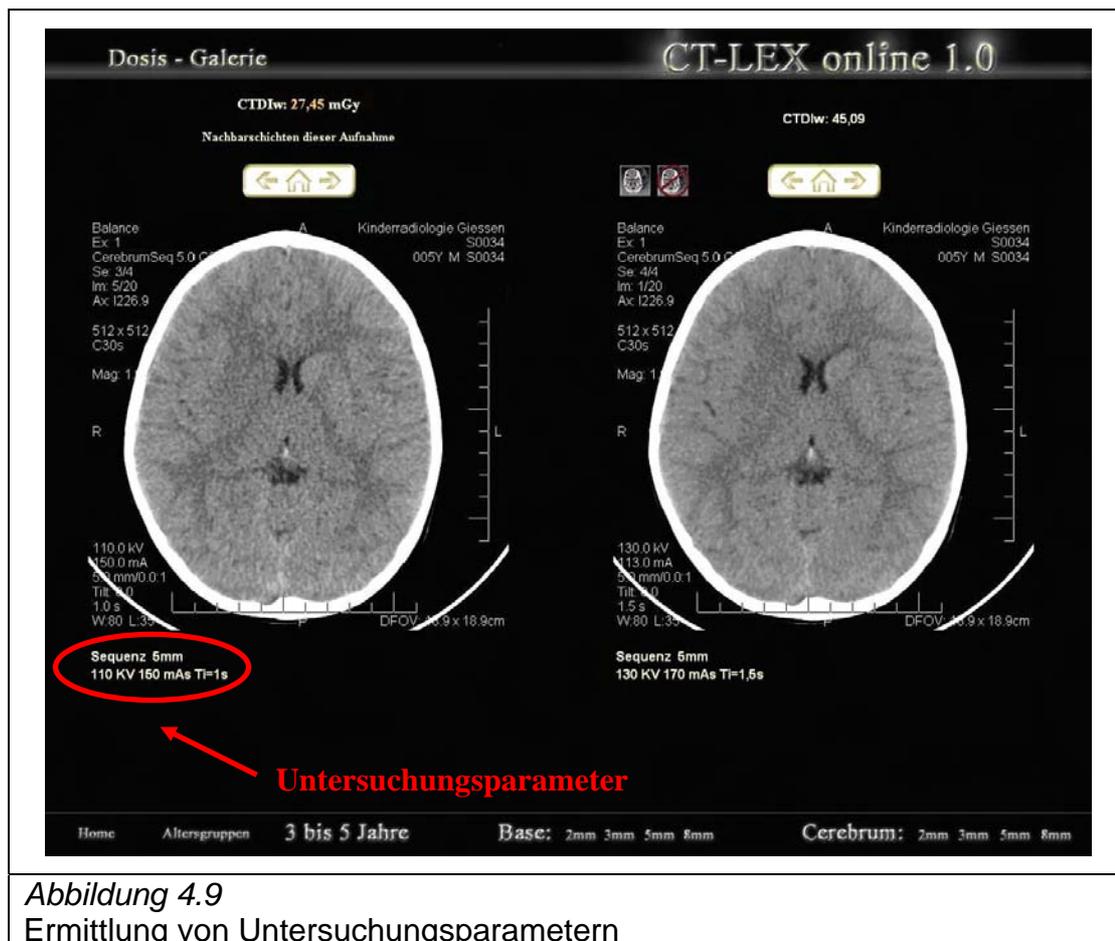


Abbildung 4.9  
Ermittlung von Untersuchungsparametern

Tabelle 4.3

Untersuchungsparameter	
CTDI	27,45 mGy
Untersuchungstyp	Sequenz
Schichtdicke	5 mm
Röhrensorgung	110 kV
Röhrenstrom	150 mA
System-Rotationszeit	1 Sekunde



## **5 Material und Methode Teil II**

### **5.1 Weiterentwicklung des Verfahrens**

Im folgenden Teil der Arbeit wird eine Weiterentwicklung des Verfahrens beschrieben.

Die Auswahl eines Aufnahmeparametersatzes für einen Computertomographen anhand eines Vorlagebildes vorzunehmen, bleibt als Grundkonzept unverändert. Zur Erstellung eines Vorlagebildes wird jedoch ein dem Vorlagebild zugrundeliegender Tomographie-Rohdatensatz bereits vor Durchführung der Bildrekonstruktion modifiziert. Die Modifikation wird dabei durch Anwendung eines Verrauschungsalgorithmuses durchgeführt [Haras 2006].

Durch die Verrauschung der Rohdaten konnten Vorlagebilder in verschiedenen Bildqualitätsstufen, ausgehend von demselben ursprünglichen Rohdatensatz und damit demselben Patienten, realistisch simuliert werden. Die Anzahl der benötigten Ausgangsuntersuchungen und somit deren Beschaffungsaufwand sank erheblich, weshalb auch weitere Körperregionen, die weniger häufig untersucht werden, zur Verfügung gestellt werden konnten. Ein weiterer Vorteil besteht in der Möglichkeit, dass man auch Untersuchungen mit sehr niedrigen Dosen simulieren kann, die in einer Fallsammlung üblicherweise nicht verfügbar sind.

Im Vergleich zu einer ursprünglich geplanten Verrauschung von CT-Bildern auf Bildebene, für die in Zusammenarbeit mit der Fachhochschule Gießen-Friedberg eine Diplomarbeit in der Abteilung Kinderradiologie der Universität Gießen erstellt wurde [Weiss 2002], können durch die Verrauschung auf Rohdatenebene charakteristische Niederdosis-Artefakte in den Vorlagebildern besonders realitätsgetreu nachgebildet werden. Dem Anwender kann hierdurch der Effekt einer Änderung eines oder mehrerer Aufnahmeparameter besonders plastisch und realitätsnah vor Augen geführt werden. Zudem wurde durch die auf Rohdatenebene durchgeführte Modifikation die Möglich-

keit eröffnet, dieselbe, hinsichtlich der Bildqualität modifizierte Aufnahme auf unterschiedliche Weise zu rekonstruieren. Im Besonderen ergab sich bei Rohdaten von Multislice CT-Geräten die Möglichkeit, die Schichtdicke zu variieren. Der Anwender hat hierdurch die Möglichkeit, die Wechselwirkungen zwischen den technischen Aufnahmeparametern (z. B. Röhrenstrom, Röhrenspannung etc.) mit den Parametern der Rekonstruktion (z. B. Schichtdicke, Kernel etc.) zu testen. Beispielsweise kann der Anwender auf diese Weise Konfigurationen der Aufnahmeparameter auffinden, bei welchen eine im Hinblick auf die Bildqualität ungünstige (niedrigdosierte) Einstellung der technischen Aufnahmeparameter durch geeignete Parametrierung der Rekonstruktion kompensiert wird. Der Anwender kann auf diese Weise eine besonders geringe Belastung des Patienten ohne nennenswerten Informationsverlust mit Blick auf die angestrebte Untersuchung erzielen.

Als Qualitätsmaß wurde der CT-Dosis-Index beibehalten.

Auch im weiterentwickelten Verfahren bestimmt der Anwender vor der eigentlichen Auswahl eines qualitativ ausreichenden Vorlagebildes, welche Körperregion untersucht werden soll. Außerdem werden Patientenalter und Patientengewicht abgefragt.

Zu einem Rohdatensatz wurde jeweils eine Gruppe von mehreren Vorlagebildern erstellt, die entsprechend ihrer Zugehörigkeit zu demselben Rohdatensatz alle dieselbe Untersuchungssituation widerspiegeln und demselben Patienten zugeordnet sind, die sich aber hinsichtlich des Qualitätsmaßes unterscheiden. Die Vorlagebilder einer Gruppe zeigen somit das gleiche Bild in unterschiedlichen Qualitätsstufen. Durch Vergleich der verschiedenen Vorlagebilder einer Gruppe kann ein Anwender verschiedene Konfigurationen der Aufnahmeparameter direkt vergleichen.

Im Zuge des Auswahlprozesses wird stets eine solche Gruppe von Vorlagebildern als Ganzes dem Anwender zur Auswahl zur Verfügung gestellt. Für die Auswahl werden die einzelnen Vorlagebilder alternativ angezeigt, so dass der Anwender diese Bilder auf der Suche nach einer besonders geeigneten

Bildqualität „durchblättern“ kann. Die Vorlagebilder können hierbei nach Anwenderwunsch sortiert werden.

Um den Auswahlprozess zu erleichtern, wird gleichzeitig zu dem zur Auswahl angezeigten Vorlagebild ein Standard-Vorlagebild derselben Gruppe angezeigt, welches einer vorher bestimmten Standard-Bildqualität entspricht. Zusätzlich wird der CT-Dosis-Index angezeigt. Dies erlaubt dem Anwender, das angezeigte Vorlagebild hinsichtlich seiner Bildqualität besser einzuschätzen und Rückschlüsse, auf die mit dem entsprechenden Vorlageparametersatz verbundene Belastung des Patienten, zu ziehen. Zusätzlich wird visualisiert, ob der dem angezeigten Vorlagebild zugeordnete CT-Dosis-Index für das ausgewählte Patientenprofil und die ausgewählte Körperregion vergleichsweise hoch oder niedrig ist.

Die neue Applikation wird auf Basis einer Standard Workstation betrieben, womit sämtliche, dem Anwender vertrauten Bildbearbeitungsmöglichkeiten, zur Verfügung stehen. Insbesondere muss nicht mehr auf das „Fenster“ verzichtet werden, da die Vorlagebilder als DICOM-Bilder verfügbar sind. Das Hinzufügen von neuen, z. B. anwendereigenen Untersuchungen, wurde ebenfalls ermöglicht.

## **5.2 Rahmenbedingungen**

Die Applikation soll dem Anwender ein hohes Maß an Bedienfreundlichkeit bieten und mit einem geringen Zeiteinsatz auskommen. Um Fehler zu vermeiden, sollte die Bedienung möglichst intuitiv erfolgen. Die Applikation wurde in englischer Sprache erstellt, um damit eine internationale Verwendung zu ermöglichen. Um den Programmieraufwand zu begrenzen, wurde die Software der Workstation nicht verändert. Der Zugang zur Workstationfunktionalität konnte über die im System integrierte Schnittstelle erfolgen.

Die Applikation *Patient Image Gallery* wurde nach einer Funktionalitätsspezifikation als separate Benutzeroberfläche erstellt.

Aufgrund der Geräteabhängigkeit der Rohdaten wurden ausschließlich Daten von Computertomographen des Typs Sensation 16 (Siemens<sup>®</sup>, Forchheim) verwendet. Die Applikation kann aber alle Bilder nach DICOM Standard verarbeiten.

Die benötigten Rohdaten wurden in den Kinderradiologischen Abteilungen der Universitäten Aachen, Bern (Schweiz), Erlangen, Luzern (Schweiz) und Tours (Frankreich) aus Routineuntersuchungen gesammelt. In Luzern und Tours wurde dazu eine externe Festplatte an das CT-System angeschlossen und nach Ausschöpfen des Speicherplatzes wieder abgeholt. In Aachen, Bern und Erlangen wurden die Daten mittels CD-Rom übertragen.

## **5.3 CT-Rohdaten**

### **5.3.1 Beschaffung der Rohdaten**

In den beteiligten Kliniken wurden ausschließlich Rohdaten von Patienten bis zu einem Alter von achtzehn Jahren gespeichert. Angaben zu Größe und Gewicht wurden in die entsprechenden DICOM-Felder bei der Registrierung oder nachträglich in die Kommentarfelder eingetragen.

Zur Anonymisierung wurde, je nach Softwareversion, entweder eine automatische Funktion benutzt oder die Patientenstammdaten wurden manuell mithilfe der *Edit-Correct* Funktion des *Patient Browsers* der Workstation verändert.

Um die Rohdaten zeitnah und in annehmbarer Geschwindigkeit nach Erhalt bearbeiten zu können, wurde eine spezielle Workstation um eine Rekonstruktionseinheit erweitert. Aufgrund der großen Datenmenge wurde zusätzlich ein Archivsystem mit einer Speicherkapazität von drei Terrabyte in das System integriert. Die Verwendung eines Archivsystems hat den Vorteil, dass selbst bei Ausfall von einzelnen Datenträgern die aufwändig gesammelten und bearbeiteten Daten nicht verloren gehen.

### 5.3.2 Gliederung der Rohdaten

Insgesamt wurden 329 Rohdatensätze gespeichert. Diese wurden in einem ersten Schritt in zwei Körperregionen gegliedert (Tab 5.1).

*Tabelle 5.1*

<b>Körperregion</b>	<b>Anzahl</b>
Head	238
Body	91

In Anlehnung an das bei Siemens<sup>®</sup> verwendete System zur Unterteilung von Kinder-Scanprotokollen wurden die Körperregionen in die in Tabelle 5.2 dargestellten Gewichts- / Altersgruppen untergliedert.

*Tabelle 5.2*

<b>Gewichts- / Altersgruppen</b>
5 kg / 3 Monate
10 kg / 1 Jahr
15 kg / 3 Jahre
20 kg / 6 Jahre
30 kg / 9 Jahre
40 kg / 12 Jahre
50 kg / 14 Jahre
60 kg / 17 Jahre

Agrund der großen Anzahl von Kopfuntersuchungen wurden anhand der DICOM Informationen der Rohdaten aus jeder Gewichts- / Altersgruppe die Untersuchungen mit der jeweils höchsten Dosis ausgewählt, so dass 30 der 238 Kopfuntersuchungen als weitere Grundlage dienen.

Nach Import der Datensätze in die Workstation wurden mithilfe des *Patient Browsers* die Datensätze der Körperregion *Body* weiter in die in Tabelle 5.3 dargestellten Untergruppen gegliedert.

Tabelle 5.3

<b>Körperregion <i>Body</i></b>
Thorax
Abdomen
Pelvis

Dazu wurde ein virtueller Patient mit dem Namen *Patient Image Gallery* angelegt. Diesem Patienten wurden Untersuchungsstudien entsprechend der Gruppeneinteilung hinzugefügt. Diesen Untersuchungsstudien wurden wiederum die Rohdaten der entsprechenden Patienten zugeordnet. Der Bezeichnung der Rohdaten wurde eine Studien-ID vorangestellt.

Daraus ergibt sich die in Tabelle 5.4 dargestellte Ablagestruktur.

Tabelle 5.4

Patientenname	Studiennamen	Serienname
...	...	
...	Thorax 60 kg / 12 Jahre	
<b>Patient Image Gallery</b>	<b>Abdomen 5 kg / 3 Monate</b>	<b>ID1 Rohdaten</b>
...	Abdomen 10 kg / 1 Jahr	ID2 Rohdaten
	...	ID3 Rohdaten
		...

Um die Performance zu erhöhen und damit den Workflow maßgeblich verbessern zu können, wurden die Rohdaten mit verschiedenen Indizes versehen und unterschiedlichen *Patient Image Gallery* Patienten zugeordnet.

Zusätzlich zu der Archivierung der Rohdaten wurde eine Datenbank angelegt, in der sämtliche Informationen der zugrunde liegenden Untersuchungen erfasst wurden.

Jeder Rohdatensatz wurde mit standardisierten Parametern rekonstruiert, um die Bilder in einer einheitlichen Qualität vorliegen zu haben. Von dieser gemeinsamen Basis ausgehend wurden alle weiteren Informationen gewonnen.

Von allen 121 Rohdatensätzen wurden die in Tabelle 5.5 dargestellten Untersuchungsparameter erfasst.

*Tabelle 5.5*

<b>Erfasste Untersuchungsparameter</b>	
Studien-ID	
Patientenalter	[Jahre]
Gewicht	[kg]
Körperregion	[Kopf / Thorax / Abdomen / Becken]
Untersuchungstyp	[Spirale / Sequenz]
Kollimation	[mm]
Röhrenstrom	[mA]
Röhrenspannung	[kV]
Tischvorschub / Rotation	[mm]
System-Rotationszeit	[s]
CARE Dose	[ja/nein]
CTDIvol	[mGy]

Falls die verwendete Scanrange mehrere der definierten Körperregionen abdeckte, konnten teilweise die Datensätze mehreren Körperregionen zugeordnet werden (Tab. 5.6).

*Tabelle 5.6*

<b>Körperregion</b>	<b>Anzahl</b>
Head	30
Thorax	64
Abdomen	59
Pelvis	37
<b>Gesamt</b>	<b>190</b>

Anhand der rekonstruierten Bilder wurde zusätzlich die grundsätzliche Verwendbarkeit des Datensatzes beurteilt. Dabei wurden folgende Kriterien berücksichtigt:

- Patient wurde wie in der Abteilung üblich gelagert
- Patient hat eine normale Anatomie
- Patient hat keinen pathologischen Extrembefund
- Datensatz deckt komplette Körperregion ab
- Datensatz enthält keine außergewöhnlichen Artefakte

Durch Auswertung des Datenmaterials und des visuellen Vergleiches der Bilddaten wurde jeweils der am besten geeignete Datensatz als Repräsentant für die jeweilige Gruppe ausgewählt. Prinzipiell können den Gruppen aber auch mehrere Datensätze als Repräsentant zugeordnet werden.

Weiter wurden neben Alter, Gewicht und grundsätzlicher Verwendbarkeit bei der Auswahl der Repräsentanten berücksichtigt:

- Körpergröße und Patienten-Durchmesser entsprechen der Gruppe
- Abgrenzbarkeit zur nächsten Gruppe ist gewährleistet
- Kontrastmittel wurde verwendet
- Untersuchungen mit möglichst hoher Dosis werden bevorzugt
- Verwendung der Dosismodulation CARE Dose bei der Bildakquisition
- Verwendung der gleichen Röhrenspannung innerhalb der Gruppen
- Verwendung der gleichen Kollimation innerhalb der Gruppen

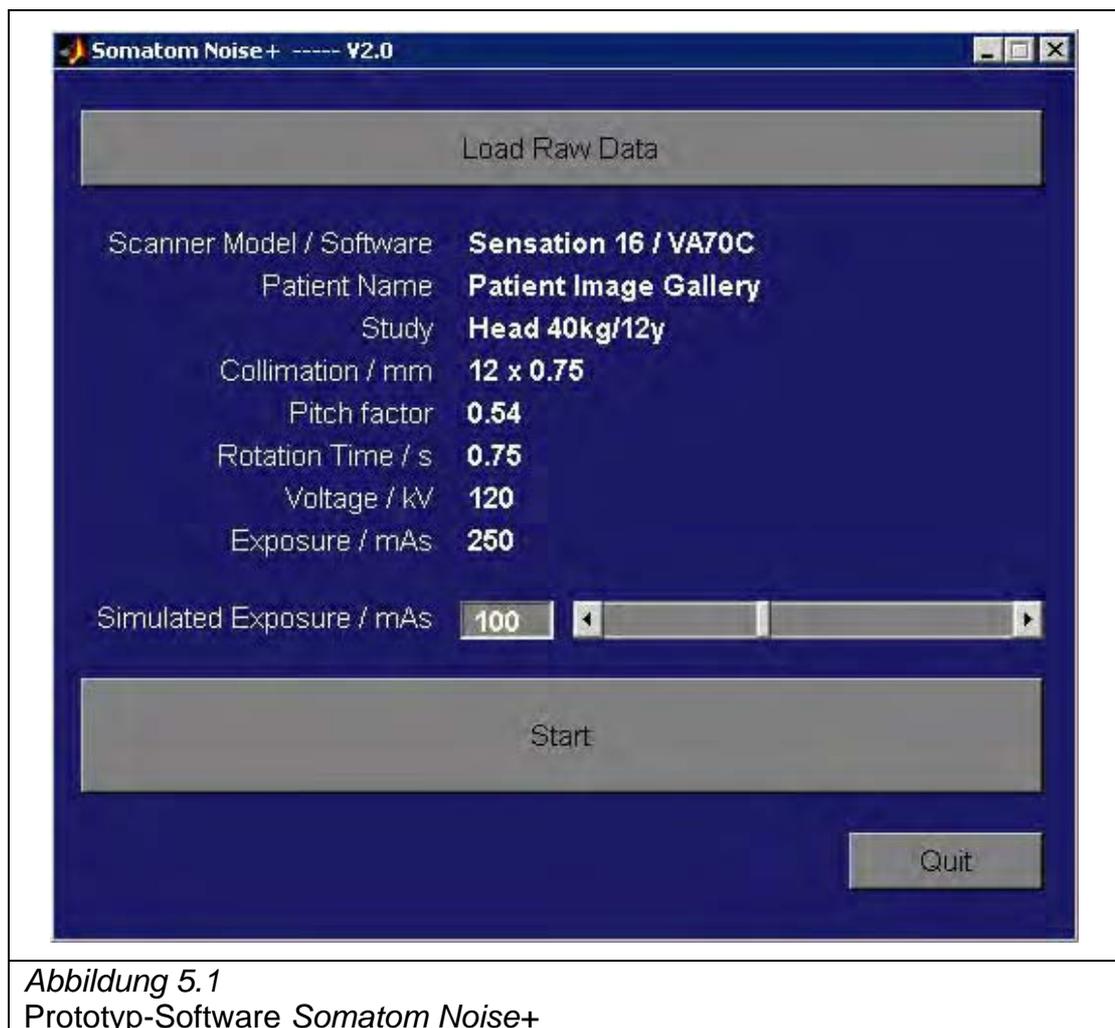
Bei den Körperregionen *Thorax*, *Abdomen* und *Pelvis* wurden ausschließlich Repräsentanten ausgewählt, die mit der Dosismodulation CARE Dose akquiriert worden waren. CARE Dose ist eine schwächungsbasierte Dosismodulation, die den Röhrenstrom in x / y-Richtung automatisch während des Röhrenumlaufes an das durchstrahlte Volumen anpasst [Siemens 2005c]. Bei den Schädel-CT-Untersuchungen lagen leider nicht genügend entsprechende Datensätze vor, so dass nur Datensätze als Repräsentanten der Körperregion Head ausgewählt wurden, die ohne CARE Dose akquiriert worden waren.

Die Rohdatensätze der ausgewählten Gruppen-Repräsentanten wurden in neuen, entsprechend indizierten *Patient Image Gallery*-Patienten, zusammengefasst.

Nicht ausgewählte Rohdatensätze wurden zusammen mit den zugehörigen Bilddaten auf einem externen Medium archiviert und aus der Systemdatenbank entfernt.

## 5.4 Verrauschungssoftware

Mit der Prototyp-Software *Somatom Noise+* (Abb. 5.1) kann auf Basis eines gerätespezifischen Korrekturfaktors und eines auf quantenphysikalischen Grundlagen beruhenden Verrauschungsalgorithmus die Qualität der einzelnen Projektionsprofile eines CT-Rohdatensatzes künstlich herabgesetzt werden.



Den einzelnen mit einem Strom  $I_0$  gemessenen CT-Projektionen wird ein Quantenrauschen hinzugefügt, das einem typischen Messrauschen bei Abschwächung des Detektorsignals entspricht. Dabei berücksichtigt die Simulation, dass das Röntgen-Quantenrauschen aufgrund der endlichen Strahledosis die Hauptquelle des Bildrauschens darstellt.

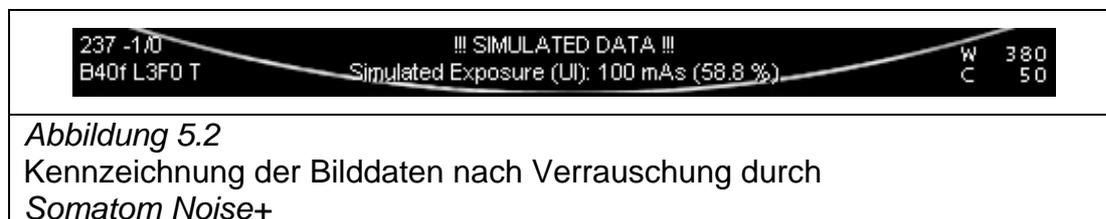
Da die physikalischen Zusammenhänge bekannt sind, ist es möglich, diesen Effekt sehr genau durch Hinzufügen von poissonverteilterm Rauschen zu den gemessenen Intensitätswerten nachzubilden. Die Varianz des hinzuaddierten Rauschens ist dabei proportional zu der Differenz der inversen Intensitäten, wobei das Original von der Simulation abgezogen wird (Gl. 5.1).

*Gleichung 5.1*

$$(\sigma^2) \propto \frac{1}{D_{sim}} - \frac{1}{D_{org}}$$

Aus den modifizierten Rohdatensätzen können dann mit der Gerätesoftware CT-Bilder rekonstruiert werden, die ein Bildrauschen aufweisen, welches einem Scan mit einem Strom  $I_1 < I_0$  entspricht. Die Stärke des hinzugefügten Rauschens kann beliebig variiert werden. Als Referenzmaß werden die effektiven mAs herangezogen.

Die verrauschten Rohdatensätze werden von *Somatom Noise+* gekennzeichnet. Unter anderem ist sicher gestellt, dass bei der anschließenden Rekonstruktion die Kommentarzeile eines jeden Bildes einen Eintrag erhält, dass das Bildmaterial modifiziert wurde. Des Weiteren wird sowohl absolut als auch prozentual angegeben, welchen an der CT-Konsole eingestellten *eff. mAs* das neue Bild entspricht (Abb. 5.2).



*Abbildung 5.2*

Kennzeichnung der Bilddaten nach Verrauschung durch *Somatom Noise+*

## 5.5 Verrauschung der klinischen Rohdaten

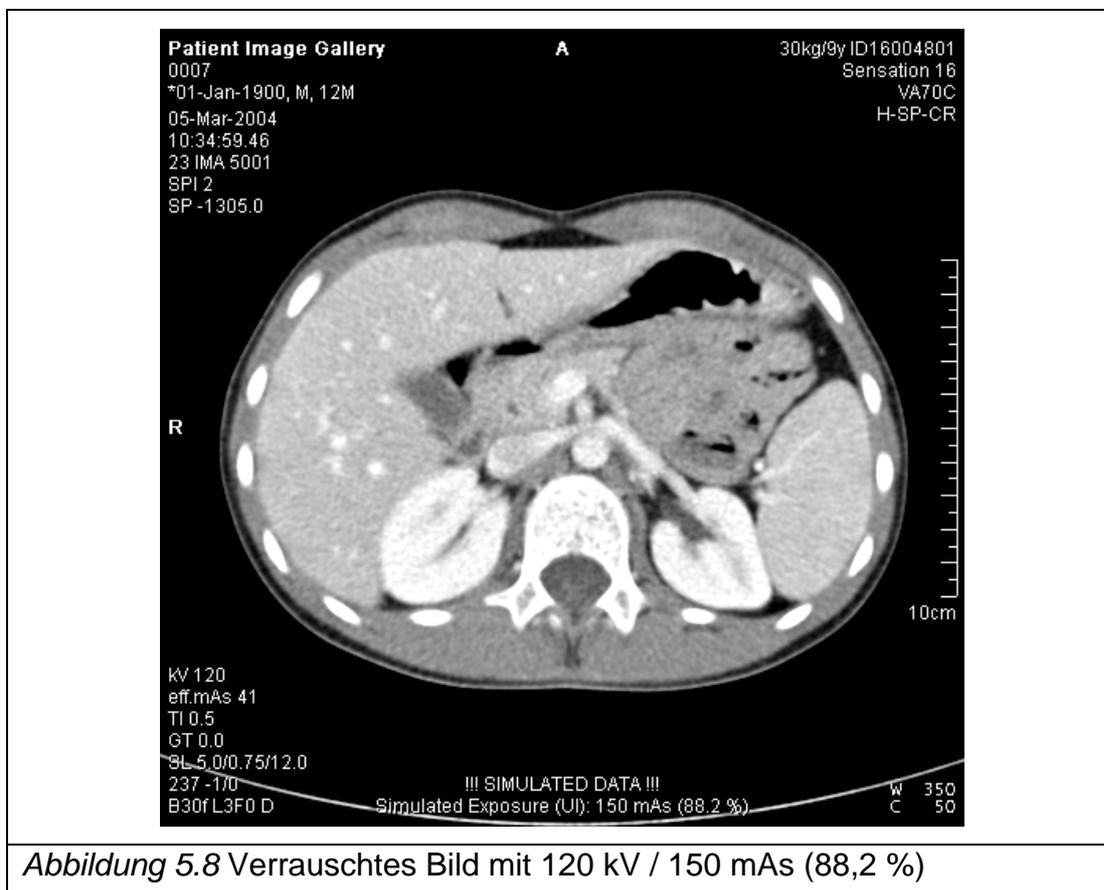
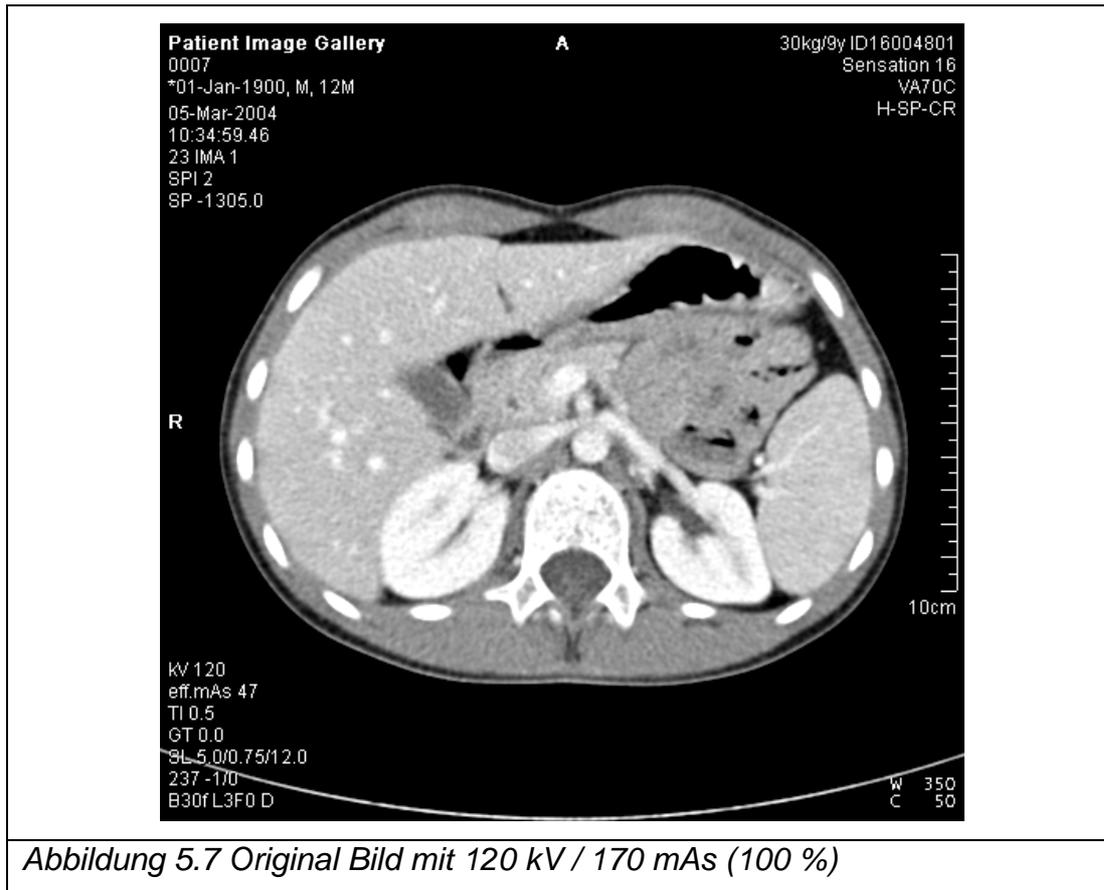
Die Verrauschung der Rohdaten für die *Patient Image Gallery* erfolgte in den in Tabelle 5.12 aufgeführten Stufen.

Tabelle 5.12

Dosisstufen [eff. mAs]
250 mAs
200 mAs
150 mAs
100 mAs
75 mAs
50 mAs
35 mAs
25 mAs

Bei Wahl dieser logarithmischen Abstufungsform mit in etwa dem Faktor  $1/\sqrt{2}$  ist aufgrund des physikalisch bedingten Zusammenhangs zwischen Dosis und Bildqualität von Dosisstufe zu Dosisstufe in etwa mit einer gleichmäßigen Zunahme des Bildrauschens zu rechnen [Brooks 1976].

Die maximal mögliche Dosisstufe eines Datensatzes wird durch die verfügbaren ursprünglichen Untersuchungen bedingt, da diese mit unterschiedlichen, zum Teil sehr niedrigen, Dosen akquiriert wurden. Die minimal anwählbare Dosisstufe wird durch den jeweiligen CT-Gerätemode bedingt, da nur Datensätze erzeugt wurden, die mit dem zugehörigen Gerätetyp auch realisierbar sind. Der ursprüngliche Datensatz sowie die minimal mögliche Dosisstufe wurden jeweils hinzugefügt, obwohl diese vom Verrauschungs-Schema abweichen. In den Abbildungen 5.7 bis 5.24 werden exemplarisch einige Vorläuferbilder dargestellt.



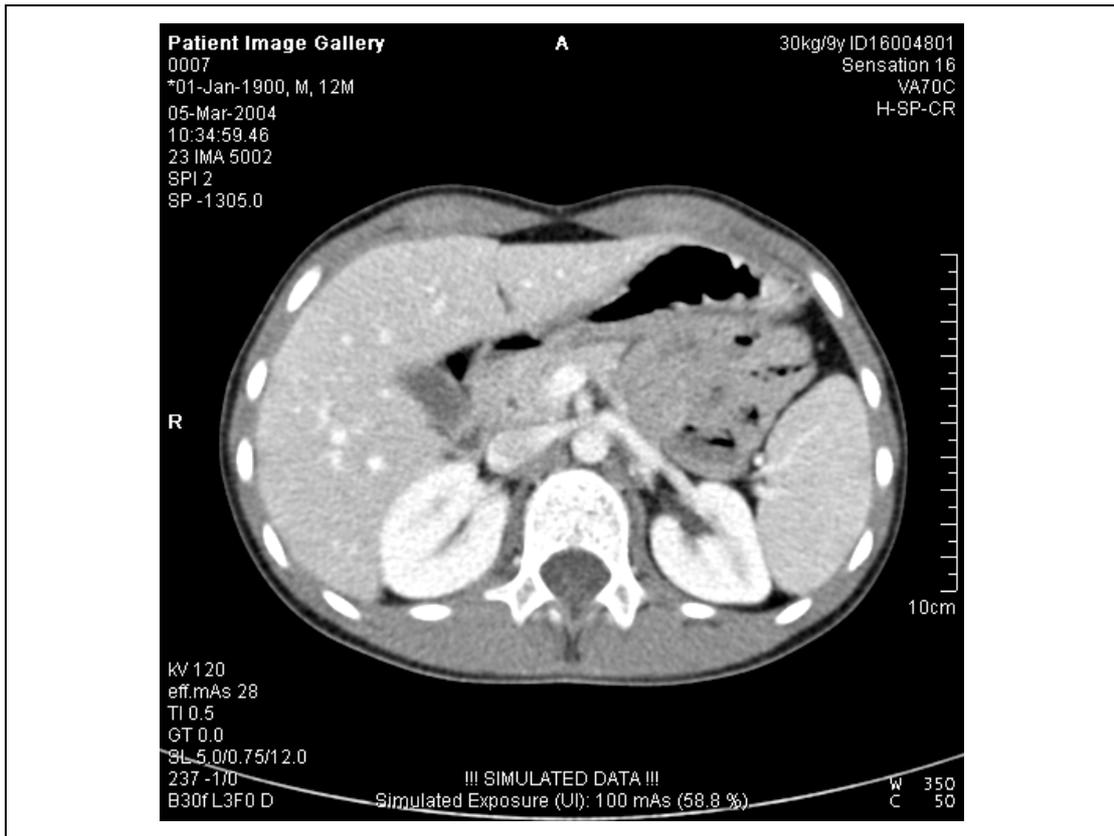


Abbildung 5.9 Verrauschtes Bild mit 120 kV / 100 mAs (58,8 %)

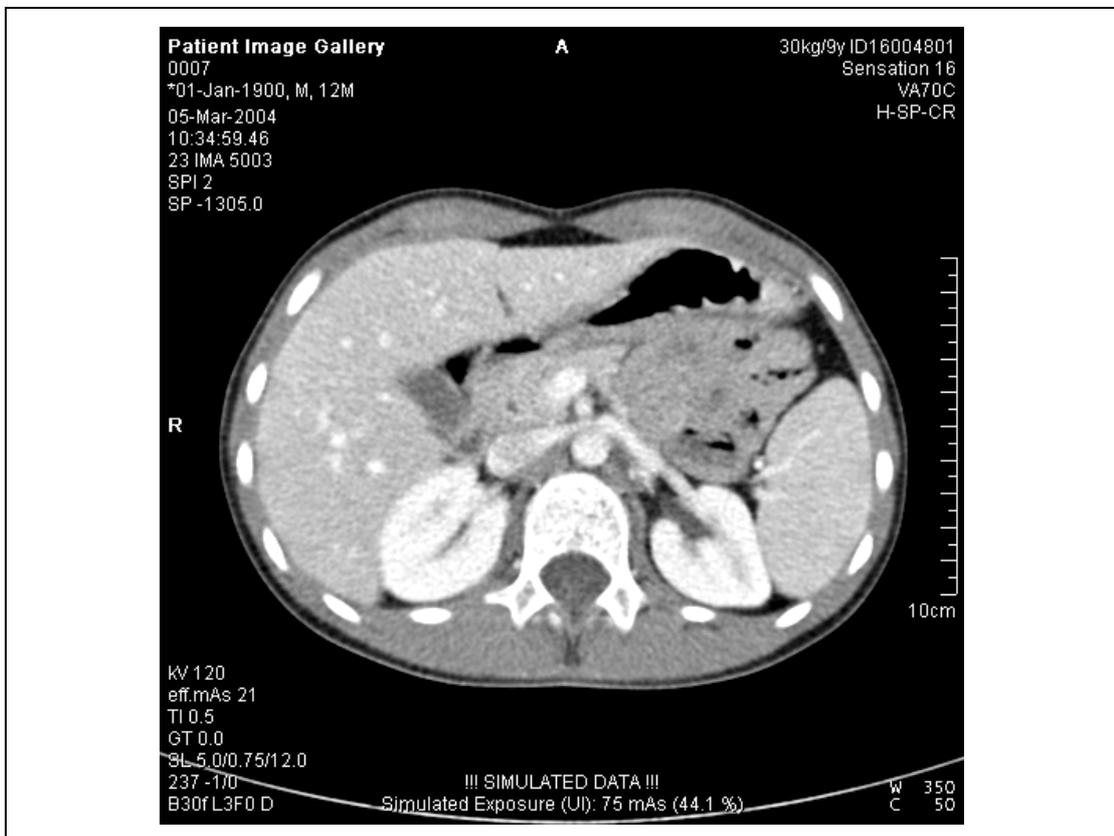
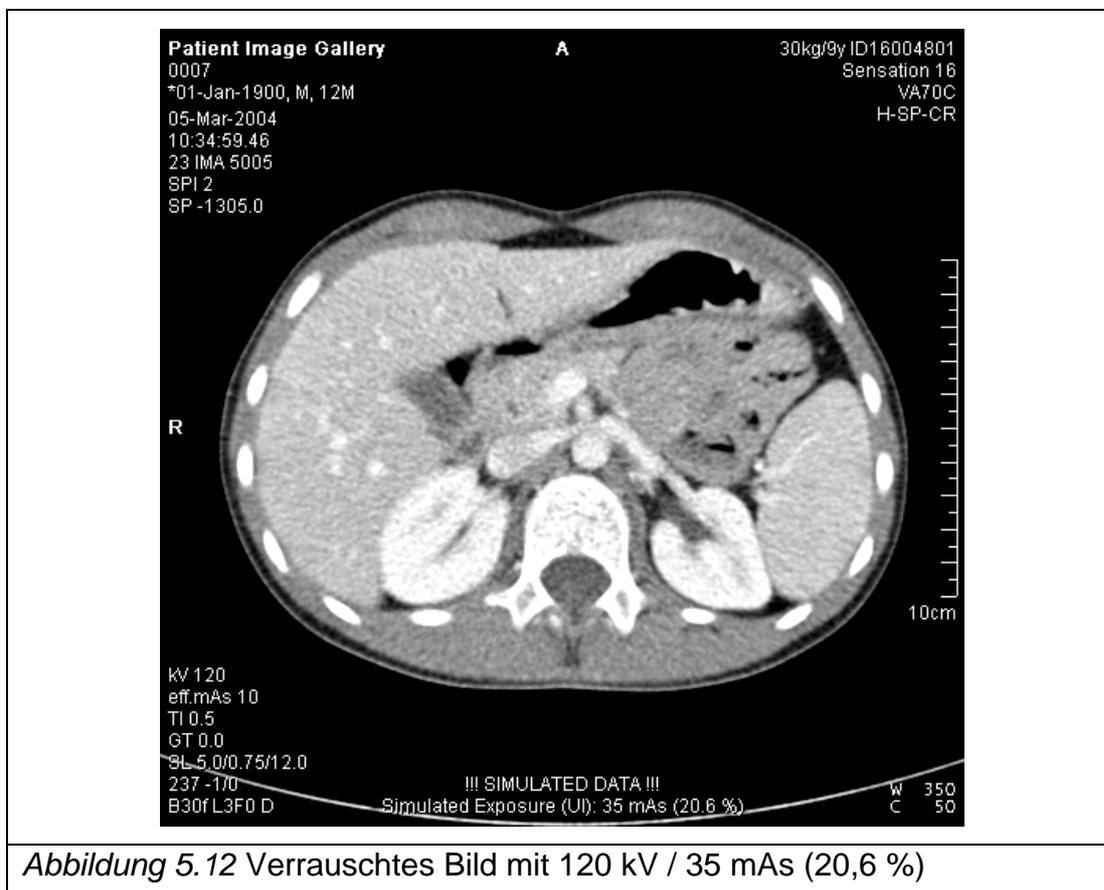
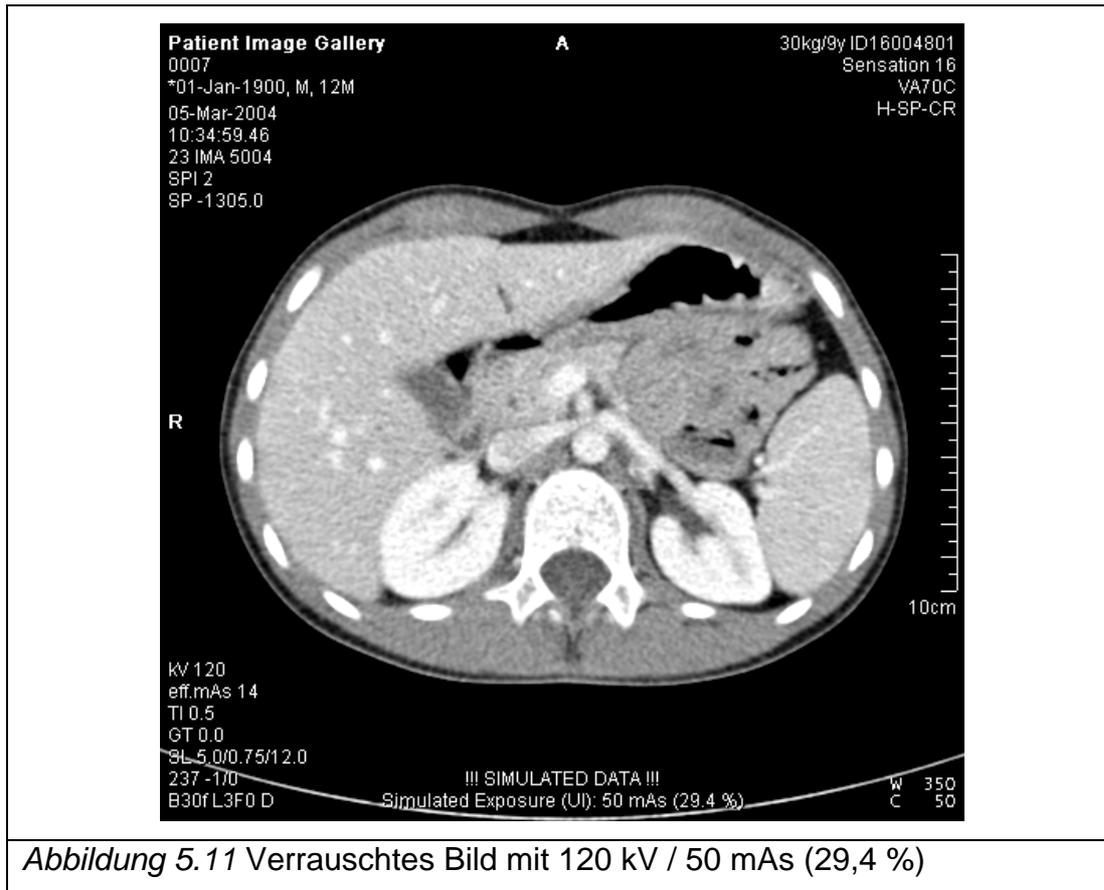


Abbildung 5.10 Verrauschtes Bild mit 120 kV / 75 mAs (44,1 %)



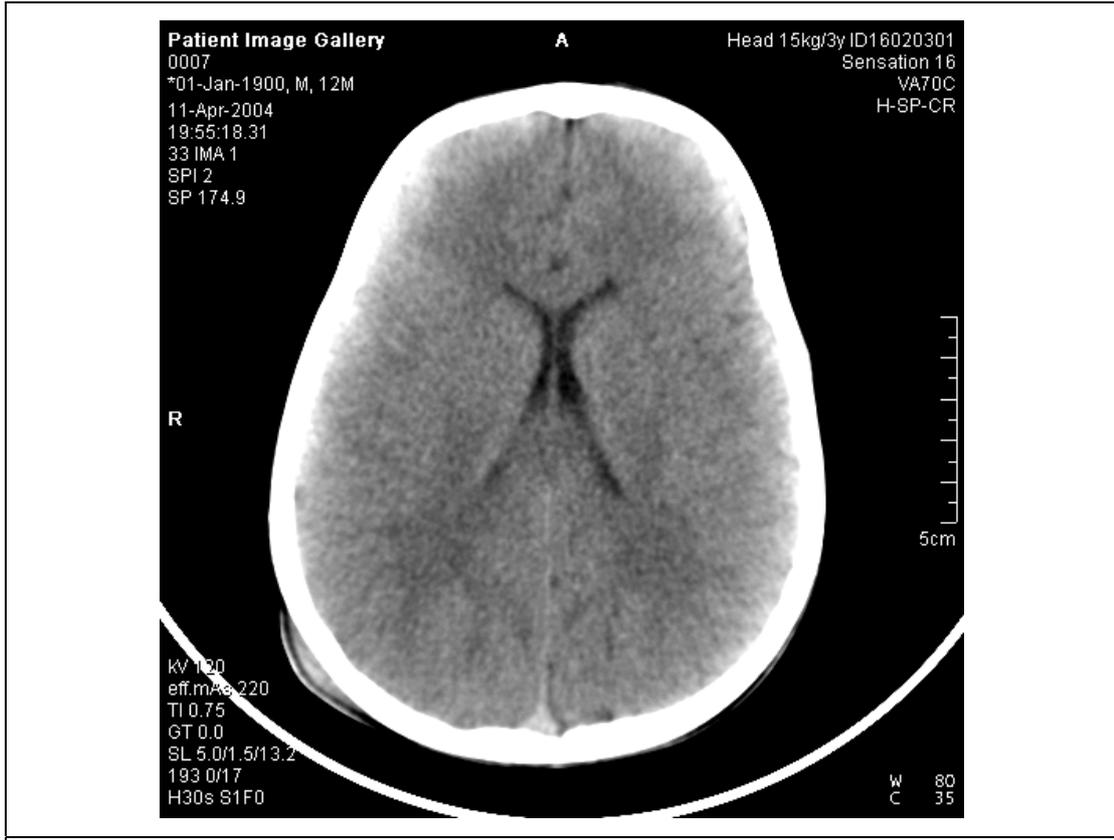


Abbildung 5.13 Original Bild mit 120 kV / 220 mAs (100 %)

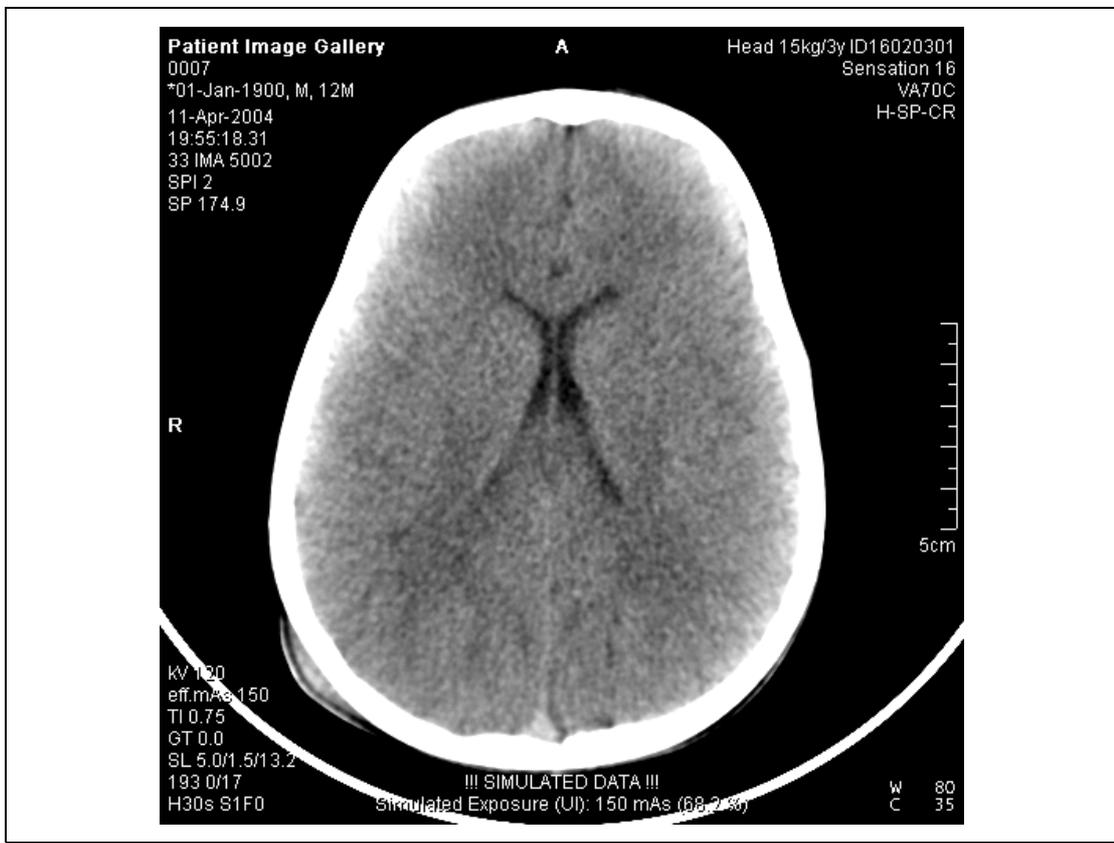
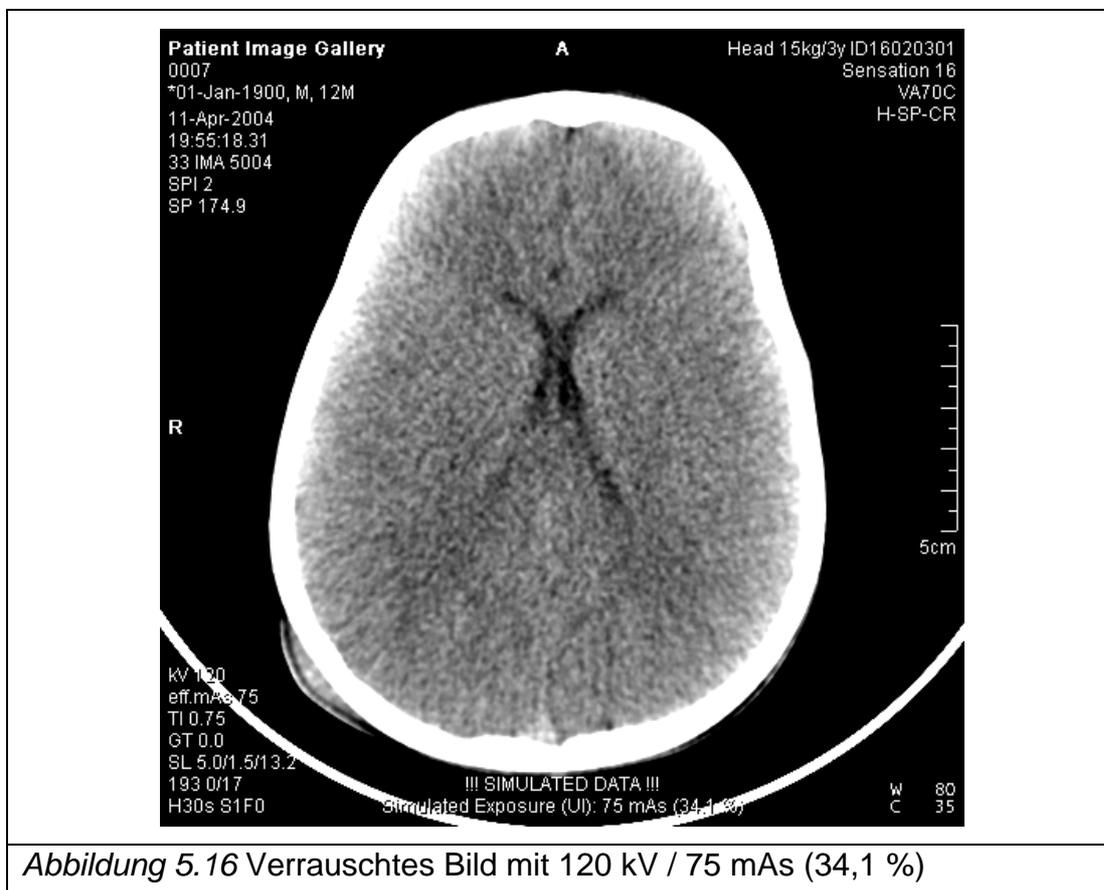
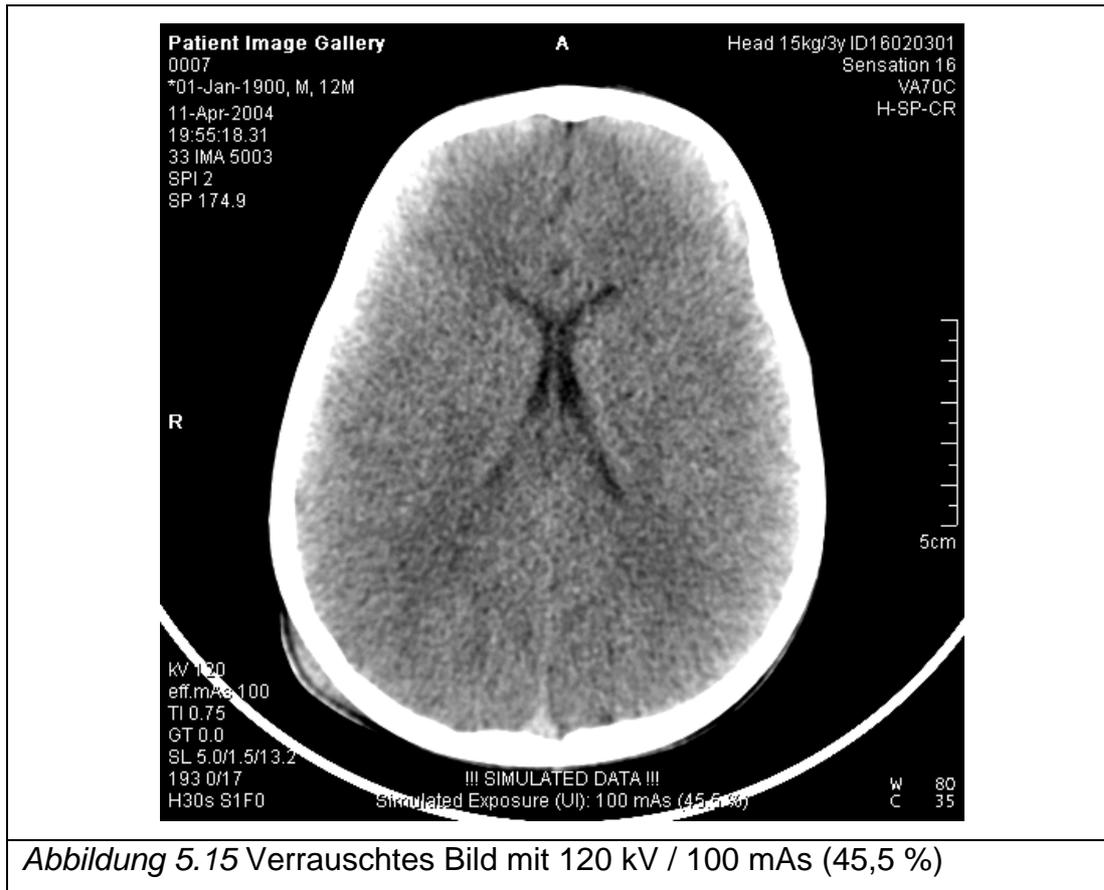


Abbildung 5.14 Verrauschtes Bild mit 120 kV / 150 mAs (68,2 %)



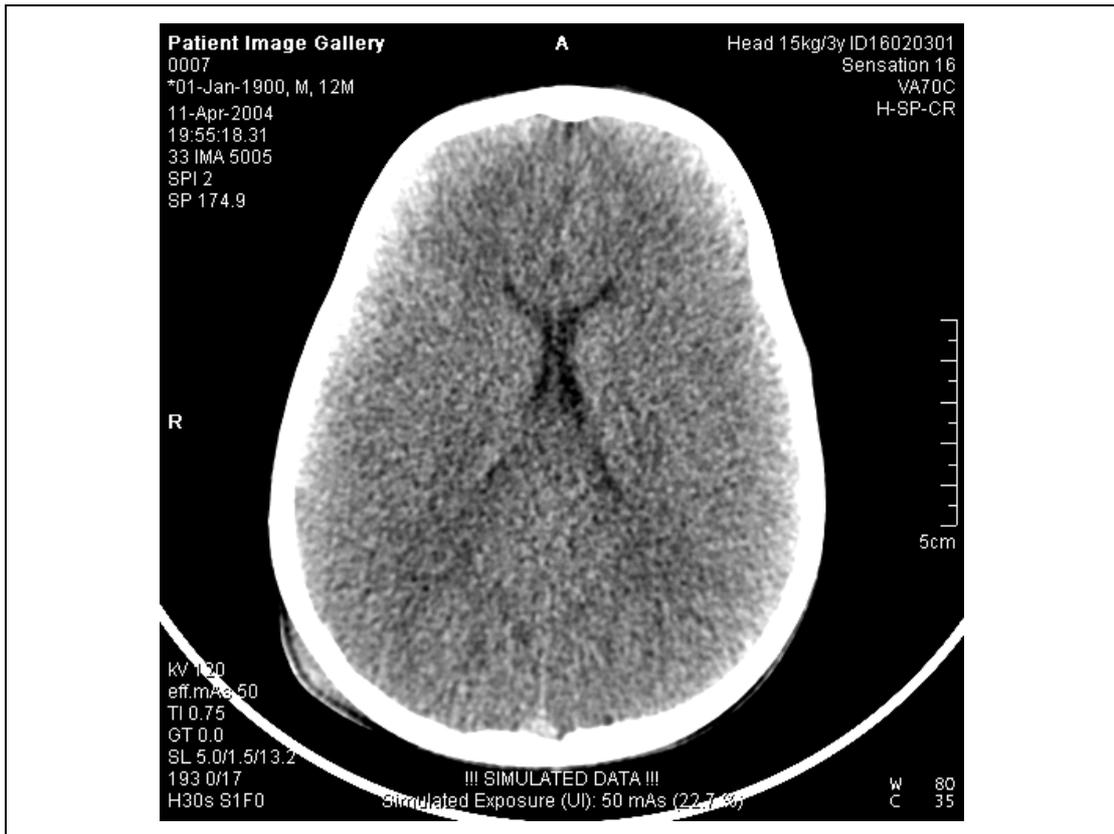


Abbildung 5.17 Verrauschtes Bild mit 120 kV / 50 mAs (22,7 %)

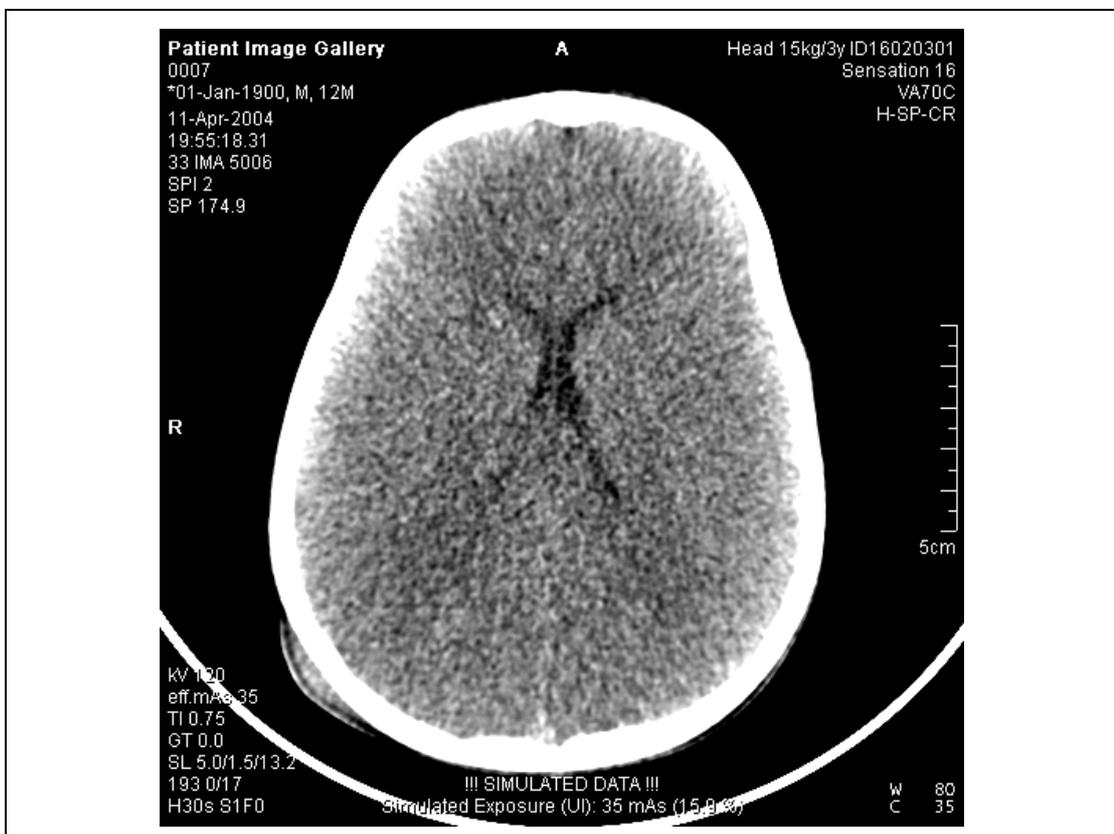
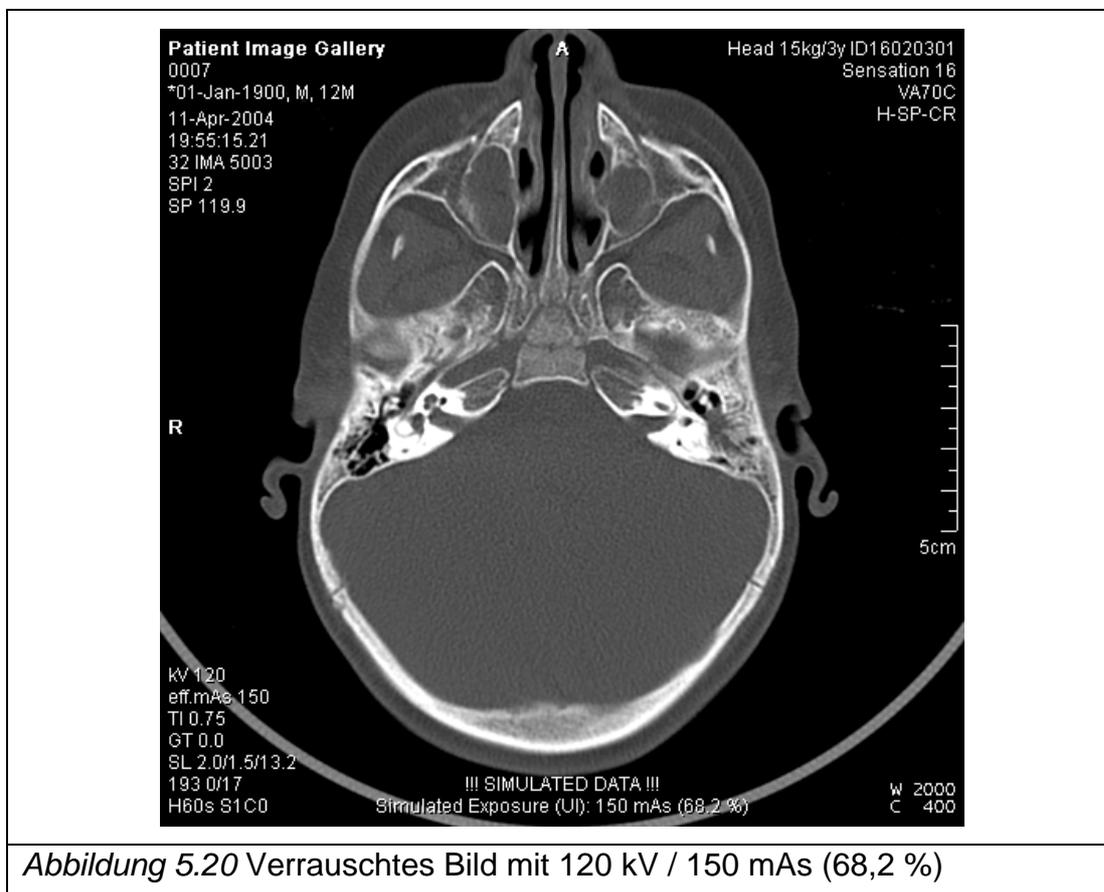
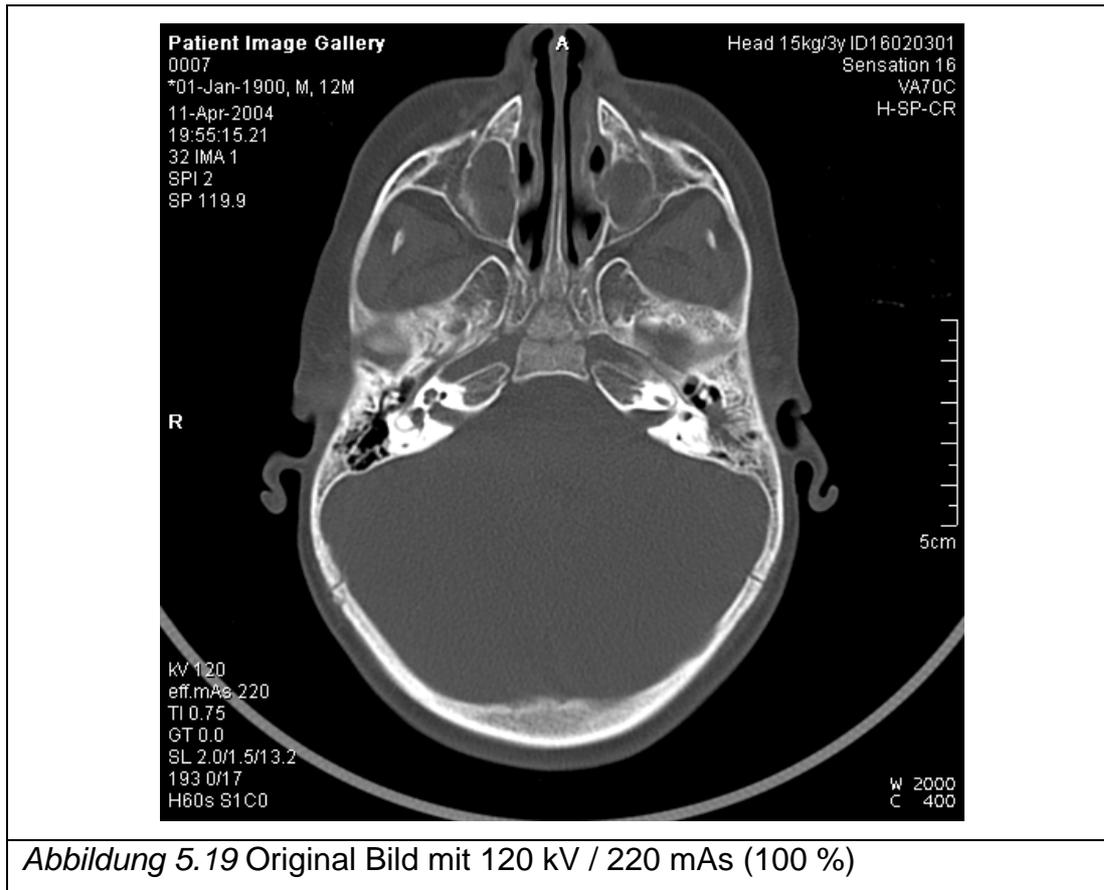


Abbildung 5.18 Verrauschtes Bild mit 120 kV / 35 mAs (15,9 %)



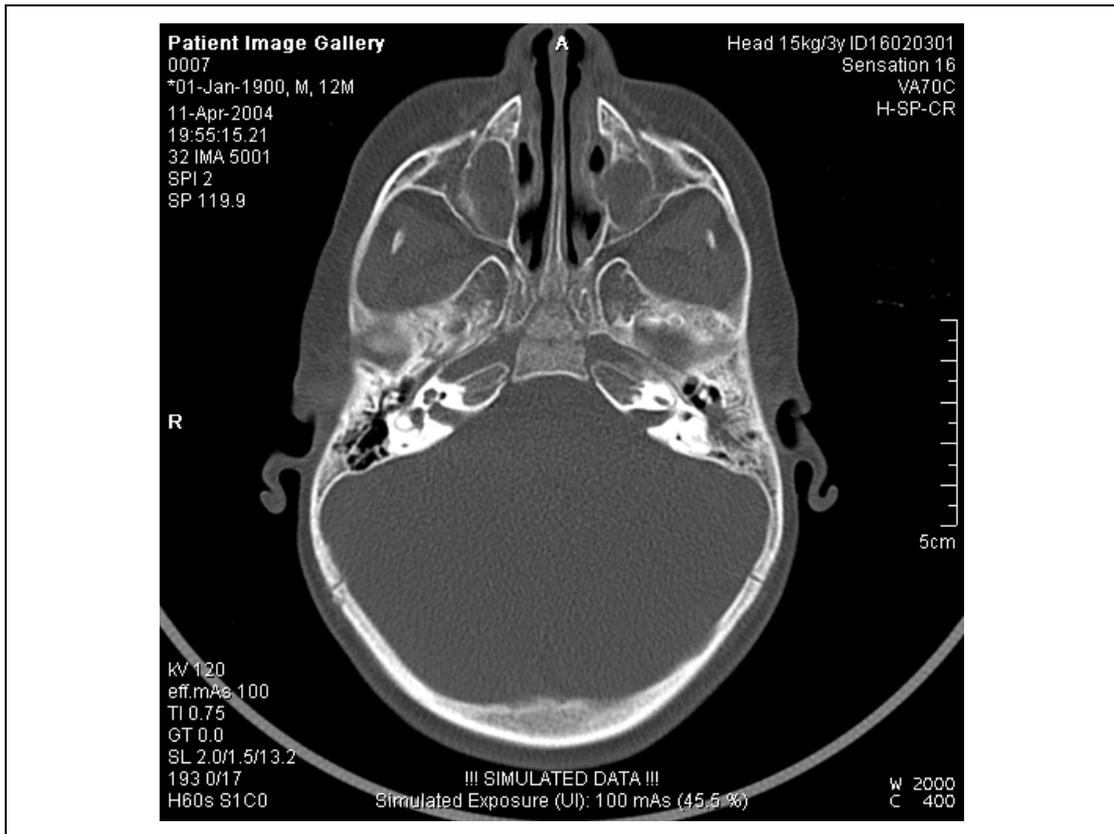


Abbildung 5.21 Verrauschtes Bild mit 120 kV / 100 mAs (45,5 %)

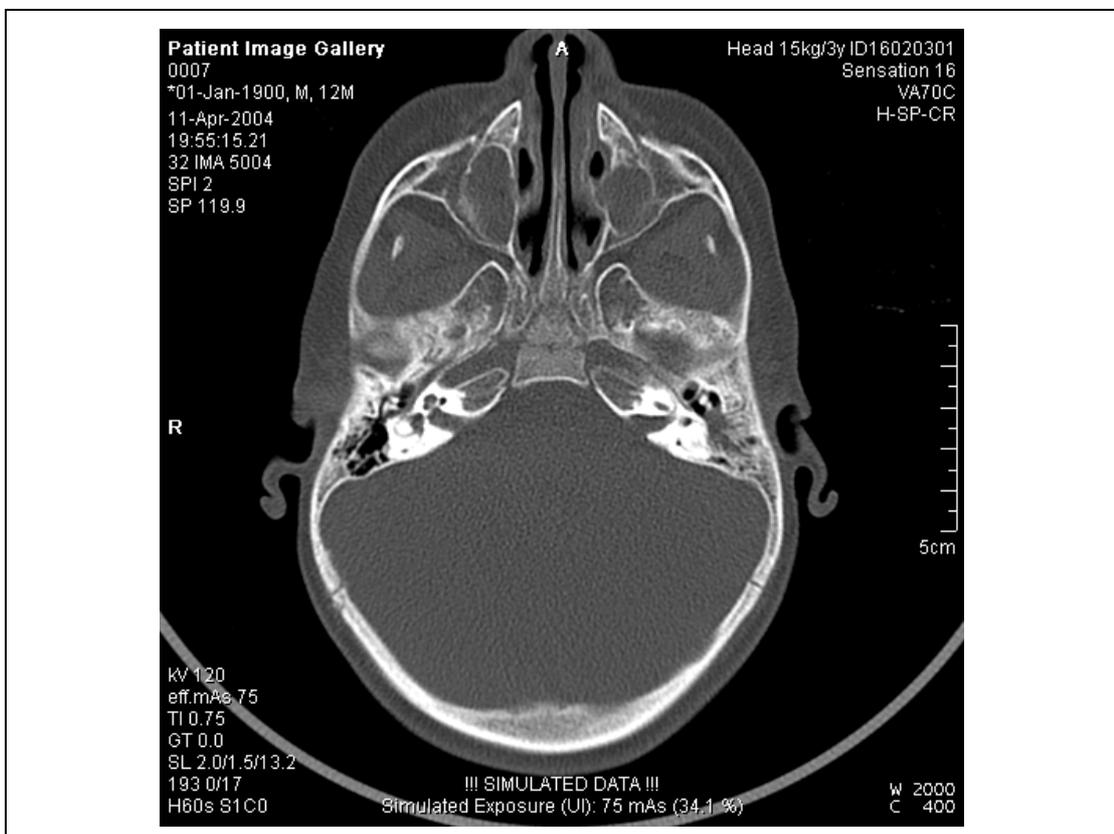
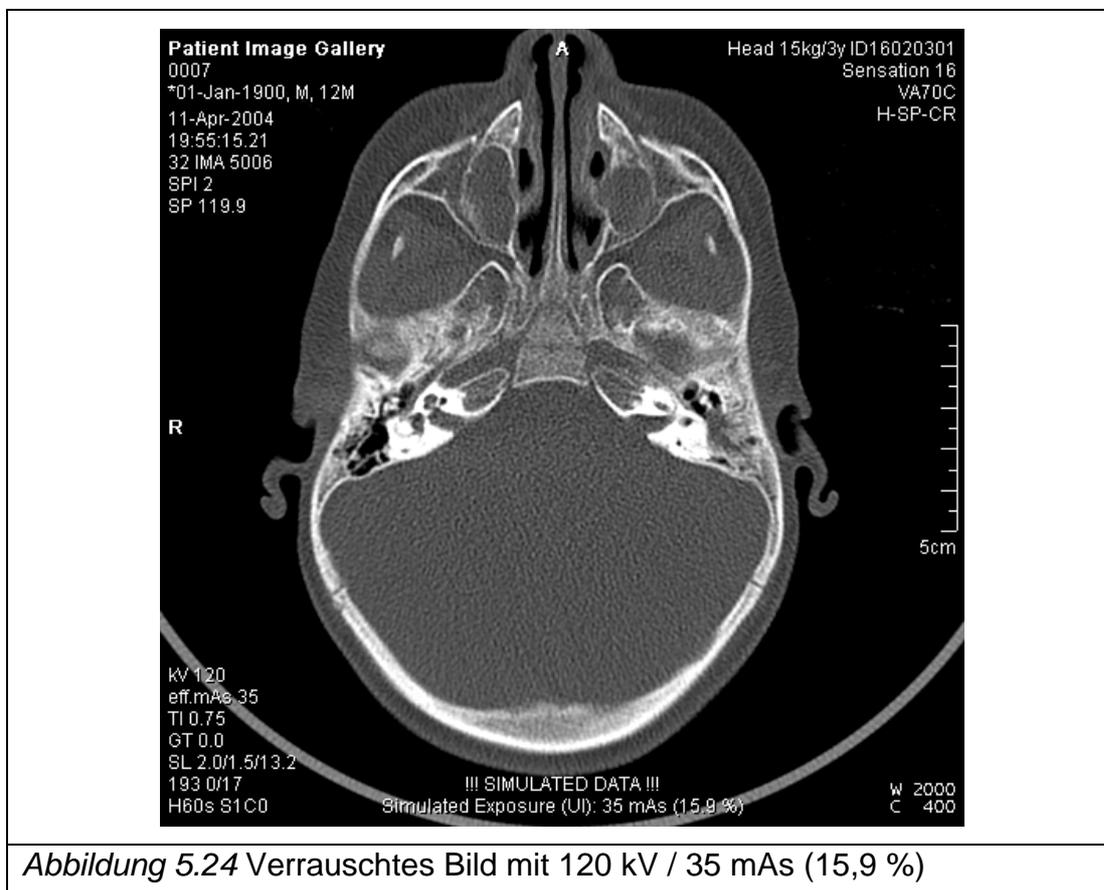
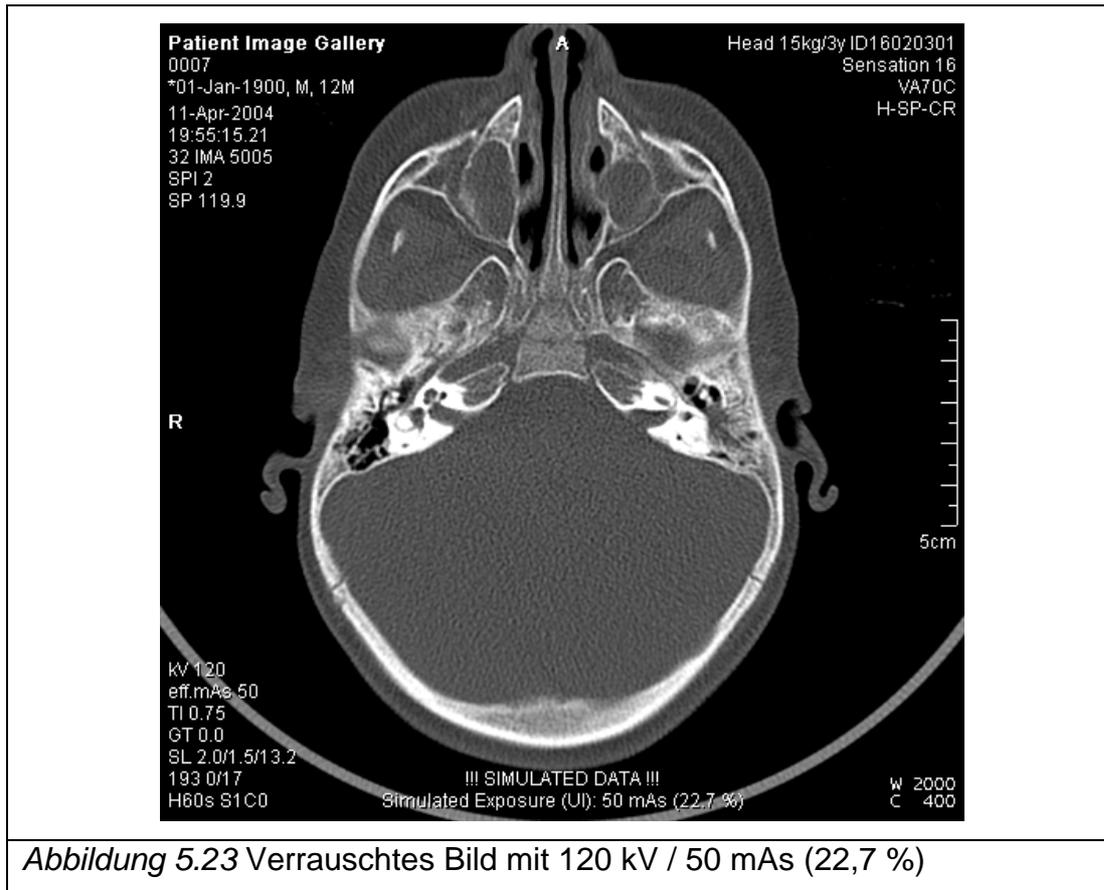


Abbildung 5.22 Verrauschtes Bild mit 120 kV / 75 mAs (34,1 %)



## 5.6 Rekonstruktion der Vorlagebilder

Aus den verrauschten Rohdaten wurden die Vorlagebilder innerhalb der zugehörigen Gruppen mit einem Inkrement von 5 mm rekonstruiert. Damit wurde zum einen die Anzahl der Bilder reduziert und zum anderen sichergestellt, dass beim synchronen Blättern durch Bildstapel mit unterschiedlichen Schichtdicken jeweils die gleiche Schichtposition angezeigt werden kann.

Die verwendeten Rekonstruktionsparameter unterscheiden sich je nach Körperregion und Gewichts- / Altersgruppe wie nachfolgend dargestellt:

In der Körperregion *Head* wurden für alle Gewichts- / Altersgruppen Vorlagebilder mit den in Tabelle 5.13 aufgeführten Parametern rekonstruiert. In der Körperregion *Body* wurden für alle Gewichts- / Altersgruppen Vorlagebilder mit den in Tabelle 5.14 aufgeführten Parametern rekonstruiert.

Tabelle 5.13

Schichtdicke	Kernel
2 mm	H30s
2 mm	H60s
5 mm	H30s

Tabelle 5.14

Schichtdicke	Kernel
5 mm	B30f
5 mm	B60f

Zusätzlich wurde in der Körperregion *Thorax* für alle Gewichts- / Altersgruppen sowie in den Körperregionen *Abdomen* und *Pelvis* für die Gewichts- / Altersgruppen *Abdomen 5 kg / 3 Monate* und *Abdomen 10 kg / 1 Jahr* Vorlagebilder mit den in Tabelle 5.15 aufgeführten Parametern rekonstruiert.

Tabelle 5.15

Schichtdicke	Kernel
2 mm	B30f
2 mm	B60f

Die jeweiligen Bezeichnungen der Bildserien und die *Header* der Vorlagebilder wurden mit der Studien-ID des ursprünglichen Rohdatensatzes gekennzeichnet. Die Studienbezeichnung wurde ebenfalls um Angaben zum verwendeten Rekonstruktionsalgorithmus, der Schichtdicke und des zur Verrauschung verwendeten Steuerparameters ergänzt. In die *Header* der Vorlagebilder wurde zusätzlich die Gruppenzugehörigkeit eingetragen (Abb. 5.25).

Patient Image Gallery 0007 *01-Jan-1900	<b>A</b>	Pelvis 30kg/9y ID16004801 Sensation 16 VB10A.1
<p><i>Abbildung 5.25</i>          Kennzeichnung der Bilddaten mit <i>Patient Image Gallery</i> als Patientennamen, Körperregion, Gewichts- / Altersgruppe und Studien ID</p>		

Nach Abschluss der Rekonstruktion aller Vorlagebilder wurden die einzelnen *Patient Image Gallery* Patienten zusammengeführt. Unter den verfügbaren Vorlageserien wurde jeweils eine als *default-Serie* ausgewählt, um zum ständigen Vergleich in der jeweiligen Gruppe angezeigt werden zu können. Dazu wurde die Serie unter dem Namen *default* im jeweiligen Ordner abgespeichert. Um innerhalb einer Serie ein bestimmtes *Key-Image* als Referenzbild unmittelbar nach dem Laden der Serie zur Ansicht zu bringen, kann vom Anwender jeweils ein beliebiges Vorlagebild abgespeichert und der Serie vorangestellt werden. Daraus ergibt sich die in Tabelle 5.16 dargestellte Ablagestruktur des Beispielpatienten im *Patient Browser* der Workstation (Abb. 5.26).

*Tabelle 5.16*

Patientenname	Studiennamen	Serienname
...	...	
...	Thorax 60 kg/12 Jahre	
Patient Image Gallery	Abdomen 5 kg/3 Monate	default 75 mAs
...	Abdomen 10 kg/1 Jahr	ID1A 5.0 H30s 75 mAs
	...	ID1A 5.0 H30s 50 mAs
		ID1A 5.0 H30s 35 mAs
		...

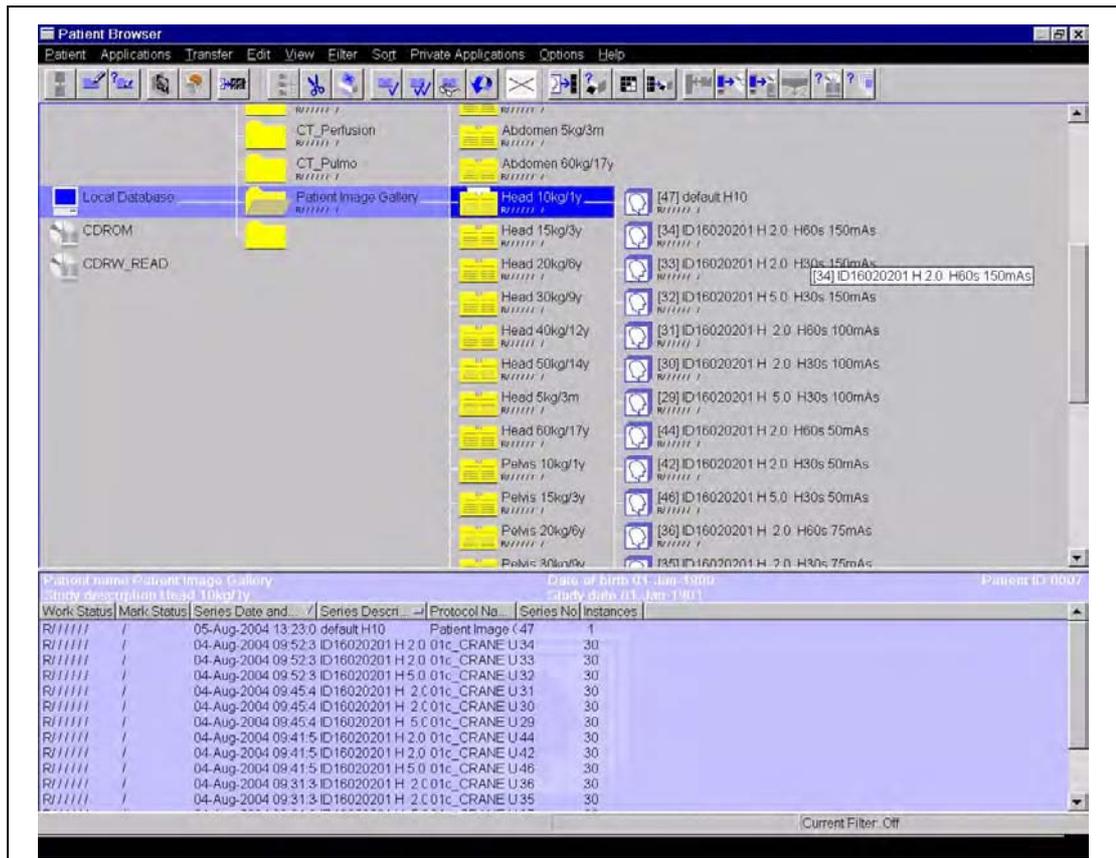


Abbildung 5.26 Ablagestruktur des Beispielpatienten im Patient Browser der Workstation

### 5.7 Verfügbare Vorlagebilder in der Patient Image Gallery

In den folgenden Tabellen werden alle in der Patient Image Gallery verfügbaren Vorlagebilder getrennt nach Körperregion Head (Tab. 5.17), Körperregion Thorax (Tab. 5.18), Körperregion Abdomen (Tab. 5.19) und Körperregion Pelvis (Tab. 5.20) aufgeführt.

Die Tabellen sind jeweils nach Gewichts- / Altersgruppen sortiert. Innerhalb der Gewichts- / Altersgruppen werden zum einen alle verfügbaren Dosisstufen (eff. mAs und zugehöriger CTDIvol) und zum anderen die jeweils zugrunde liegenden Scanparameter angegeben. Wurde CARE Dose eingesetzt, ist zusätzlich die Steuergröße der Dosismodulation (ref. mAs) angegeben.

Tabelle 5.17 Körperregion: Head

**Head 5 kg / 3 Monate**

[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
90	19
75	15,8
50	10,6
35	7,4

Scanparameter	
Coll [mm]	0,75
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	6,6
[kV]	120
Rotation time [s]	0,75
CARE Dose	off

**Head 10 kg / 1 Jahr**

[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
150	28,5
100	19
75	14,3
50	9,5
35	6,7

Scanparameter	
Coll [mm]	1,5
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	13,2
[kV]	120
Rotation time [s]	0,75
CARE Dose	off

**Head 15 kg / 3 Jahre**

[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
220	41,8
200	38
150	28,5
100	19
75	14,3
50	9,5
35	6,7

Scanparameter	
Coll [mm]	1,5
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	13,2
[kV]	120
Rotation time [s]	0,75
CARE Dose	off

**Head 20 kg / 6 Jahre**

[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
200	42,2
150	31,6
100	21,1
75	15,8
50	10,8

Scanparameter	
Coll [mm]	0,75
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	4,9
[kV]	120
Rotation time [s]	0,75
CARE Dose	off

**Head 30 kg / 9 Jahre**

[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
250	52,8
200	42,2
150	31,6
100	21,1
75	15,8
50	10,6

Scanparameter	
Coll [mm]	0,75
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	4,9
[kV]	120
Rotation time [s]	0,75
CARE Dose	off

**Head 40 kg / 12 Jahre**

[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
280	59,1
250	52,8
200	42,2
150	31,6
100	21,1
75	15,8
50	10,6

Scanparameter	
Coll [mm]	0,75
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	4,9
[kV]	120
Rotation time [s]	0,75
CARE Dose	off

**Head 50 kg / 14 Jahre**

[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
280	59,1
250	52,8
200	42,2
150	31,6
100	21,1
75	15,8
50	10,6
35	7,4

Scanparameter	
Coll [mm]	0,75
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	6,6
[kV]	120
Rotation time [s]	0,75
CARE Dose	off

**Head 60 kg / 17 Jahre**

[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
280	59,1
250	52,8
200	42,2
150	31,6
100	21,1
75	15,8
50	10,6

Scanparameter	
Coll [mm]	0,75
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	4,9
[kV]	120
Rotation time [s]	0,75
CARE Dose	off

Tabelle 5.18 Körperregion: Thorax

**Thorax 5 kg / 3 Monate**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
100	86	6
75	65	4,5
50	43	3
35	30	2,1
25	22	1,5
15	13	0,9

Scanparameter	
Coll [mm]	1,5
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	30
[kV]	120
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	on

**Thorax 10 kg / 1 Jahr**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
	30	2,3
	25	2
	13	1

Scanparameter	
Coll [mm]	0,75
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	15
[kV]	120
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	off

**Thorax 15 kg / 3 Jahre**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
35	30	1,4
25	21	0,9

Scanparameter	
Coll [mm]	1,5
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	24
[kV]	100
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	on

**Thorax 20 kg / 6 Jahre**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
35	31	1,4
25	22	1

Scanparameter	
Coll [mm]	1,5
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	24
[kV]	100
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	on

**Thorax 30 kg / 9 Jahre**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
170	47	3,7
150	41	3,2
100	28	2,2
75	21	1,6
50	14	1,1
35	10	0,8
25	7	0,5

Scanparameter	
Coll [mm]	0,75
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	12
[kV]	120
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	on

**Thorax 40 kg / 12 Jahre**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
100	84	5,9
75	63	4,4
50	42	2,9
35	29	2
25	21	1,5
13	11	0,8

Scanparameter	
Coll [mm]	1,5
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	30
[kV]	120
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	on

**Thorax 50 kg / 14 Jahre**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
100	81	5,7
75	61	4,3
50	41	2,9
35	28	2
25	20	1,4
13	11	0,8

Scanparameter	
Coll [mm]	1,5
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	30
[kV]	120
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	on

**Thorax 60 kg / 17 Jahre**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
100	79	5,5
75	59	4,1
50	40	2,8
35	28	2
25	20	1,4
13	10	0,7

Scanparameter	
Coll [mm]	1,5
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	30
[kV]	120
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	on

Tabelle 5.19 Körperregion: *Abdomen*

Abdomen 5 kg / 3 Monate				
<b>[ref. mAs]</b>	<b>[eff. mAs]</b>	<b>CTDIvol [mGy]</b>	<b>Scanparameter</b>	
30	29	0,8	Coll [mm]	0,75
25	24	0,6	Typ	Spirale
			Feed / Rotation [mm]	12
			[kV]	80
			Rotation time [s]	0,5
			CARE Dose	on
Abdomen 10 kg / 1 Jahr				
<b>[ref. mAs]</b>	<b>[eff. mAs]</b>	<b>CTDIvol [mGy]</b>	<b>Scanparameter</b>	
	15	1,1	Coll [mm]	1,5
			Typ	Spirale
			Feed / Rotation [mm]	24
			[kV]	120
			Rotation time [s]	0,5
			CARE Dose	on
Abdomen 15 kg / 1 Jahr				
<b>[ref. mAs]</b>	<b>[eff. mAs]</b>	<b>CTDIvol [mGy]</b>	<b>Scanparameter</b>	
45	39	1,8	Coll [mm]	1,5
35	30	1,4	Typ	Spirale
25	22	1	Feed / Rotation [mm]	24
			[kV]	100
			Rotation time [s]	0,5
			CARE Dose	on
Abdomen 20 kg / 6 Jahre				
<b>[ref. mAs]</b>	<b>[eff. mAs]</b>	<b>CTDIvol [mGy]</b>	<b>Scanparameter</b>	
70	60	2,7	Coll [mm]	1,5
50	43	1,9	Typ	Spirale
35	30	1,4	Feed / Rotation [mm]	24
25	21	0,9	[kV]	100
			Rotation time [s]	0,5
			CARE Dose	on

**Abdomen 30 kg / 9 Jahre**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
170	47	3,7
150	41	3,2
100	28	2,2
75	21	1,6
50	14	1,1
35	10	0,8
25	7	0,5

Scanparameter	
Coll [mm]	0,75
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	12
[kV]	120
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	on

**Abdomen 40 kg / 12 Jahre**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
100	93	6,5
75	70	4,9
50	47	3,3
35	33	2,3
25	23	1,6
13	12	0,8

Scanparameter	
Coll [mm]	1,5
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	30
[kV]	120
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	on

**Abdomen 50 kg / 14 Jahre**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
100	93	6,5
75	70	4,9
50	47	3,3
35	33	2,3
25	23	1,6
13	12	0,8

Scanparameter	
Coll [mm]	1,5
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	30
[kV]	120
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	on

**Abdomen 60 kg / 17 Jahre**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
160	112	7,8
150	105	7,3
100	70	4,9
75	53	3,7
50	35	2,5
35	25	1,8
25	18	1,3

Scanparameter	
Coll [mm]	1,5
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	24
[kV]	120
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	on

Tabelle 5.20 Körperregion: *Pelvis*

Pelvis 5 kg / 3 Monate		
[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
30	27	1,2
25	23	1
Scanparameter		
Coll [mm]	1,5	
Typ	Spirale	
Feed / Rotation [mm]	24	
[kV]	100	
Rotation time [s]	0,5	
CARE Dose	on	
Pelvis 10 kg / 1 Jahr		
[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
	15	1,1
Scanparameter		
Coll [mm]	1,5	
Typ	Spirale	
Feed / Rotation [mm]	24	
[kV]	120	
Rotation time [s]	0,5	
CARE Dose	on	
Pelvis 15 kg / 3 Jahre		
[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
45	39	1,8
35	30	1,4
25	22	1
Scanparameter		
Coll [mm]	1,5	
Typ	Spirale	
Feed / Rotation [mm]	24	
[kV]	100	
Rotation time [s]	0,5	
CARE Dose	on	
Pelvis 20 kg / 6 Jahre		
[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
70	60	2,7
50	43	1,9
35	30	1,4
25	21	0,9
Scanparameter		
Coll [mm]	1,5	
Typ	Spirale	
Feed / Rotation [mm]	24	
[kV]	100	
Rotation time [s]	0,5	
CARE Dose	on	

**Pelvis 30 kg / 9 Jahre**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
170	47	3,7
150	41	3,2
100	28	2,2
75	21	1,6
50	14	1,1
35	10	0,8
25	7	0,5

Scanparameter	
Coll [mm]	0,75
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	12
[kV]	120
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	on

**Pelvis 40 kg / 12 Jahre**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
100	76	5,3
75	57	4
50	38	2,7
35	27	1,9
25	19	1,3
16	12	0,8

Scanparameter	
Coll [mm]	1,5
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	30
[kV]	120
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	on

**Pelvis 50 kg / 14 Jahre**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
100	71	5
75	53	3,7
50	36	2,5
35	25	1,8
25	18	1,3
16	11	0,8

Scanparameter	
Coll [mm]	1,5
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	30
[kV]	120
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	on

**Pelvis 60 kg / 17 Jahre**

[ref. mAs]	[eff. mAs]	CTDIvol [mGy]
160	112	7,8
150	105	7,3
100	70	4,9
75	53	3,7
50	35	2,5
35	25	1,8
25	18	1,3

Scanparameter	
Coll [mm]	1,5
Typ	Spirale
Feed / Rotation [mm]	24
[kV]	120
Rotation time [s]	0,5
CARE Dose	on

## **5.8 Realisierung der Applikation**

Die gesamte Funktionalität einschließlich des Fehlerverhaltens sowie das Layout der Benutzeroberfläche wurden in einer Funktionalitätsspezifikation festgelegt.

In diesem Dokument wurde genau beschrieben, wie eine Anzeige oder ein Schalter funktionieren soll bzw. welche Aktionen in welcher Reihenfolge nach einem Kommando vom System durchgeführt werden sollen.

Die Applikation *Patient Image Gallery* wurde nach dieser Funktionalitätsspezifikation von der Astrum<sup>®</sup> IT GmbH Softwareentwicklung, Tennenlohe, mit dem Microsoft Developer Studio in C++ Version 6.0 programmiert.

Die Anbindung an die Siemens<sup>®</sup> Workstation wurde durch die Nutzung von Siemens-Standardschnittstellen oder durch Simulierung von Anwenderaktionen erreicht.

Die Applikation ist als Prototyp nach fehlerfreier Absolvierung gängiger Testverfahren sowohl zum Siemens<sup>®</sup> CT-Navigator und Siemens<sup>®</sup> CT-Wizard als auch zur Siemens<sup>®</sup> Leonardo-Workstation mit den zur Zeit aktuellen Versio-

## 6 Ergebnis Teil II: Patient Image Gallery

### 6.1 Start der Applikation

Um die *Patient Image Gallery* zu installieren, müssen die auf CD oder DVD gespeicherten Vorlagebilder in die Datenbank der Workstation importiert werden. Die Installation der Applikation wird durch Ausführen eines Installationsprogrammes durchgeführt.

Zum Löschen der Anwendung kann ein Deinstallationsprogramm ausgeführt werden. Der *Patient Image Gallery* Patient muss aus Sicherheitsgründen manuell aus der Datenbank der Workstation gelöscht werden.

Nach dem Starten der *Patient Image Gallery* aus dem Windows Start-Menü heraus öffnet sich die Bedienoberfläche und bleibt im Vordergrund auf dem Bildschirm, bis das Programm wieder geschlossen wird (Abb. 6.1).

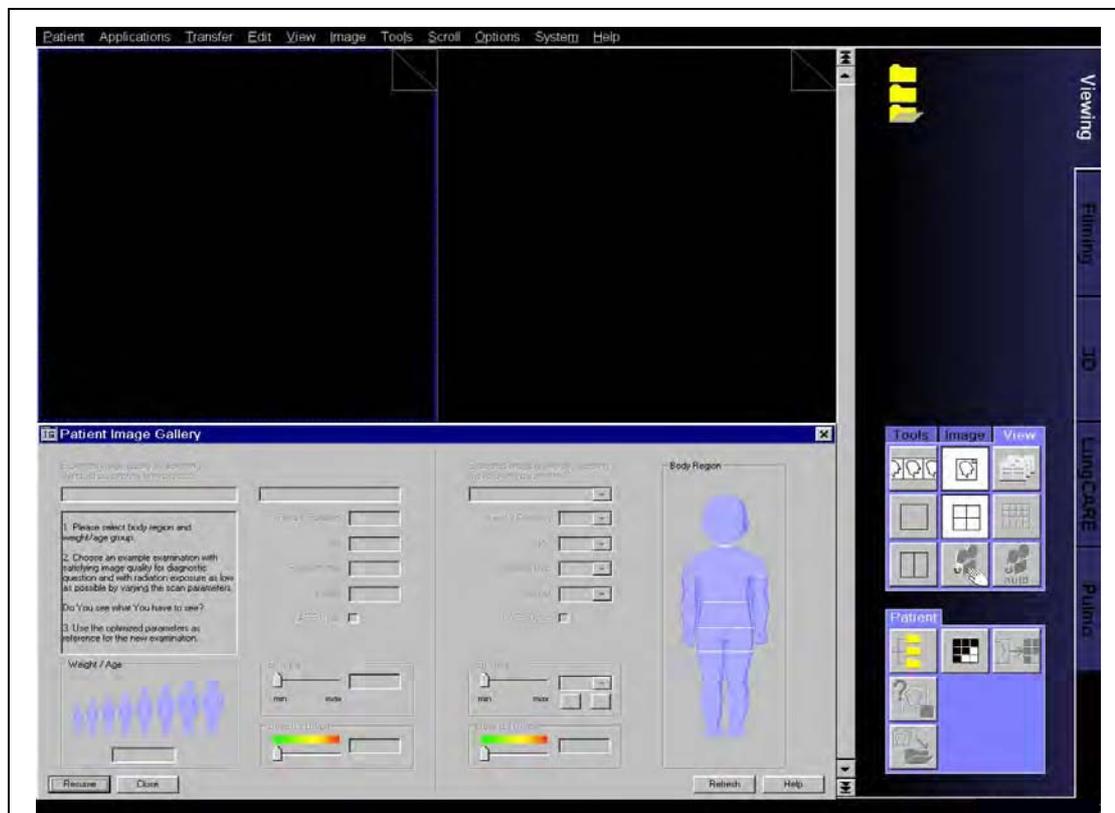


Abbildung 6.1  
Bedienoberfläche der *Patient Image Gallery*

## 6.2 Allgemeine Bedienelemente

Zum korrekten Konfigurieren der Workstation wird die Schaltfläche *Resume* benutzt. Mithilfe der Schaltfläche *Close* wird die Applikation beendet. Beim Ausführen von *Refresh* wird der Inhalt des *Patient Image Gallery* Patienten auf Änderungen überprüft und die applikationsinterne Datenbank gegebenenfalls aktualisiert. Über die *Help* Schaltfläche steht eine ausführliche Bedienungsanleitung zur Verfügung. Zusätzlich wird eine kurze Arbeitsanleitung direkt auf der Benutzeroberfläche angezeigt (Abb. 6.2).

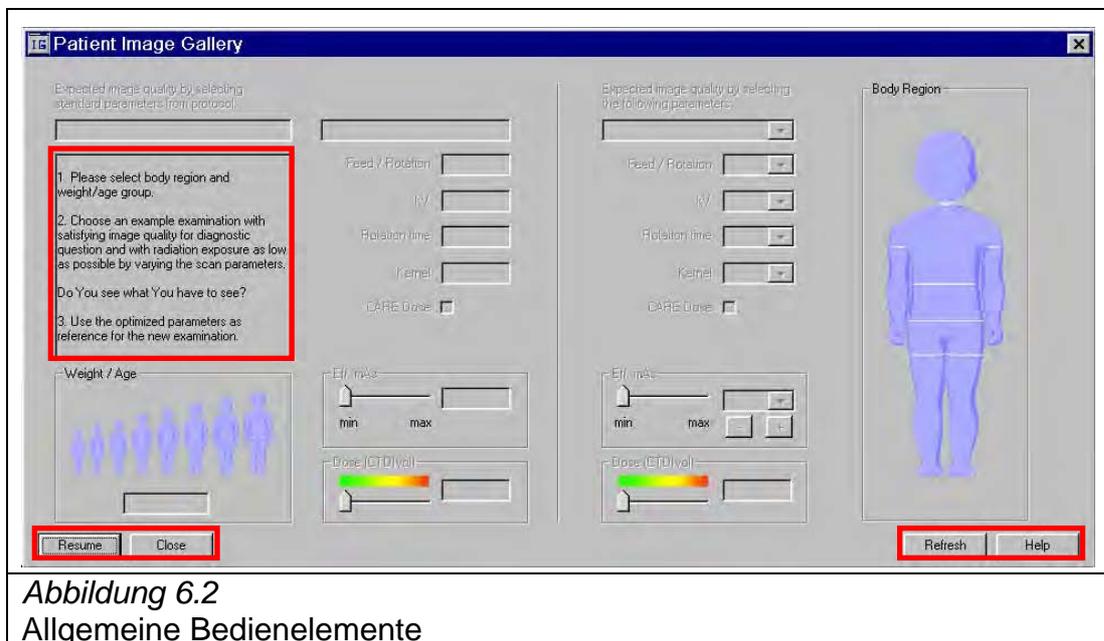


Abbildung 6.2  
Allgemeine Bedienelemente

### 6.3 Auswahl von Gewichts- / Altersgruppe und Körperregion

Über die Schaltflächen im Bereich *Weight / Age* kann zwischen den verschiedenen Gewichts- / Altersgruppen ausgewählt werden. Die aktuelle Auswahl wird farblich hervorgehoben und im Textfeld unterhalb der Schaltflächen angezeigt (Abb. 6.3).

Über die Schaltflächen im Bereich *Body Region* kann zwischen den verschiedenen Körperregionen ausgewählt werden. Auch hier wird die ausgewählte Gruppe farblich hervorgehoben (Abb. 6.3).

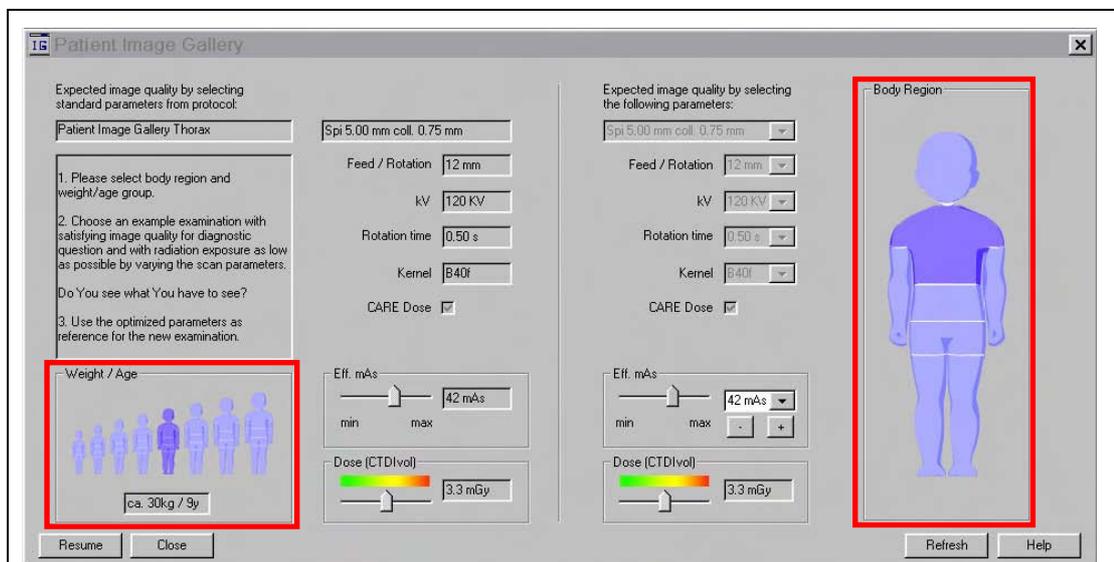


Abbildung 6.3  
Auswahl von Gewichts- / Altersgruppe und Körperregion

Nachdem sowohl eine Gewichts- / Altersgruppe als auch eine Körperregion ausgewählt wurden, werden die entsprechenden Vorlagebilder in die Viewer-Segmente geladen. Die zugehörigen Untersuchungsparameter werden in den Anzeigefeldern der *Patient Image Gallery* dargestellt (Abb. 6.4).

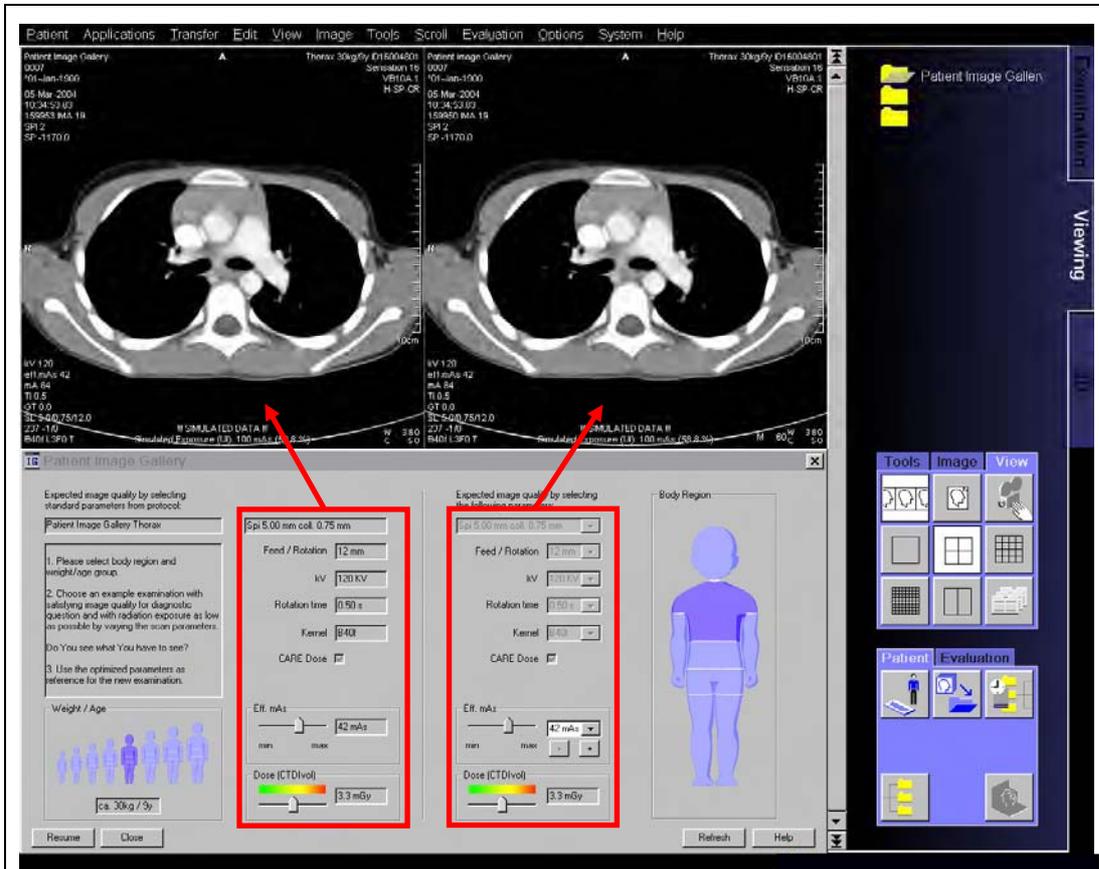


Abbildung 6.4

Zuordnung Untersuchungsparameter – Viewer Segmente

## **6.4 Variation der Vorlagebilder**

Jeder Kombination aus Gewichtsgruppe und Körperregion ist eine als *default* gekennzeichnete Bilderserie zugeordnet. Diese Serie wird immer im linken Segment des Viewers angezeigt und dient als Referenz-Serie.

Während der Bedienung der *Patient Image Gallery* können die Parameter der Referenz-Serie und damit die Referenz-Bildqualität nicht verändert werden. Es besteht jedoch die Möglichkeit, eine andere Bildserie als Referenz-Serie zu definieren, indem diese als default-Serie im Patient Browser für die entsprechende Kombination aus Gewichtsgruppe und Body Region gekennzeichnet wird.

Demgegenüber wird im rechten Viewer Segment jeweils eine Vorlagebildserie entsprechend der ausgewählten Untersuchungsparameter angezeigt. Die Auswahl der Untersuchungsparameter kann anhand der verfügbaren Bedienelemente der *Patient Image Gallery* getroffen werden.

Die Auswirkungen der Variation der Untersuchungsparameter auf die Bildqualität kann anhand eines visuellen Vergleiches mit der im linken Viewer Segment angezeigten Referenz Bildqualität eingeordnet werden.

Um zwischen den verschiedenen Schichten der Vorlagebilder zu navigieren, kann sowohl das „Eselsohr“ in der oberen rechten Ecke des jeweiligen Viewer-Segmentes benutzt werden, als auch die Scroll-Bar am rechten Bildschirmrand mit den zugehörigen Buttons.

## 6.5 Untersuchungsparameter Auswahl

Die Drop-Down Menüs (Schalter) der Untersuchungsparameter unterliegen einer hierarchischen Struktur. Jeder Schalter ist dem jeweils darüber liegenden untergeordnet. Stehen für die ausgewählte Gewichts- / Altersgruppe unterschiedliche Scanparameter, Rekonstruktionen oder Dosisstufen zur Auswahl, kann zwischen diesen umgeschaltet werden (Tab. 6.1).

Tabelle 6.1

Schalter der <i>Patient Image Gallery</i>	
	<p>Expected image quality by selecting the following parameters:</p> <p>Spi 5.00 mm coll. 0.75 mm</p> <p>Feed / Rotation 12 mm</p> <p>kV 120 kV</p> <p>Rotation time 0.50 s</p> <p>Kernel B40f</p> <p>CARE Dose <input checked="" type="checkbox"/></p> <p>Eff. mAs</p> <p>min max 42 mAs</p> <p>- +</p>
Slice	Schichtdicke mit zugrunde liegender Kollimation
Feed / Rotation	Tischvorschub pro Röhrenrotation
kV	Röhrenspannung
Rotation time	System-Rotationsgeschwindigkeit
Kernel	Rekonstruktionsalgorithmus
CARE Dose	Dosismodulation an oder aus
Eff. mAs	Röhrenstrom pro Sekunde

Zur einfachen Navigation durch die verfügbaren Dosisstufen stehen zusätzlich eine *Minus* und eine *Plus* Schaltfläche sowie ein Schieberegler zur Verfügung.

## 6.6 Dosis-Anzeige

In der linken Dosis-Anzeige wird die Dosis angezeigt, die mit den Untersuchungsparametern der Referenzuntersuchung einhergeht. In der rechten Dosis-Anzeige wird die Dosis angezeigt, die mit den gewählten Untersuchungsparametern einhergeht (Abb. 6.5).



Abbildung 6.5  
Dosis-Anzeige

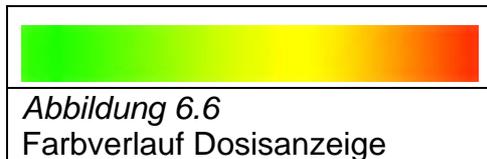
Die Dosisangaben sind in mGy und entsprechen dem CTDIvol, der auch bei der Auswahl der Scan-Parameter in der Scan-Karte am CT-Gerät angezeigt wird. Die angezeigten Werte sind in der Körperregion *Head* auf ein 16 cm Wasserphantom und in den *Body* Regionen auf ein 32 cm Wasserphantom normiert. Die Umrechnung der Dosis auf die tatsächliche Patientengröße kann mit einer zusätzlichen Software erfolgen.

Anhand der Differenz der Werte der Dosisanzeigen kann abgeschätzt werden, welche Auswirkungen die Variation der Untersuchungsparameter auf die Dosis hat. Durch Vergleich der Bildqualität der zugehörigen Untersuchungen wird deutlich, welcher Informationsgewinn durch eine höhere Dosis erreicht wird oder welche Abstriche bei reduzierter Dosis in Kauf genommen werden müssen.

### 6.6.1 Farbverlauf der Dosisanzeige

Der Farbverlauf dient zur Orientierung, ob die ausgewählten Untersuchungsparameter mit einem eher hohen oder niedrigen Dosisniveau für die selektierte Kombination aus Gewichts- / Altersgruppe und Körperregion einhergehen.

Der Farbverlauf geht kontinuierlich von Grün nach Rot über, wobei die Fläche des grünen Bereiches in etwa der Fläche des gelb-roten Bereiches entspricht (Abb. 6.6). Dadurch wird erreicht, dass das Zentrum des Farbverlaufes, in dem sich das Dosisniveau von Standarduntersuchungen bewegen sollte, in der Übergangszone von Grün nach Gelb liegt. Diese Farbabstufung trägt zusätzlich zum einen dem Umstand Rechnung, dass bei einer Dosisoptimierung von CT-Untersuchungen im Kindesalter der Spielraum im unteren Dosisbereich größer ist im Vergleich zum oberen Dosisbereich, als auch dem nicht linearen Zusammenhang zwischen Dosis und Bildrauschen, da die auf dem Farbverlauf angezeigten CTDI<sub>vol</sub> Werte linear skaliert sind.



### 6.6.2 Skalierung der Dosisanzeige

Die Ausgangskonfiguration orientiert sich an der Herstellerempfehlung zur Untersuchung von Kindern in den jeweiligen Gewichts- / Altersgruppen. Die Dosisskalierung der *Patient Image Gallery* ist zum Teil feingliedriger im Vergleich zur Siemensempfehlung, deshalb wurde die Siemensempfehlung entsprechend extrapoliert.

Die Skala kann von Anwendern, die Erfahrungen mit CT-Untersuchungen im Kindesalter haben, den eigenen Vorstellungen anhand einer Konfigurationstabelle angepasst werden.

Für die Ausgangskonfiguration wurde zwischen Kopf- und Körperuntersuchungen unterschieden.

### 6.6.3 Head-Skala der Dosisanzeige

Die vom Hersteller empfohlenen Untersuchungsparameter für Kopfuntersuchungen (Tab. 6.2) wurden als Maß für den Übergang vom gelben zum roten Bereich der Dosisanzeige gewählt. Eine Anhebung der Dosis über diese Empfehlung hinaus wird nur mit einer sehr moderaten Verbesserung der Bildqualität einhergehen. Für Fragestellungen, die keine genaue Beurteilung des Parenchyms erfordern, ergibt sich aber ein großes Einsparpotential.

Tabelle 6.2

<b>Sensation 16 Standardprotokolle Head</b>			
<b>Altersgruppe</b>	<b>kV</b>	<b>mAs</b>	<b>CTDIvol</b>
< 6 Monate	120	90	<b>18,5</b>
6 Monate - 3 Jahre	120	150	<b>30,8</b>
3 Jahre - 6 Jahre	120	220	<b>45,1</b>
Erwachsene	120	285	<b>56,2</b>

Der Farbübergang von gelb nach rot entspricht etwa 70 % des Maximums (100 %) auf der linear skalierten Dosisanzeige (Abb. 6.7 und Tab. 6.3).

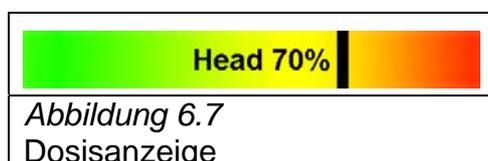


Tabelle 6.3

<b>Image Gallery Dosisskalierung Head CTDIvol [mGy]</b>			
<b>Head</b>	<b>Siemens</b>	<b>70 %</b>	<b>100 %</b>
5 kg / 3 Monate	<b>18,5</b>	16,1	23,0
10 kg / 1 Jahr	<b>30,8</b>	21,7	31,0
15 kg / 3 Jahre	<b>30,8</b>	28,0	40,0
20 kg / 6 Jahre	<b>45,1</b>	37,1	53,0
30 kg / 9 Jahre	<b>56,2</b>	46,9	67,0
40 kg / 12 Jahre	<b>56,2</b>	56,0	80,0
50 kg / 14 Jahre	<b>56,2</b>	56,0	80,0
60 kg / 17 Jahre	<b>56,2</b>	56,0	80,0

#### 6.6.4 Body-Skala der Dosisanzeige

Die vom Hersteller schon relativ niedrig angesetzte empfohlene Dosis für Körperuntersuchungen (*Thorax* Tab. 6.4 und *Abdomen/Pelvis* Tab. 6.6) wurde als Maß für den hellgrünen Bereich der Dosisanzeige gewählt. Eine Anhebung der Dosis über diese Empfehlung hinaus wird mit einer höheren Dosis aber auch einer verbesserten Bildqualität einhergehen. Der hellgrüne Bereich auf dem Farbverlauf entspricht etwa 36 % des Maximums (100 %) auf der linear skalierten Dosisanzeige (Abb. 6.8). Im Gegensatz zu den Kopfuntersuchungen ist der Spielraum zur Dosisreduktion bei Untersuchungen im Körperstamm aber geringer (*Thorax* Tab. 6.5 und *Abdomen/Pelvis* Tab. 6.7).

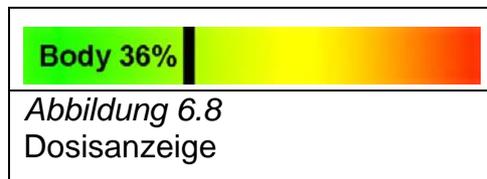


Tabelle 6.4

Sensation 16 Standardprotokolle Thorax			
Gewichtsguppe	kV	mAs	CTDIvol
< 15 kg	120	17	1,3
15-24 kg	120	20	1,5
25-34 kg	120	30	2,3
35-44 kg	120	50	3,8
45-54 kg	120	70	5,3
Erwachsene	120	100	7,6

Tabelle 6.5

<b>Image Gallery Dosisskalierung Thorax CTDIvol [mGy]</b>			
<b>Thorax</b>	<b>Siemens</b>	<b>36 %</b>	<b>100 %</b>
5 kg / 3 Monate	<b>1,3</b>	1,3	3,6
10 kg / 1 Jahr	<b>1,3</b>	1,3	3,6
15 kg / 3 Jahre	<b>1,5</b>	1,5	4,2
20 kg / 6 Jahre	<b>1,5</b>	1,5	4,2
30 kg / 9 Jahre	<b>2,3</b>	2,3	6,3
40 kg / 12 Jahre	<b>3,8</b>	3,8	10,5
50 kg / 14 Jahre	<b>5,3</b>	5,3	14,7
60 kg / 17 Jahre	<b>7,6</b>	7,6	21,0

Tabelle 6.6

<b>Sensation 16 Standardprotokolle Abdomen / Pelvis</b>			
<b>Gewichtsguppe</b>	<b>kV</b>	<b>mAs</b>	<b>CTDIvol</b>
< 15 kg	120	20	<b>1,5</b>
15-24 kg	120	35	<b>2,7</b>
25-34 kg:	120	55	<b>4,2</b>
35-44 kg	120	85	<b>6,5</b>
45-54 kg	120	120	<b>9,1</b>
Erwachsene	120	160	<b>12,2</b>

Tabelle 6.7

<b>Image Gallery Dosisskalierung Abdomen / Pelvis CTDIvol [mGy]</b>			
<b>Thorax</b>	<b>Siemens</b>	<b>36 %</b>	<b>100 %</b>
5 kg / 3 Monate	<b>1,5</b>	1,5	4,2
10 kg / 1 Jahr	<b>1,5</b>	1,5	4,2
15 kg / 3 Jahre	<b>2,7</b>	2,7	7,5
20 kg / 6 Jahre	<b>2,7</b>	2,7	7,5
30 kg / 9 Jahre	<b>4,2</b>	4,2	11,7
40 kg / 12 Jahre	<b>6,5</b>	6,5	18,0
50 kg / 14 Jahre	<b>9,1</b>	9,1	25,2
60 kg / 17 Jahre	<b>12,2</b>	12,1	33,6

## 6.7 Anwendungsbeispiele

Bei Anwahl einer Gewichts- / Altersgruppe und einer Körperregion werden die zugeordneten Vorlagebilder bzw. Bildserien automatisch in die *Viewing* Karte der Workstation geladen (Abb. 6.9 bis 6.13).

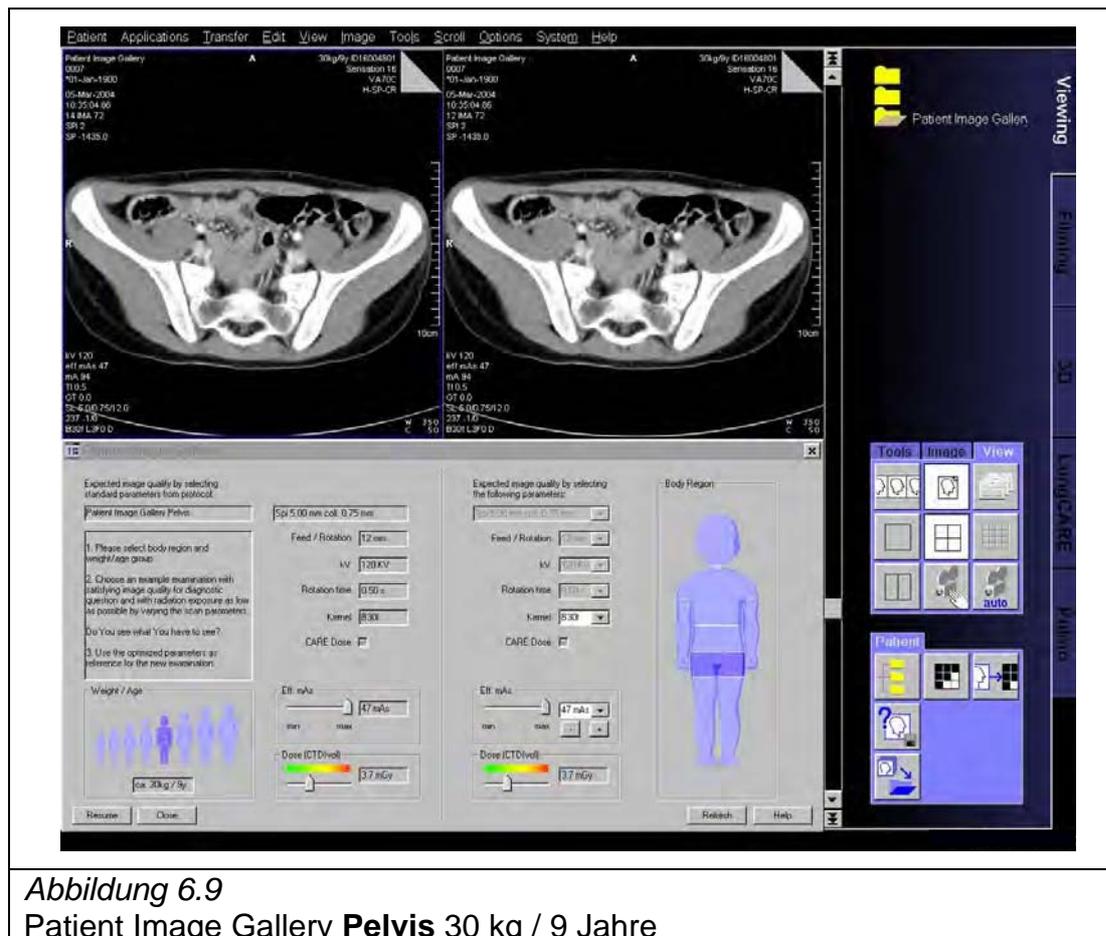


Abbildung 6.9  
Patient Image Gallery Pelvis 30 kg / 9 Jahre

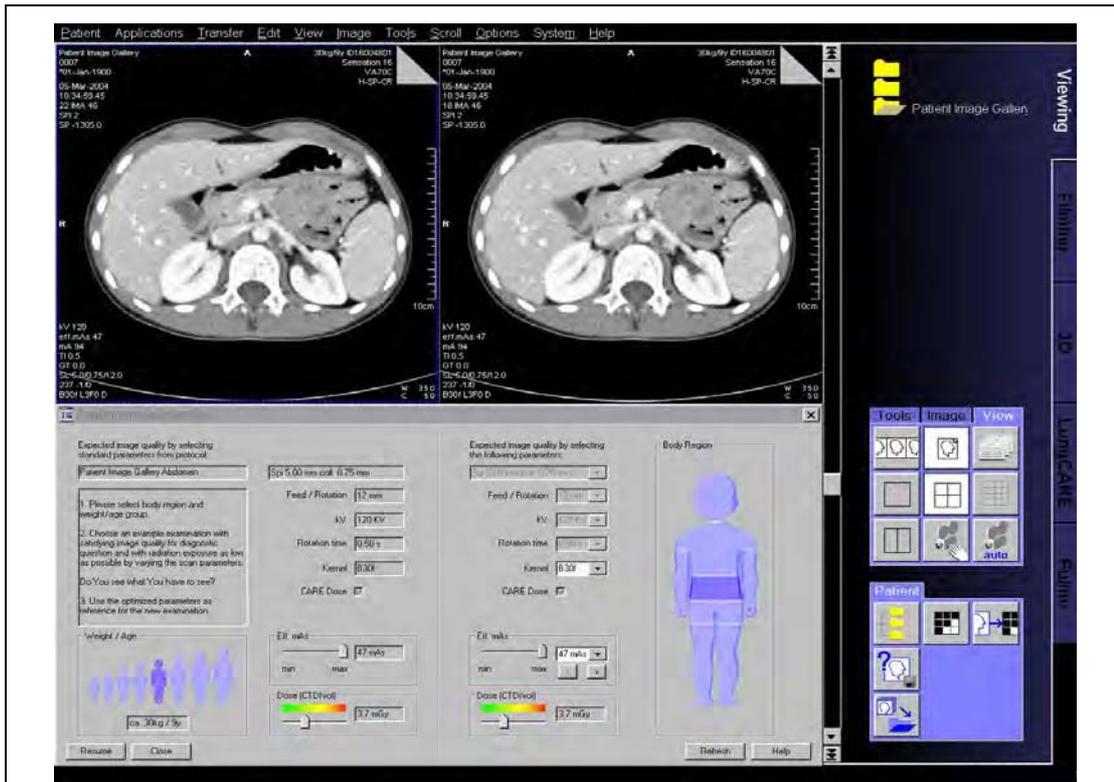


Abbildung 6.10  
Patient Image Gallery Abdomen 30 kg / 9 Jahre

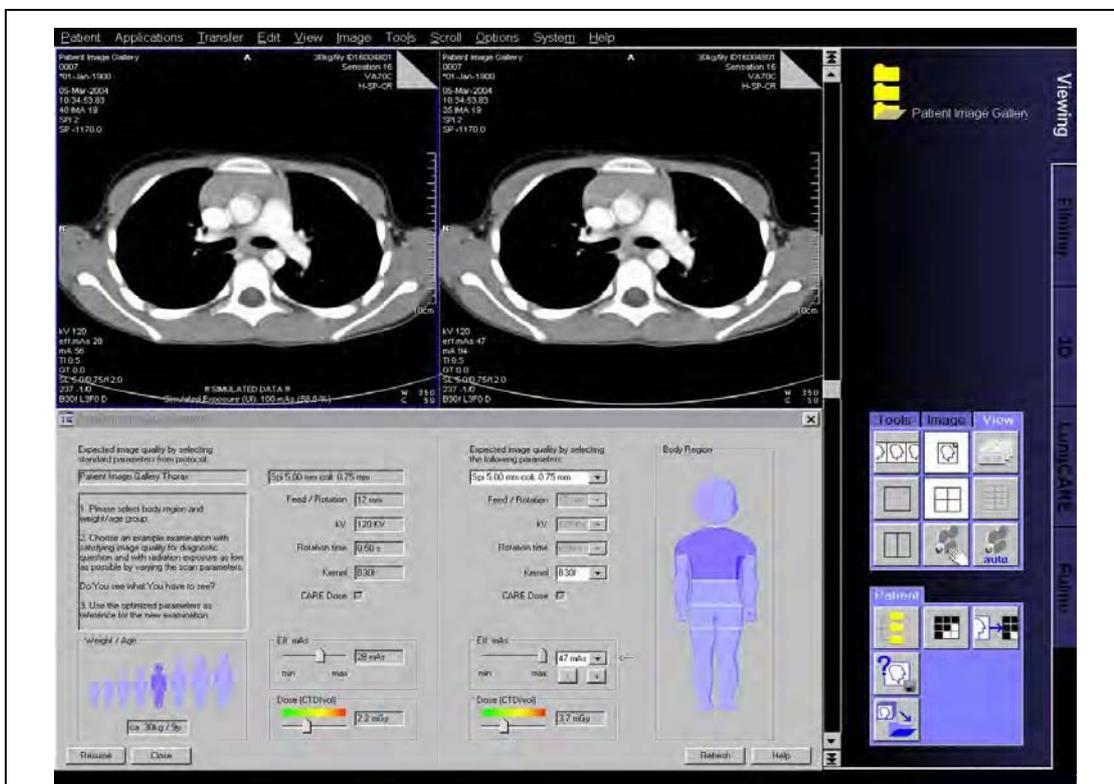


Abbildung 6.11  
Patient Image Gallery Thorax 30 kg / 9 Jahre



Abbildung 6.12  
Patient Image Gallery Thorax 40 kg / 12 Jahre



Abbildung 6.13  
Patient Image Gallery Thorax 50 kg / 14 Jahre

### 6.7.1 Fallbeispiel:

Eine Untersuchung an einem vier Jahre alten Patienten mit 20 kg Körpergewicht soll geplant werden. Die Untersuchung soll zur Verlaufskontrolle eines Hydrocephalus dienen. Die Planung der Untersuchung findet im Büro des Kinderradiologen statt. Im ersten Schritt wird die *Patient Image Gallery* geöffnet und die Körperregion Kopf ausgewählt. Der Patient kann am besten der Gewichts- / Altersgruppe 15 kg / 3 Jahre zugeordnet werden. Im linken Vierer Segment wird die Referenz Bildqualität angezeigt, die standardmäßig in dieser Klinik bei der Kopfuntersuchung eines Dreijährigen gewünscht wird. Im rechten Viewer Segment wird die höchste zurzeit verfügbare Bildqualität angezeigt. In der rechten Dosisanzeige wird aber auch deutlich, dass diese hohe Bildqualität mit einer sehr hohen Dosis für den Patienten einhergeht. Die Anzeige ist im hochroten Bereich. In der linken Dosisanzeige wird deutlich, dass auch schon die standardmäßig verwendete Bildqualität mit einer relativ hohen Dosis verbunden ist. Die Anzeige steht im oberen Drittel des gelben Bereiches (Abb. 6.14).

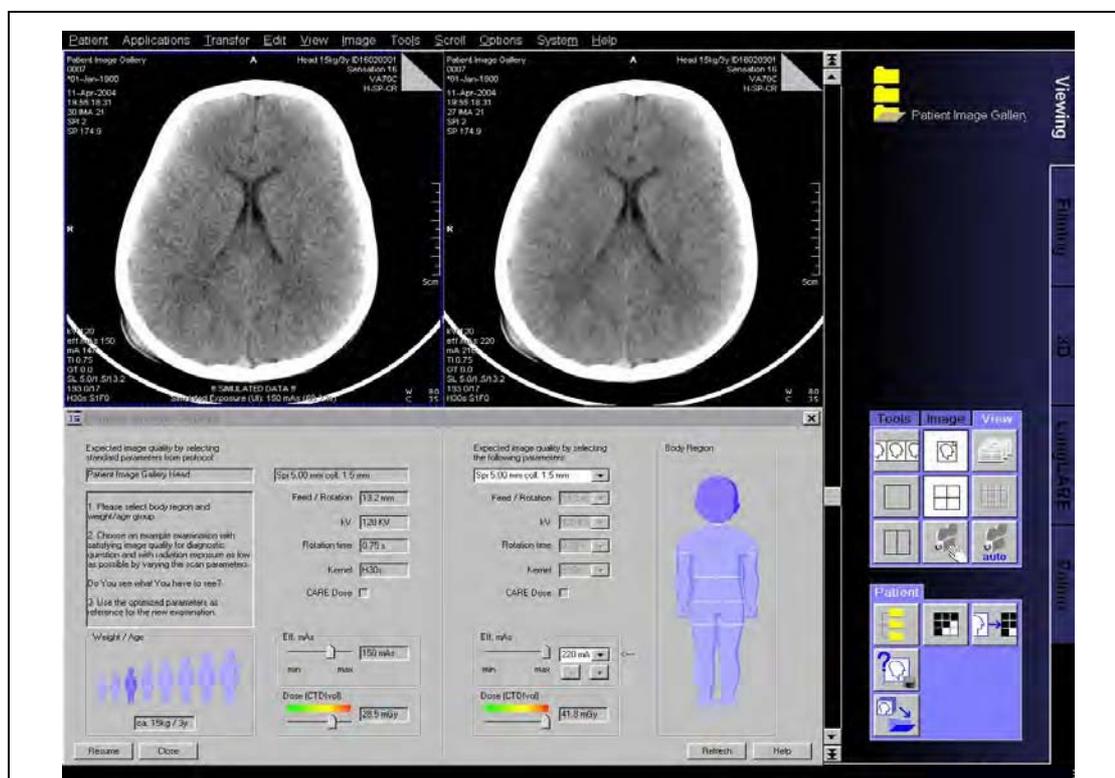


Abbildung 6.14  
Patient Image Gallery Head 15 kg / 3 Jahre / 220 eff. mAs

Da die Untersuchung nur einer Verlaufskontrolle dienen soll, bei der letztendlich nur die Ventrikelweite beurteilt werden muss, ist keine sehr hohe Bildqualität nötig.

Deshalb wird über ein Drop-Down Menü der Wert für die eff. mAs von 220 auf 100 reduziert. Die Dosisanzeige steht jetzt auf der Grenze zwischen grünem und gelbem Bereich (Abb. 6.15).

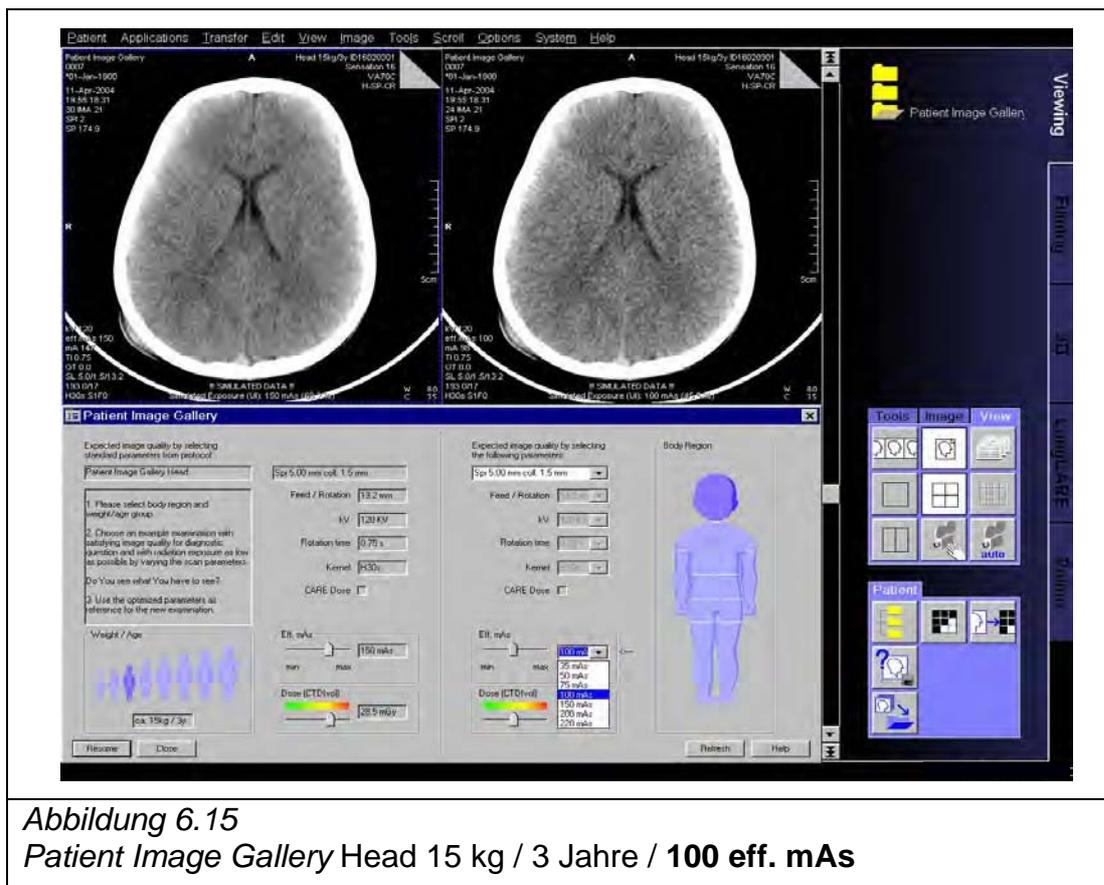


Abbildung 6.15  
Patient Image Gallery Head 15 kg / 3 Jahre / 100 eff. mAs

Um einen Eindruck darüber zu gewinnen, wie die Bildqualität mit einer sehr niedrigen Dosis aussehen würde, wird der eff. mAs auf 35 reduziert.

Das Bild sieht im Vergleich zur Standardqualität im linken Viewer Segment sehr verrauscht aus. Die Dosisanzeige ist im mittleren grünen Bereich (Abb. 6.16).

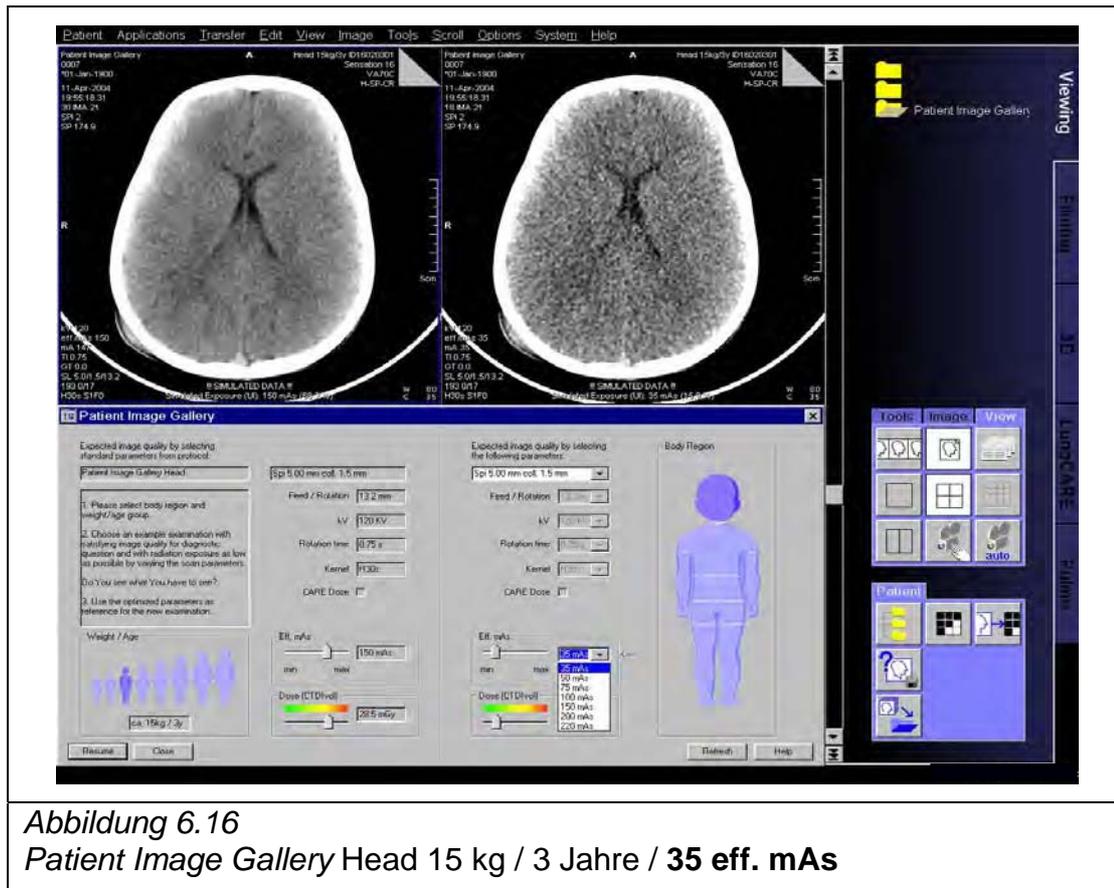


Abbildung 6.16  
Patient Image Gallery Head 15 kg / 3 Jahre / 35 eff. mAs

Der Anwender schaltet wieder auf 100 eff. mAs zurück, weil die Dosis im Vergleich zur Standardqualität von 150 eff. mAs reduziert ist, das Bildrauschen aber im akzeptablen Bereich für diesen Fall liegt. Die zugehörigen Untersuchungsparameter können jetzt abgelesen und für die neue Untersuchung herangezogen werden (Abb. 6.17 und Tab. 6.8).

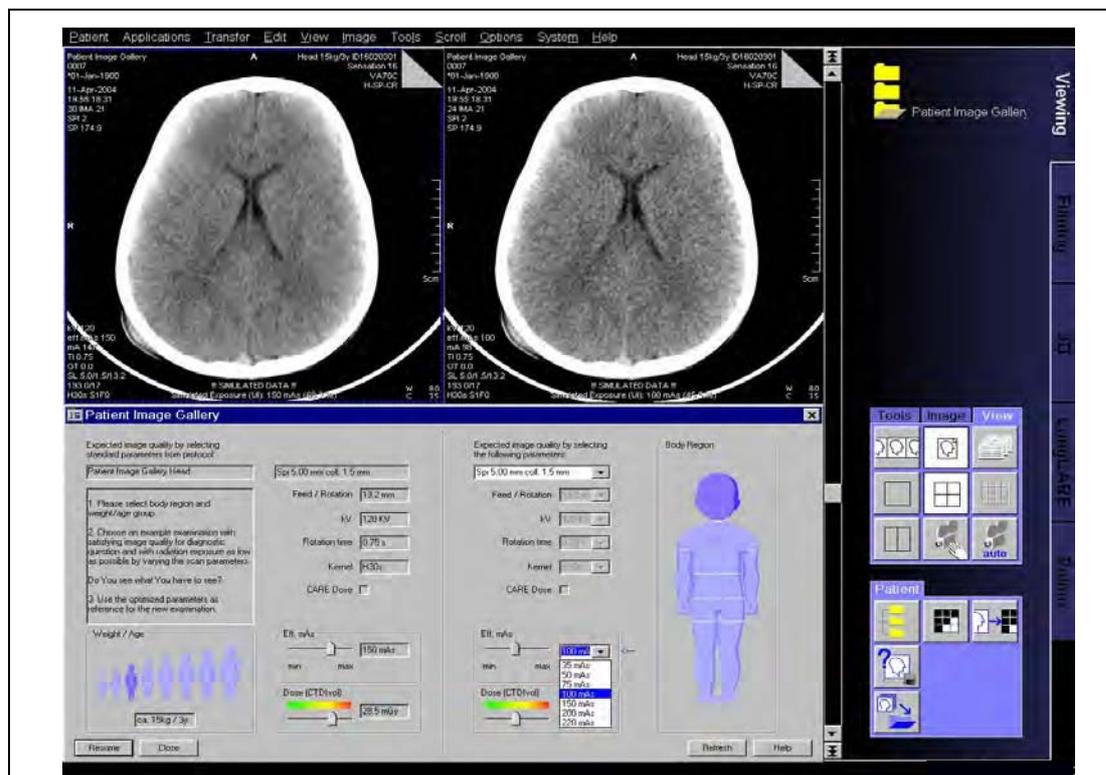
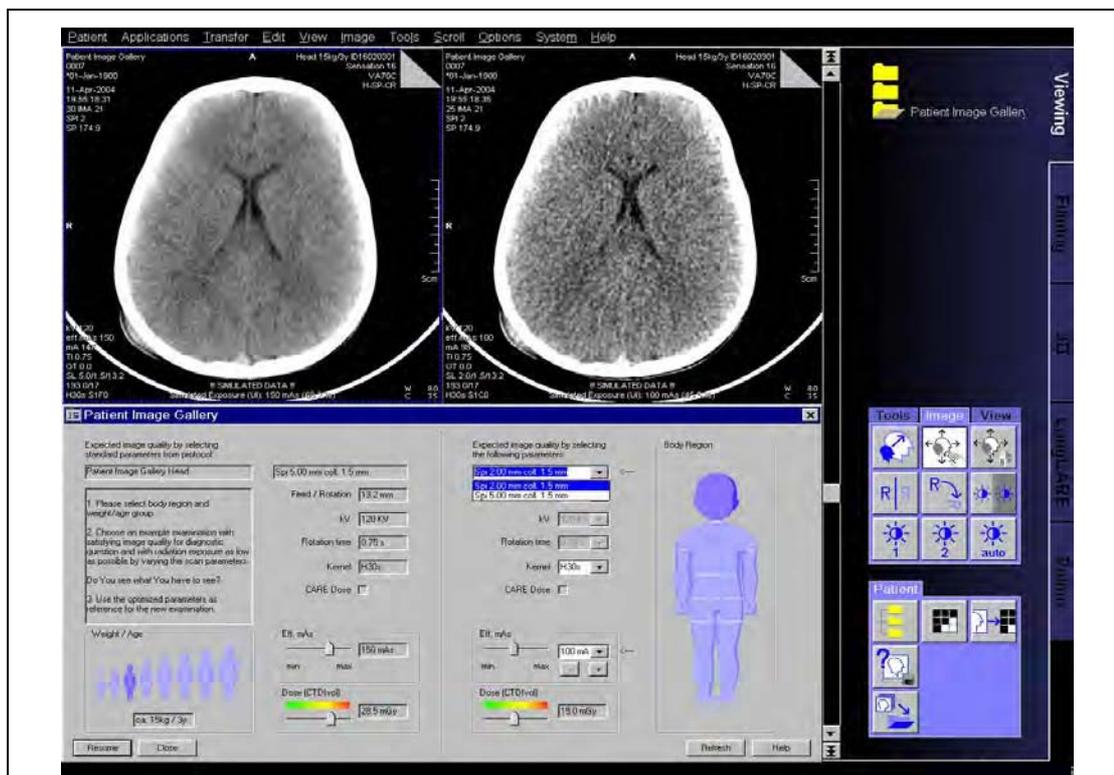


Abbildung 6.17  
Patient Image Gallery Head 15 kg / 3 Jahre / 100 eff. mAs

Tabelle 6.8

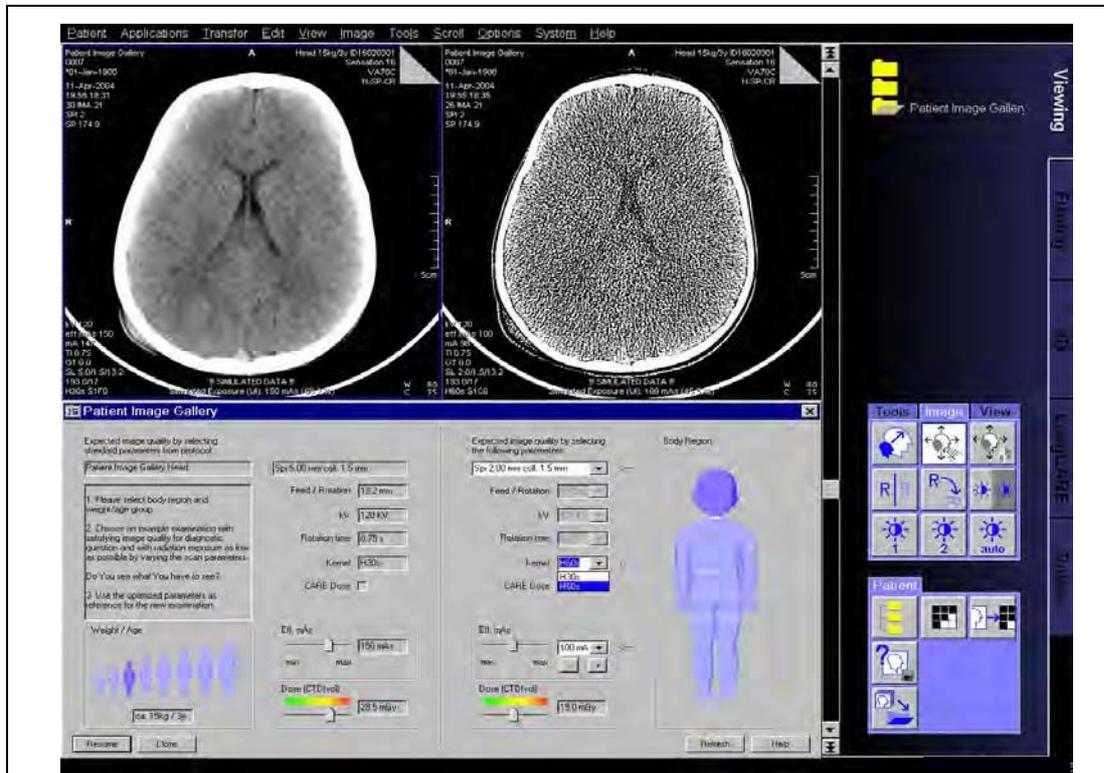
Ermittelte Untersuchungsparameter		
Slice	Schichtdicke / Kollimation	5 mm / 1,5 mm
Feed / Rotation	Tischvorschub pro Röhrenrotation	13,2 mm
kV	Röhrenspannung	120 kV
Rotation time	Rotationsgeschwindigkeit	0,75 s
Kernel	Rekonstruktionsalgorithmus	H30s
CARE Dose	Dosismodulation	aus
Eff. mAs	Röhrenstrom pro Sekunde	100 eff. mAs

Um einen Eindruck darüber zu bekommen, wie die Bildqualität einer 2 mm-Schicht im Vergleich zu einer 5 mm-Schicht aussieht, kann die Schichtdicke über ein Drop-Down Menü verändert werden. Im Bild des rechten Segmentes kann man das damit verbundene erhöhte Bildrauschen deutlich erkennen (Abb. 6.18).



**Abbildung 6.18**  
**Patient Image Gallery Head 15 kg / 3 Jahre / 100 eff. mAs**  
**2 mm SD / H30s**

Auch die Abhängigkeit des Bildeindruckes vom verwendeten Rekonstruktionsalgorithmus kann verdeutlicht werden. Das Bild im rechten Segment wurde mit einem kantenbetonenden Rekonstruktionsalgorithmus berechnet (Abb. 6.19).



**Abbildung 6.19**  
**Patient Image Gallery Head 15 kg / 3 Jahre / 100 eff. mAs**  
**2 mm SD / H60s**

Im Beispiel in Abbildung 6.20 wurde der Datensatz in den Bereich der Felsenbeine „weitergeblättert“ und in einem Knochenfenster dargestellt. Das Bild im rechten Segment wurde aber anstatt mit 5 mm mit 2 mm Schichtdicke rekonstruiert. Zusätzlich wurde noch ein kantenbetonender Rekonstruktionsalgorithmus verwendet. Auch dem Anfänger wird die dadurch bedingte, erheblich bessere Bildqualität, trotz reduzierter Dosis, klar vor Augen geführt.

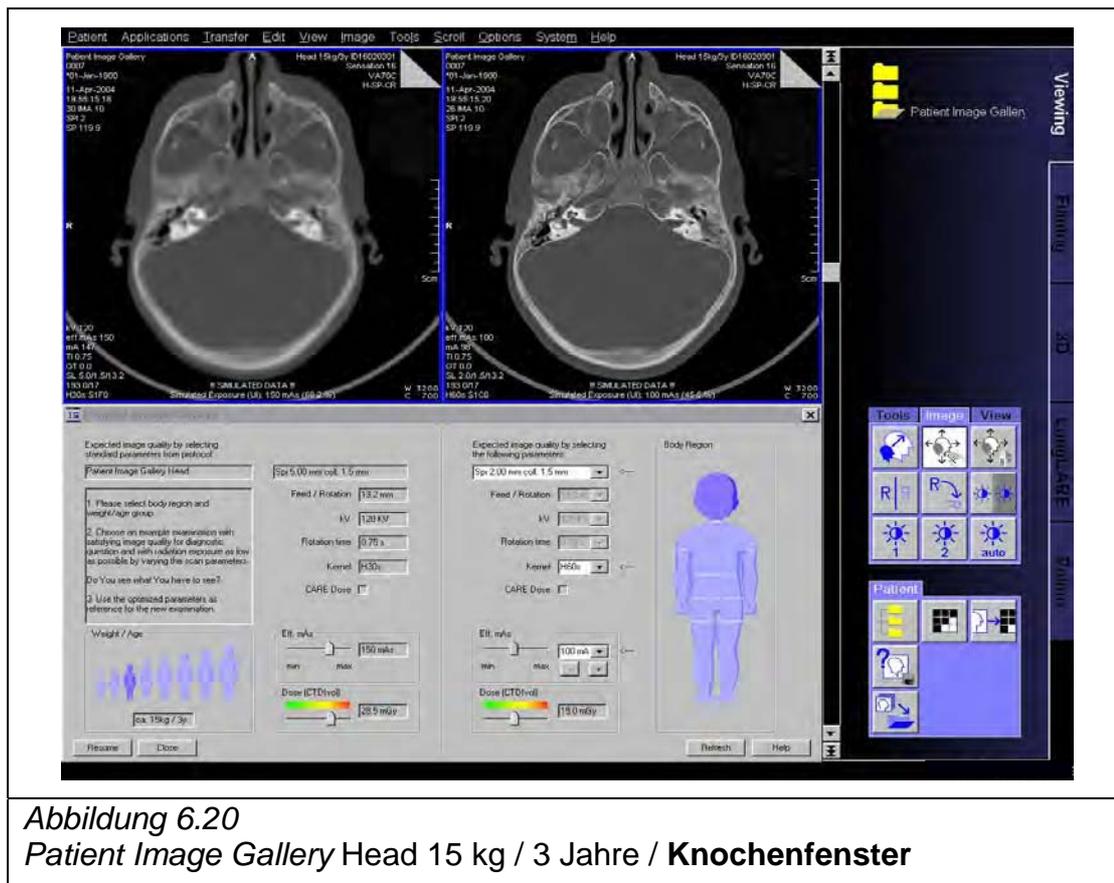


Abbildung 6.20  
Patient Image Gallery Head 15 kg / 3 Jahre / Knochenfenster

Durch das Verfahren ist es möglich, dem Anwender unmittelbar zu verdeutlichen, welche Bildqualität durch Variation der Parameter erreicht werden kann. Vorzugsweise wird bei einer solchen bildqualitätsorientierten Parameteranpassung darauf geachtet, dass alle Parameter so eingestellt werden, dass die eingestellte Bildqualität mit der kleinstmöglichen Dosis erreicht wird, indem zunächst alle übrigen Parameter optimiert werden.



## **7 Material und Methode Teil III**

### ***7.1 Evaluation anhand von Phantommessungen***

Zur Evaluation der verwendeten Algorithmen zur Rohdatenverrauschung und deren Implementierung in der Prototyp-Software *Somatom Noise+* wurden Aufnahmen von verschiedenen CT-Phantomen mit einem Computertomographen des Typs Sensation 16 (Siemens<sup>®</sup>, Forchheim) durchgeführt.

Dazu wurde ein Kopf-, ein Thorax-, ein Abdomen- und ein Becken-Phantom im Drehzentrum positioniert und mit standardisierten Untersuchungsprotokollen in unterschiedlichen Dosisstufen untersucht.

Die Messungen wurden jeweils dreimal wiederholt.

Auf den Einsatz der Dosismodulation CARE Dose wurde verzichtet, um in exakt definierten Dosisstufen messen zu können.

Das Kopf-Phantom (Abb. 7.1) wurde mit den in Tabelle 7.1 aufgeführten Scanparametern untersucht.

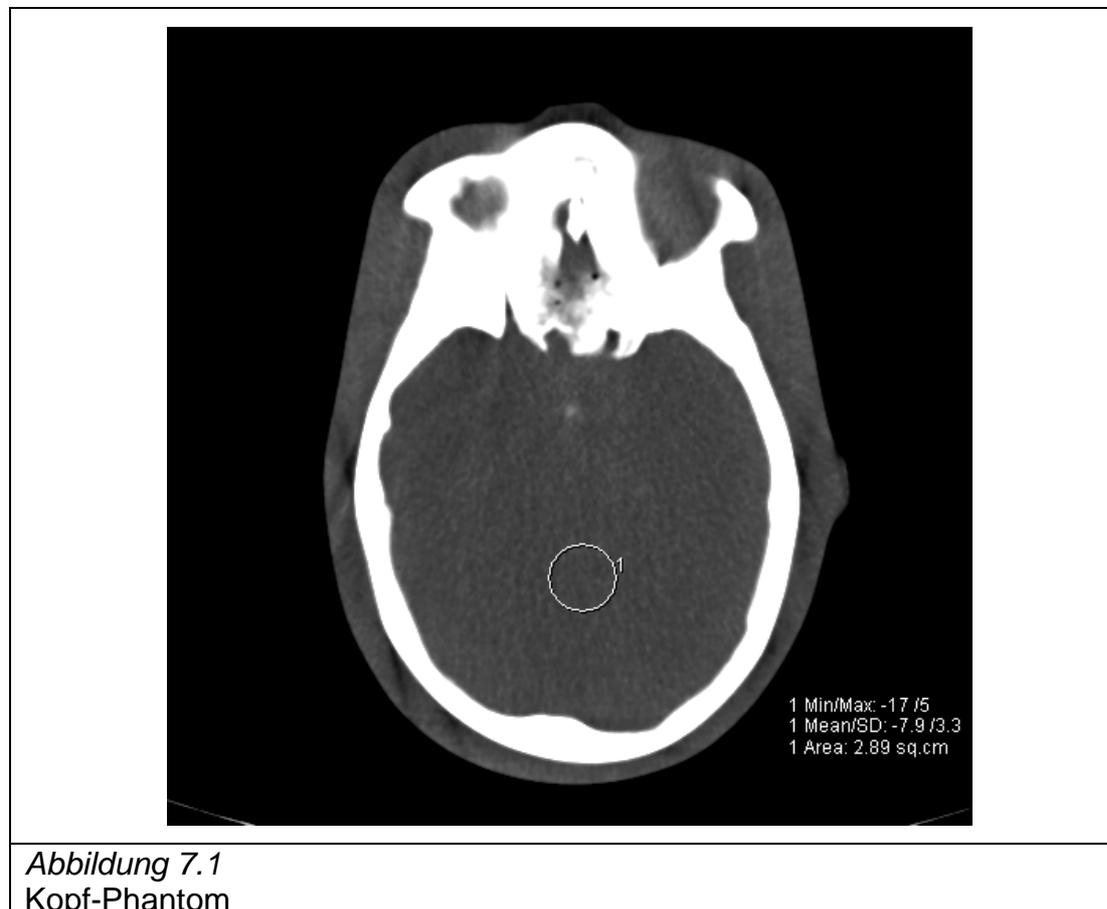
Tabelle 7.1 Scanparameter beim Kopf-Phantom

[eff. mAs]	Scanparameter	
250	Coll [mm]	16*0,75
200	Typ	Spirale
150	Pitch	0,55
100	[kV]	120
75	Rotation time [s]	0,75
50	CARE Dose	off

Die Bildrekonstruktion wurde mit konstantem Field of View (FoV) mit den in Tabelle 7.2 dargestellten Rekonstruktionsparametern durchgeführt.

Tabelle 7.2

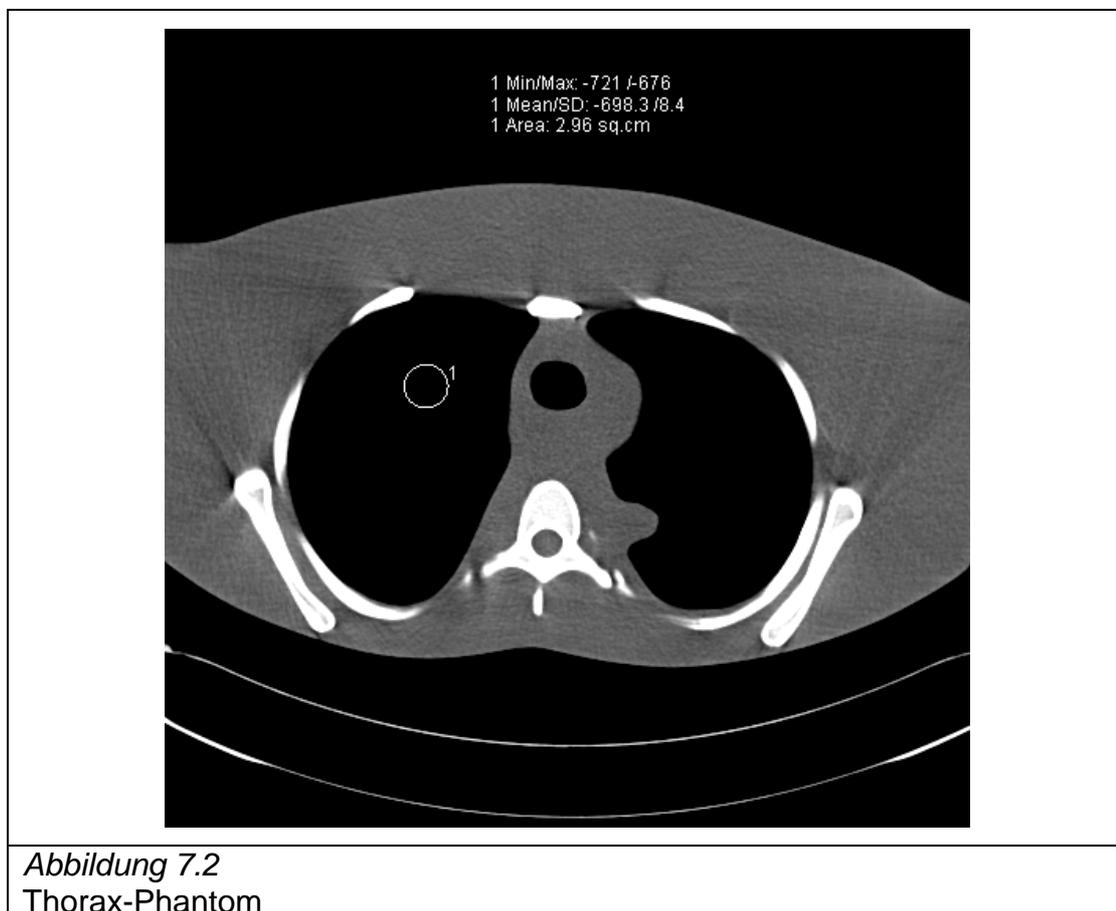
Schichtdicke	Kernel
5 mm	H30s



Das Thorax-Phantom (Abb. 7.2) wurde mit zwei unterschiedlichen Stromspannungen (100 kV und 120 kV) mit den in Tabelle 7.3 aufgeführten Scanparametern untersucht.

Tabelle 7.3 Scanparameter beim Thorax-Phantom

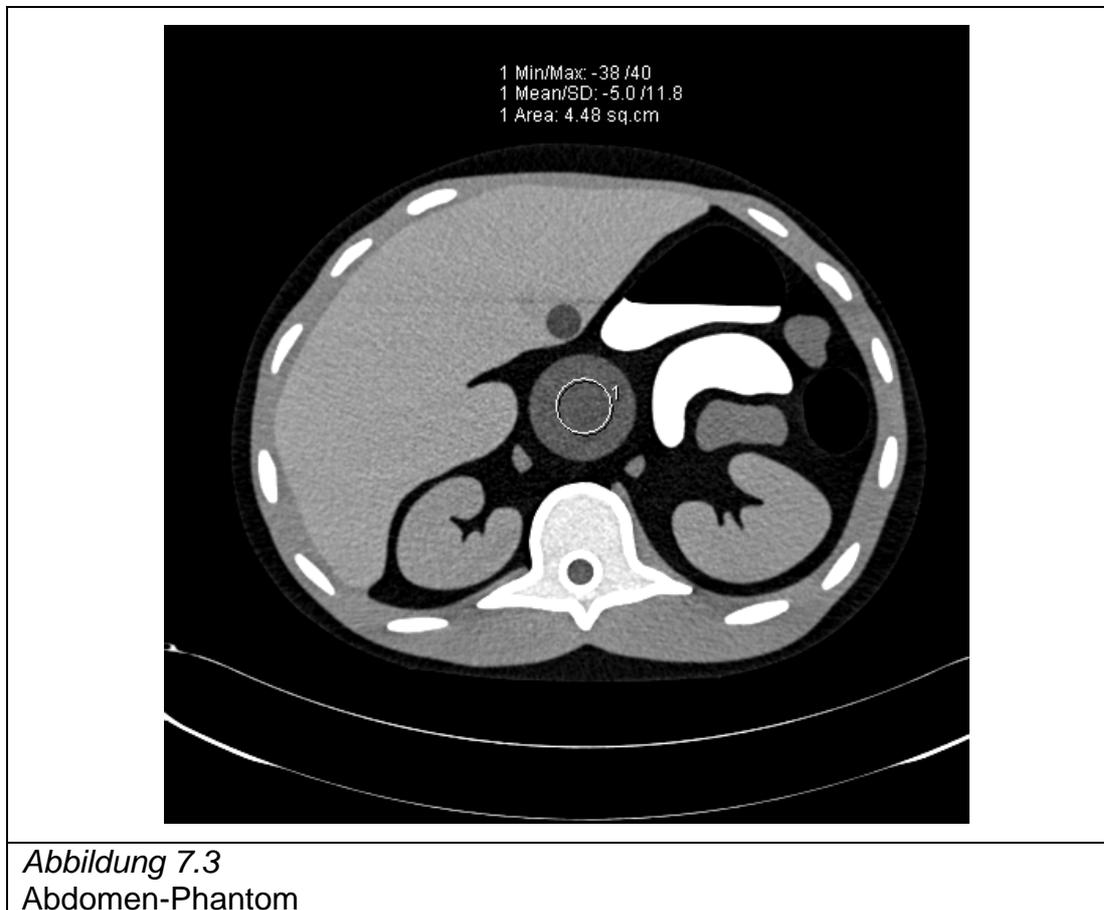
[eff. mAs]	Scanparameter	
(150)	Coll [mm]	16*1,5
100	Typ	Spirale
75	Pitch	1,25
50	[kV]	100 und 120
35	Rotation time [s]	0,5
	CARE Dose	off

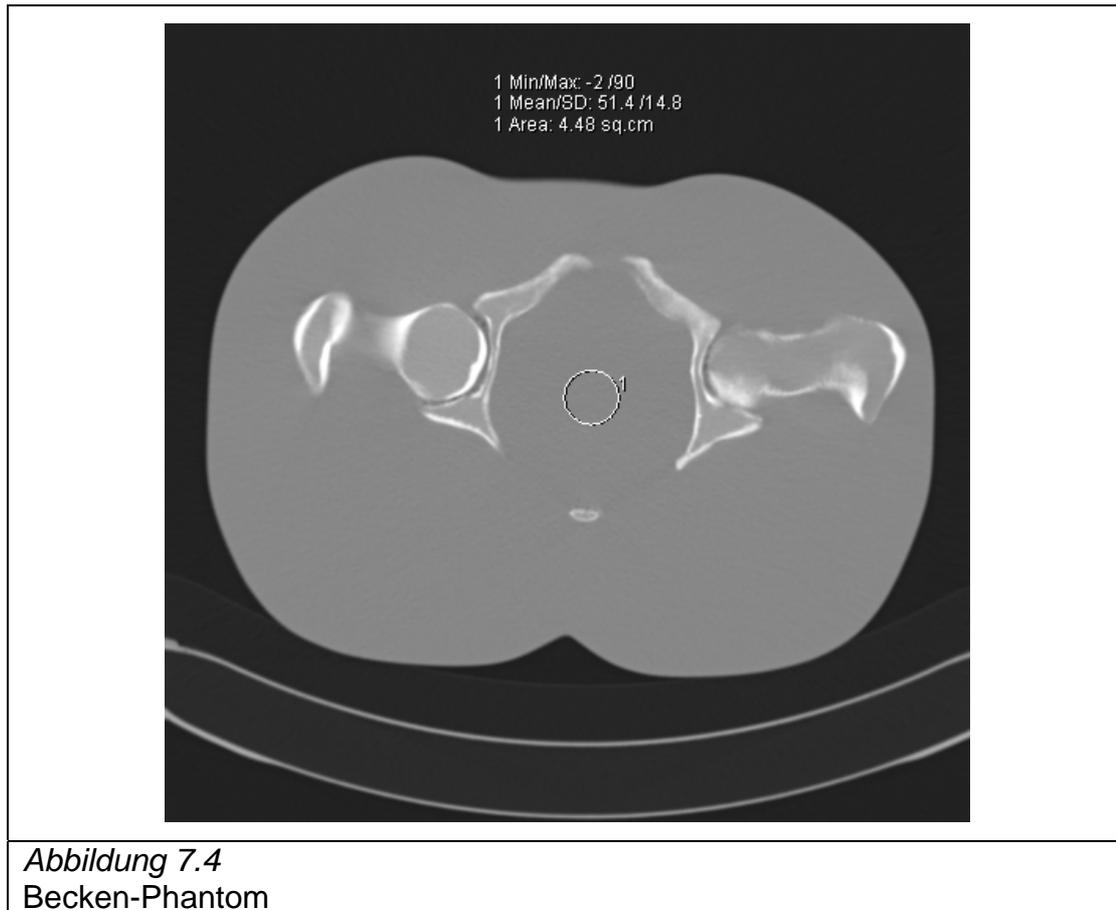


Das Abdomen- und das Becken-Phantom (Abb. 7.3 und 7.4) wurden jeweils mit den in Tabelle 7.4 aufgeführten Scanparametern untersucht.

Tabelle 7.4 Scanparameter beim Abdomen- und beim Becken-Phantom

[eff. mAs]	Scanparameter	
150	Coll [mm]	16*1,5
100	Typ	Spirale
75	Pitch	1,0
50	[kV]	120
35	Rotation time [s]	0,5
	CARE Dose	off





Die Bildrekonstruktion wurde mit konstantem Field of View (FoV) bei den Messungen des Thorax-, Abdomen- und des Becken-Phantoms jeweils mit den in Tabelle 7.5 aufgeführten Rekonstruktionsparametern durchgeführt.

Tabelle 7.5

Schichtdicke	Kernel
5 mm	B30f

Das Bildrauschen in den Messungen wurde unter Verwendung standardisierter Fensterwerte als Standardabweichung der CT-Schwächungswerte in [HU] mit einer zentralen ROI (2 cm bis 4 cm Durchmesser) mit der CT-Gerätesoftware bestimmt.

Die Rohdaten der Phantom-Messungen mit dem jeweils höchsten Röhrenstrom wurden mit der Prototyp-Software *Somatom Noise+* entsprechend der Messungen mit niedrigerem Röhrenstrom verrauscht und rekonstruiert.

Das Bildrauschen wurde in diesen Simulationen auf gleiche Weise wie bei den ursprünglichen Messungen bestimmt.

Die statistische Auswertung wurde durch eine lineare Regressionsanalyse mit Microsoft<sup>®</sup> Excel Version 2003 SP2 vorgenommen.

Dazu wurden jeweils der Mittelwert (MW) und die Standardabweichung (SD) der drei Messungen des Bildrauschens für jede Dosisstufe berechnet.

Um die Ergebnisse der Mittelwerte in eine lineare Form zu bringen, wurde der Reziprokwert der Varianz des Mittelwertes gebildet. Daraufhin wurde das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  mit einem Konfidenzintervall von 95 % berechnet und die Signifikanz der gesamten Regression mit einer F-Teststatistik überprüft.

## 7.2 Klinische Evaluation

Im Rahmen einer klinischen Evaluation wurde überprüft, ob anhand der simulierten Beispielbilder auf eine zu erwartende Bildqualität geschlossen werden kann und ob die Applikation unter Routinebedingungen einsetzbar ist. Zusätzlich sollte geklärt werden, wie sich das Dosisniveau im Vergleich zu Standarduntersuchungen beim Einsatz der *Patient Image Gallery* darstellt.

Aus diesem Grund wurde die Applikation in den kinderradiologischen Abteilungen der Universität Aachen und der Universität Bern installiert.

In Zusammenarbeit mit der Universität Aachen wurde zusätzlich eine klinische Studie durchgeführt [Honnef 2006].

Für diese Studie wurden 53 CT-Untersuchungen an 37 Kindern (17 Jungen, 20 Mädchen) im Alter von einem Tag bis 19 Jahre ( $8,1 \pm 6,6$  Jahre) vor einer computertomographischen Untersuchung mithilfe der *Patient Image Gallery* geplant. Die Untersuchungen verteilten sich auf die Körperregionen wie in Tabelle 7.6 dargestellt.

Tabelle 7.6

Anzahl Untersuchungen pro Körperregion	
Thorax	26
Abdomen	14
Becken	13

Eine Beispieluntersuchung mit einer für die jeweilige klinische Fragestellung ausreichenden Bildqualität wurde mithilfe der *Patient Image Gallery* bestimmt und die entsprechenden Untersuchungsparameter bei der anschließenden Untersuchung mit einem Computertomographen des Typs Sensation 16 (Siemens®, Forchheim) verwendet.

Vier Radiologen verglichen im Anschluss daran die Bildqualität der Planungsgrundlage mit der Bildqualität der durchgeführten Untersuchung. Die Bewertung der subjektiven Bildqualität erfolgte anhand einer vierstufigen Skala (Tab. 7.7).

Tabelle 7.7

<b>Diagnostische Bildqualität</b>	
sehr gut	sehr gute Bildqualität ohne relevante Bildartefakte, scharf abgrenzbare Organkonturen, ohne relevantes Bildrauschen
gut	gute diagnostische Bildqualität mit moderaten Bildartefakten, nicht störende Beeinträchtigungen der Abgrenzbarkeit, leicht erhöhtes Bildrauschen
mäßig	mäßig diagnostische Bildqualität mit Bildartefakten, Beeinträchtigung der Abgrenzbarkeit, erhebliches Bildrauschen
nicht diagnostische Bildqualität	

Die Bewertung wurde hinsichtlich der Patientendaten geblindet durchgeführt. Es wurde keine Information darüber gegeben, ob es sich um ein Originalbild des aktuellen Patienten oder um ein simuliertes Bild aus der *Patient Image Gallery* handelt.

Zusätzlich wurde das Bildrauschen unter Verwendung standardisierter Fensterwerte mit der CT-Gerätesoftware ermittelt. Dazu wurde die Standardabweichung der CT-Schwächungswerte in [HU] mit einer individuell angepassten ROI-Messung in der autochthonen Muskulatur (Thorax, Abdomen) und im Musculus psoas (Becken) bestimmt. Die Messungen wurden jeweils in vier unterschiedlichen Schichten durchgeführt, der Mittelwert und die Standardabweichung wurden berechnet.

Die verwendeten Untersuchungsparameter wurden einerseits mit den standardmäßig in Aachen verwendeten, an das Patientengewicht adaptierten, Kinderprotokollen und andererseits mit Standard-Erwachsenenprotokollen verglichen (Tab 7.8).

*Tabelle 7.8* Standarduntersuchungsparameter

<b>120 kV</b>	<b>Kinderprotokoll Effektive mAs</b>	<b>Erwachsenenprotokoll Effektive mAs</b>
<b>Thorax</b>	Körpergewicht in Kg	120
<b>Abdomen Becken</b>	2,5 * Körpergewicht in Kg	165

Der CT-Dosis-Index (CTDI<sub>vol</sub>) wurde als Maß für die verwendete Dosis herangezogen.

Die statistische Auswertung wurde mit einem T-Test nach Student unter Verwendung von Institute Inc<sup>®</sup> SAS Version 9.1 und Microsoft<sup>®</sup> Excel Version 2003 SP2 durchgeführt.

Allen Patienten wurde intravenös ein nicht ionisches Kontrastmittel (Ultravist 370, Schering, Berlin), abgestimmt auf das Patientengewicht (1,5–2 ml/kg Körpergewicht), manuell oder mithilfe eines Kontrastmittelinjektors verabreicht.

Die Studie wurde mit Zustimmung der Eltern eines jeden Patienten unter Beachtung der Anforderungen der Aachener Ethikkommission und unter Einhaltung der Datenschutzbestimmungen durchgeführt.



## 8 Ergebnis Teil III: Evaluation

### 8.1 Ergebnis der Phantommessungen

Die statistische Analyse der in Kapitel 7.1 beschriebenen Phantom-Messungen zur Evaluation der verwendeten Algorithmen zur Rohdatenverrauschung und deren Implementierung in der Prototyp-Software *Somatom Noise+* ergab folgendes Ergebnis:

Bei der durchgeführten Regressionsanalyse ergab sich ein Bestimmtheitsmaß  $R^2 > 0,993$  für die Messungen am Kopf-Phantom (Tab. 8.1 und Abb. 8.1),  $R^2 > 0,994$  für die Messungen am Thorax-Phantom bei 120 kV (Tab. 8.2 und Abb. 8.2),  $R^2 > 0,981$  für die Messungen am Thorax-Phantom bei 100 kV (Tab. 8.3 und Abb. 8.3),  $R^2 > 0,997$  für die Messungen am Abdomen-Phantom (Tab. 8.4 und Abb. 8.4) und  $R^2 > 0,985$  für die Messungen am Becken-Phantom (Tab. 8.5 und Abb. 8.5).

Mit den durchgeführten F-Teststatistiken konnte jeweils für  $p \ll 0,0001$  die Signifikanz der Regression nachgewiesen werden.

Es zeigte sich, dass die simulierten Werte sehr gut mit den ursprünglichen Messungen übereinstimmen.

Die Unterschiede des Bildrauschens liegen mit Ausnahme von drei Fällen im Bereich von deutlich unter einem HU. In einem Fall bei 1,2 HU; in einem Fall bei 1,9 HU und im schlechtesten Fall bei 2,4 HU.

Tabelle 8.1 Bildrauschen Kopf-Phantom

mAs	Scan			Simulation		
	MW	SD	1/ Var MW	MW	SD	1/ Var MW
250	3,2	0,1	0,0977			
200	3,4	0,2	0,0848	3,5	0,1	0,0801
150	4,1	0,2	0,0605	4,1	0,3	0,0605
100	4,8	0,1	0,0434	5,1	0,3	0,0379
75	5,7	0,2	0,0311	5,8	0,4	0,0297
50	6,5	0,2	0,0234	7,2	0,2	0,0191

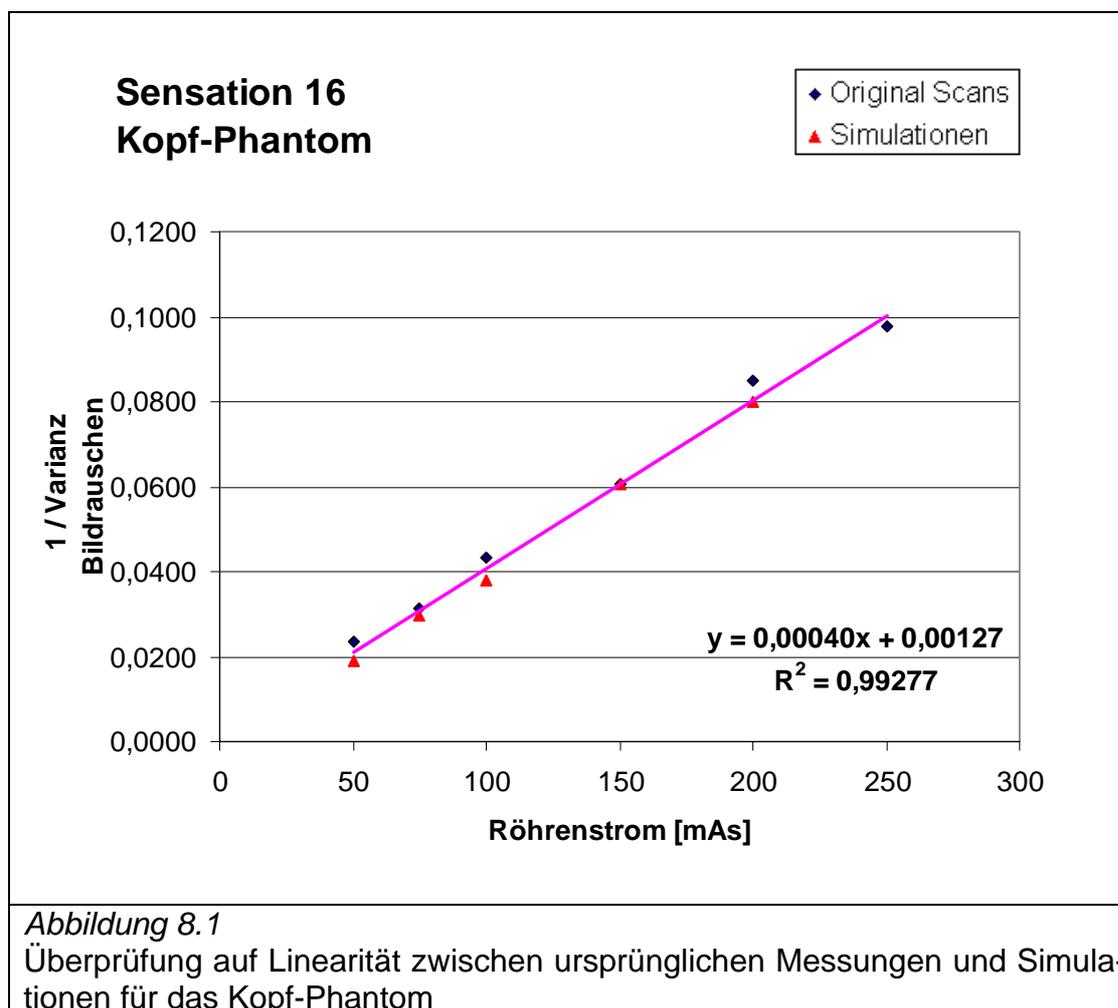


Tabelle 8.2 Bildrauschen Thorax-Phantom bei 120 kV

mAs	Scan			Simulation		
	MW	SD	1/ Var MW	MW	SD	1/ Var MW
100	8,3	0,6	0,0145			
75	9,6	0,9	0,0108	9,3	0,7	0,0115
50	11,9	1,0	0,0070	11,7	1,2	0,0073
35	13,8	0,8	0,0053	13,8	1,1	0,0053

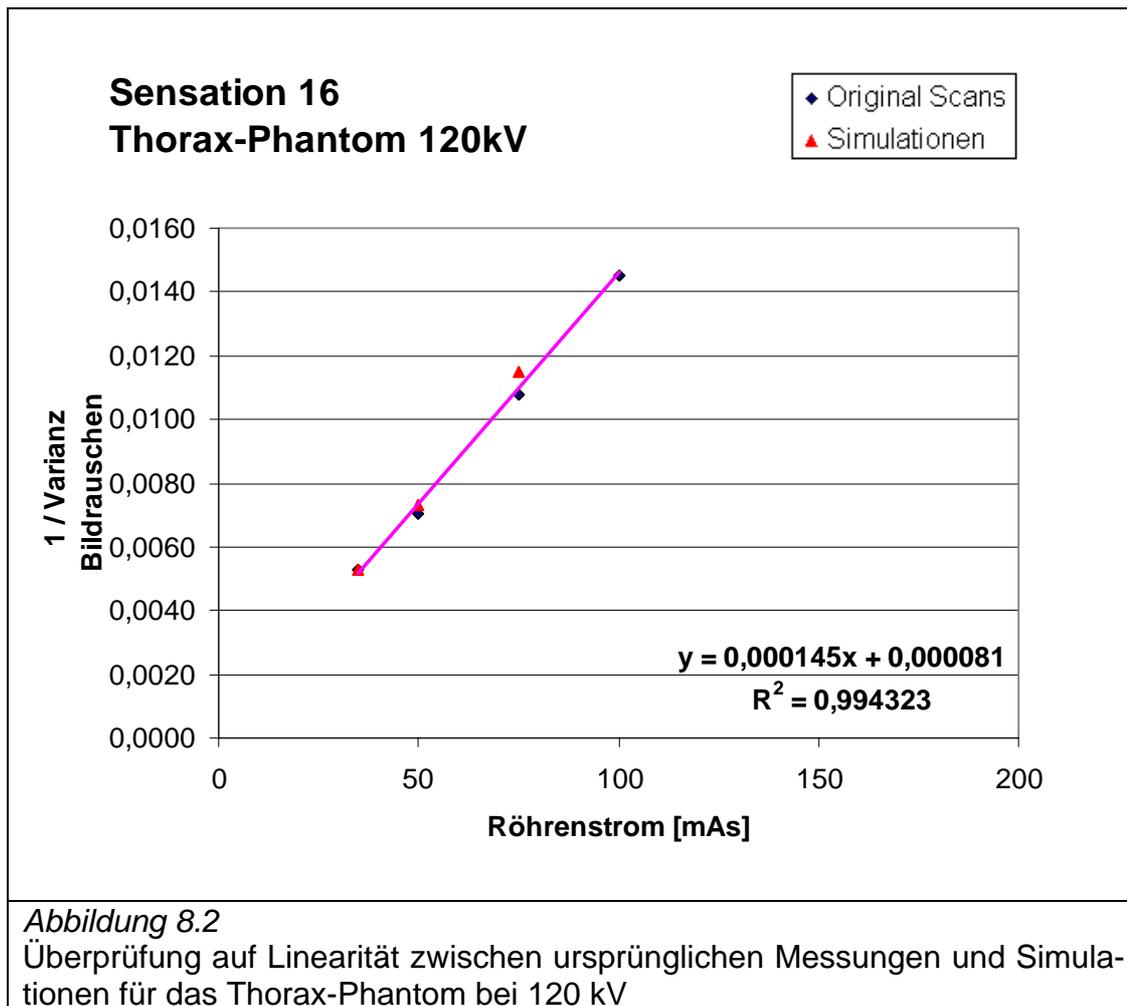


Tabelle 8.3 Bildrauschen Thorax-Phantom bei 100 kV

mAs	Scan			Simulation		
	MW	SD	1/ Var MW	MW	SD	1/ Var MW
150	8,7	0,4	0,0133			
100	10,9	0,8	0,0084			
75	13,1	0,7	0,0059	11,9	1,0	0,0071
50	16,4	1,2	0,0037	14,6	0,9	0,0047
35	17,7	2,5	0,0032	17,5	1,0	0,0033

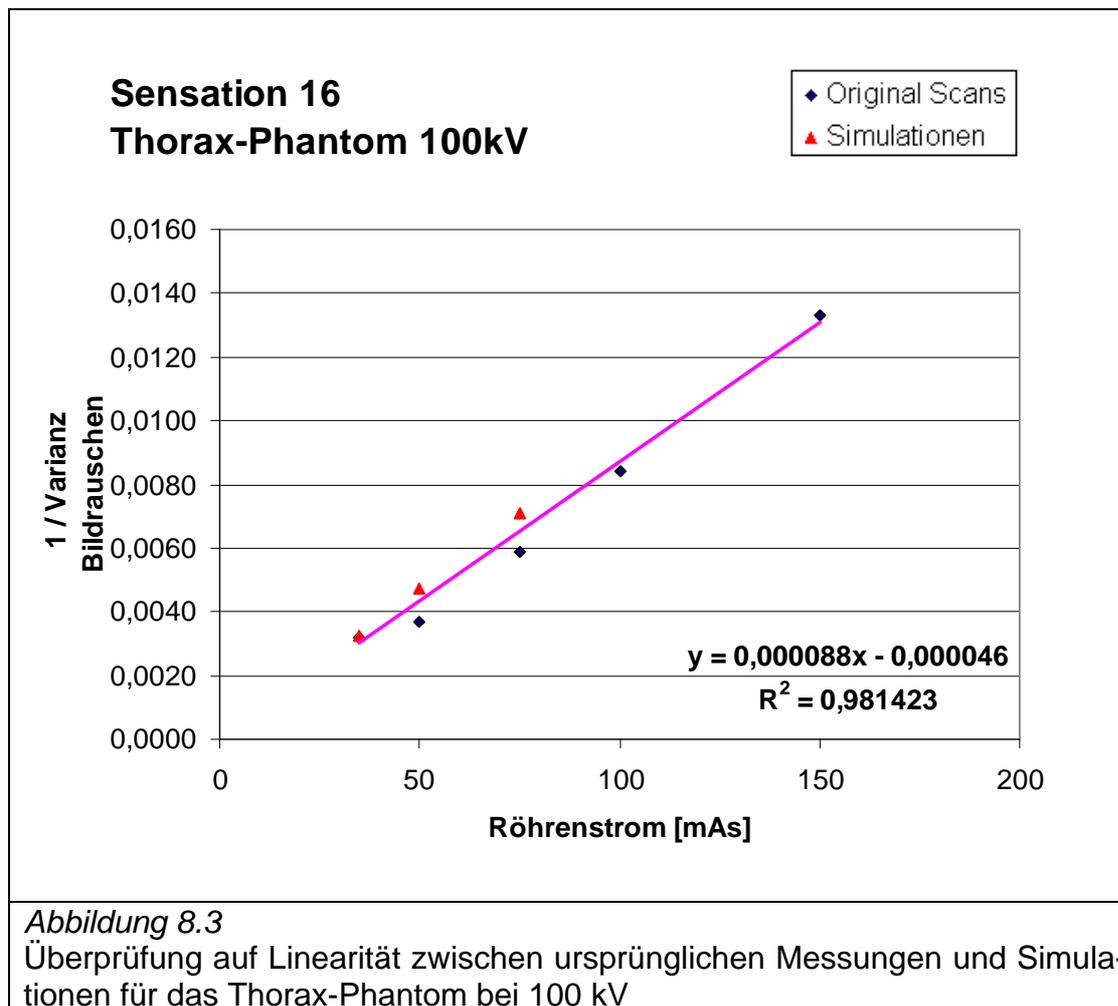


Tabelle 8.4 Bildrauschen Abdomen-Phantom

mAs	Scan			Simulation		
	MW	SD	1/ Var MW	MW	SD	1/ Var MW
150	11,7	0,4	0,0073			
100	14,8	0,6	0,0046	14,5	0,3	0,0047
75	16,5	1,1	0,0037	16,9	0,1	0,0035
50	20,4	0,5	0,0024	21,1	0,5	0,0023
35	24,8	0,3	0,0016	24,9	0,2	0,0016

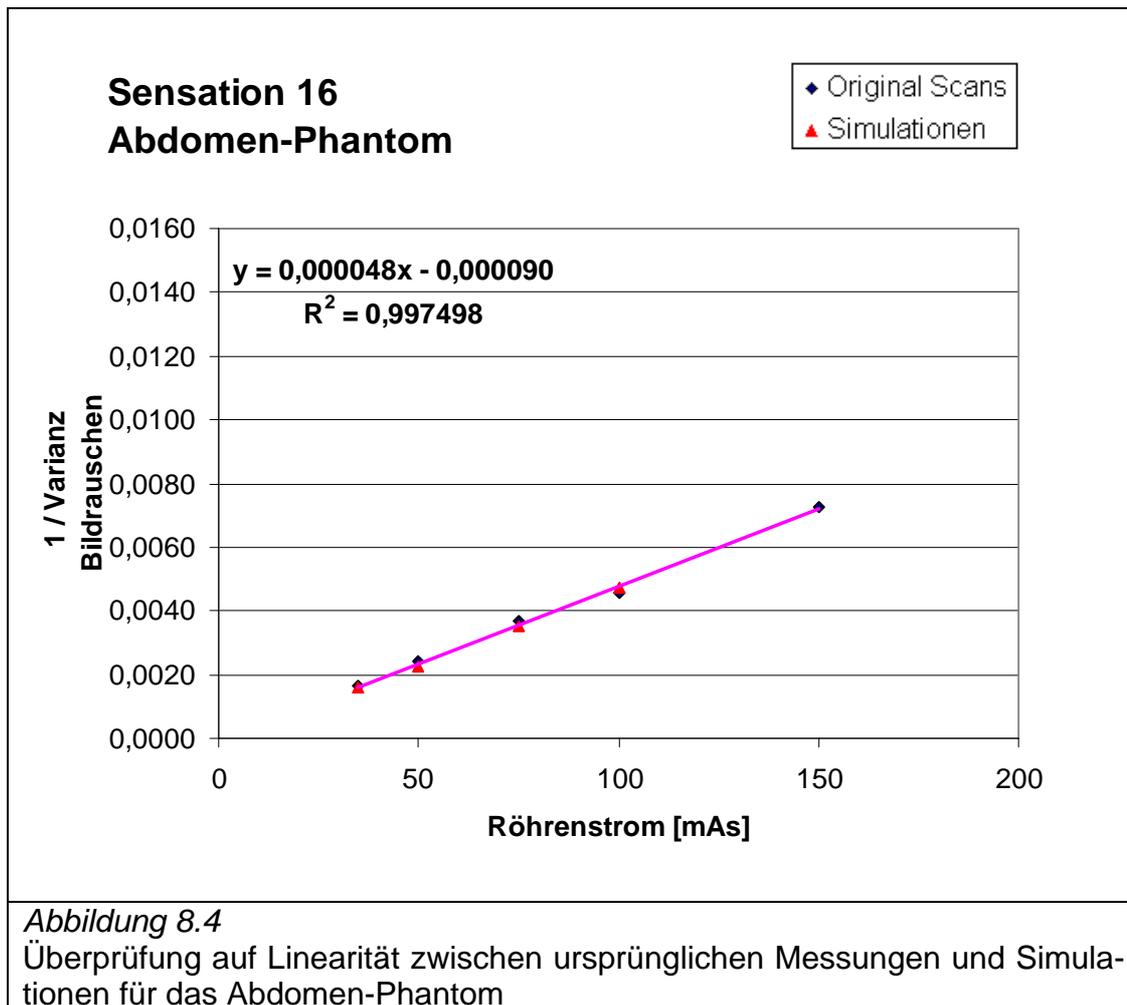
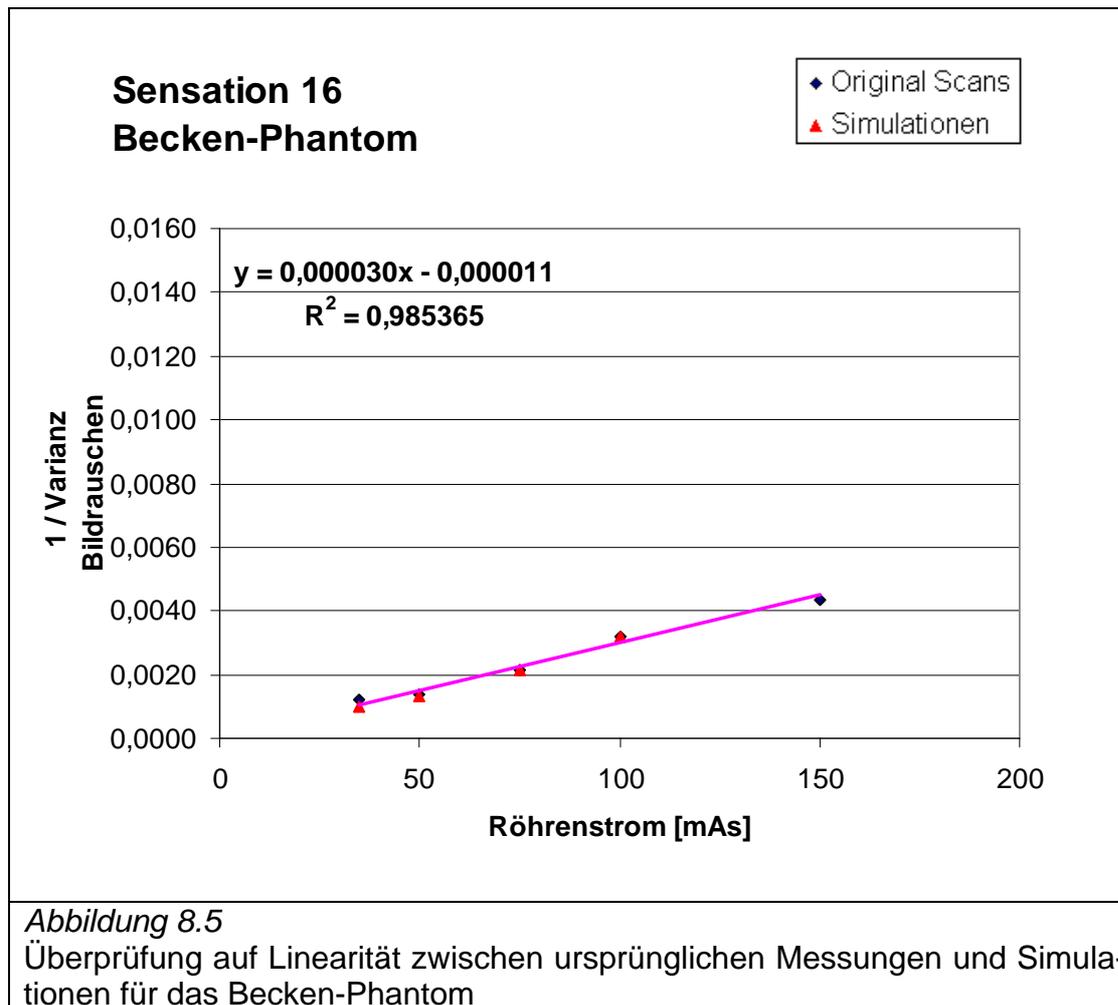


Tabelle 8.5 Bildrauschen Becken-Phantom

mAs	Scan			Simulation		
	MW	SD	1/ Var MW	MW	SD	1/ Var MW
150	15,2	0,4	0,0043			
100	17,7	0,6	0,0032	17,8	0,3	0,0032
75	21,5	0,8	0,0022	21,5	1,0	0,0022
50	26,7	0,5	0,0014	27,3	1,3	0,0013
35	29,0	0,8	0,0012	31,4	2,1	0,0010



## **8.2 Ergebnis der klinischen Evaluation**

Durch Auswertung der CT-Untersuchungsprotokolle in der Abteilung Kinder-radiologie der Universität Gießen konnte gezeigt werden, dass die Untersu-chungsparameter seit Beginn der Arbeit wesentlich häufiger variieren und Untersuchungen zum Teil mit sehr niedriger Dosis erstellt wurden. Einzelne Untersuchungen wurden aber bei Bedarf auch mit deutlich höherer Dosis an-gefertigt.

Die größere Variation der Untersuchungsparameter und damit eine Abkehr von starren Standardprotokollen war aber aufgrund der intensiven Beschäfti-gung mit dem Thema Dosisoptimierung während der Entwicklungszeit des Verfahrens zu erwarten. Eine objektive Evaluation war deshalb in der Abtei-lung Kinderradiologie der Universität Gießen nicht möglich.

Aus diesem Grund ist eine klinische Evaluation der Applikation in Zusam-menarbeit mit der Universität Aachen und der Universität Bern durchgeführt worden.

Das Verfahren wird heute in beiden Instituten standardmäßig vor CT-Untersuchung von Kindern erfolgreich eingesetzt und damit die Untersu-chungsparameter an Patient und Fragestellung angepasst. Die Routine-Tauglichkeit des Verfahrens hat sich bestätigt, da der nötige Zeiteinsatz mi-nimal ist und die erwarteten Ergebnisse erzielt werden. Durch die Installation der Anwendung auf einer separaten Workstation können dort ebenfalls An-wender, die keinen unmittelbaren Zugang zum Computertomographen ha-ben, die Untersuchungsplanung erfolgreich durchführen.

Die in Zusammenarbeit mit der Universität Aachen durchgeführte und in Kapitel 7.2 beschriebene klinische Studie lieferte folgendes Ergebnis [Honnef 2006].

Alle Untersuchungen wurden in der klinischen Routine ohne Beanstandungen in Bezug auf die Bildqualität beurteilt und zur Befundung verwendet.

Die statistische Analyse zeigte keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der durch die Radiologen durchgeführten Bewertung der Bildqualität der Planungsbilder und der Bildqualität der durchgeführten Untersuchungen (Thorax-Weichteilfenster  $p > 0,17$ ; Thorax-Lungenfenster  $p > 0,16$ ; Abdomen  $p > 0,17$ ; Becken  $p > 0,36$ ).

Auch bezüglich des in der Muskulatur gemessenen Bildrauschens konnte kein signifikanter Unterschied (Thorax  $p > 0,1617$ ; Abdomen  $p > 0,1042$ ; Becken  $p > 0,1984$ ) zwischen den simulierten Bildern und den ursprünglichen Untersuchungen nachgewiesen werden.

Verglichen mit den bisher in Aachen verwendeten Kinderprotokollen, die an das Patientengewicht adaptiert sind, konnte mithilfe der *Patient Image Gallery* eine weitere, deutliche Dosisreduktion im Abdomen (MW 41,7 %) und im Becken (MW 44,1 %), jedoch nicht im Thorax (MW 0,7 %) erzielt werden.

Eine beträchtliche Dosisersparung konnte im Vergleich zu Erwachsenenstandardprotokollen erreicht werden (Thorax MW 75,7 %, Abdomen MW 68,1 %; Becken MW 65,9 %).

Es wurde gezeigt, dass die *Patient Image Gallery* zur Dosisoptimierung von CT-Untersuchungen bei Kindern in Abhängigkeit des Körpergewichts und der klinischen Fragestellung erfolgreich eingesetzt wurde.

Die Ergebnisse der klinischen Evaluation konnten im American Journal of Roentgenology [AJR 2008] und der Acta Radiologica [Acta 2008] publiziert werden.

## 9 Diskussion

Sehen, was man sehen muss

Durch technische Innovation sind Leistung und Einflussmöglichkeiten auf einen modernen Computertomographen immer differenzierter geworden. Die optimale Wahl der Expositionsparameter bedarf heute mehr denn je einer präzisen Indikationsstellung, da das Spektrum der erzielbaren Bildqualität und die damit verbundene Strahlenbelastung weit gefächert sind. Nur wenn eine klare Fragestellung formuliert ist, kann eine problemorientierte Untersuchungsplanung erfolgen. Diese ist unumgänglich, wenn man den großen interindividuellen Unterschieden pädiatrischer Patienten gerecht werden will.

In der Vergangenheit wurden relativ wenige klinische Studien durchgeführt, die das Thema Dosisreduktion bei der Computertomographie im Kindesalter untersuchten. Schon durch sehr unspezifisch angepasste Untersuchungsprotokolle konnten Einsparmöglichkeiten von über 80 % innerhalb eines Institutes beschrieben werden [Rogalla 1999]. Der Grund für dieses enorme Einsparpotential lag in der damals üblichen Verwendung von Standardprotokollen, die im Hinblick auf eine maximale Bildqualität für Erwachsene und die damit verbundenen neuen Visualisierungsmöglichkeiten optimiert und weniger an einer Reduzierung der Strahlenexposition ausgerichtet waren.

In jüngerer Zeit setzte man sich differenzierter mit dem Thema Dosisreduktion auseinander und erarbeitete Tabellen sowie mathematische Formeln für Protokolle, mit deren Hilfe Untersuchungsparameter entsprechend des Körpergewichtes bestimmt werden konnten [Honnef 2004]. Leider ist es nicht möglich, Ergebnisse aus den verfügbaren Studien ohne weiteres auf Computertomographen anderer Bauart oder die jeweils aktuelle klinische Situation zu übertragen. Die Heterogenität der Studien, die durch unterschiedliche CT-Geräte, Untersuchungsparameter, Studienpopulationen und Studiendesigns bedingt ist, macht dies sehr schwierig. Hilfreich ist, wenn der CT-Dosis-Index (CTDI<sub>vol</sub>) als Äquivalentwert der Dosis innerhalb einer Schicht als spezifische Dosisgröße in der Computertomographie mit angegeben wurde. Dieser

wird auf jedem CT-Gerät angezeigt und ist proportional zur Bildqualität [McNitt 2002]. Unbestritten berücksichtigt diese Größe nicht die Dosiseffizienz des Daten-Akquisitionssystems, die Qualität und Art der Bildrekonstruktion oder das durchstrahlte Patientenvolumen. Dieser Index bietet aber für den Anwender eine einfache, wenn nicht die einzige zurzeit routinetaugliche Möglichkeit, Untersuchungsprotokolle im Hinblick auf die Strahlenexposition zu vergleichen. Leider werden klinische Studien nicht selten an dem verwendeten Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs) ausgerichtet. Je nach verwendeten röhrenseitigen Filtern können dabei Unterschiede bis zu einem Faktor drei zwischen den CT-Geräten verschiedener Hersteller auftreten [Maier 1999].

Der CT-Dosis-Index wird üblicherweise für zwei unterschiedliche Messphantome ermittelt. Für Dosisangaben im Kopf-Bereich werden Werte für ein Phantom mit 16 cm Durchmesser, im Körper-Bereich für ein Phantom mit 32 cm Durchmesser angegeben. Im klinischen Alltag kommt es aber z. B. bei der Untersuchung des Halses vor, dass Untersuchungsprotokolle, denen eine Organcharakteristik zugrunde liegt, die für eine Untersuchung im Kopf-Bereich konfiguriert wurde, auch für Untersuchungen im Körper-Bereich verwendet werden und umgekehrt. Deshalb ist es bei klinischen Studien sehr sinnvoll mit anzugeben, auf welche Phantomgröße die Angaben bezogen sind, um Verwechslungen zu vermeiden. Bei der Untersuchung von Kindern kommt noch erschwerend hinzu, dass manche Hersteller bei Kinderprotokollen auch im Körper-Bereich Dosisangaben für ein Phantom mit 16 cm Durchmesser angeben. Deshalb sollten bei Veröffentlichungen, die sich auf die Untersuchung von Kindern beziehen, die Dosisangaben für beide Phantomgrößen angegeben werden. Die dazu nötigen gerätespezifischen Umrechnungsfaktoren findet man im Benutzerhandbuch bzw. der Online-Hilfe des Computertomographen oder kann sie beim Hersteller erfragen.

Der Einsatz von starren Untersuchungsprotokollen kann daher dem ALARA-Prinzip der Internationalen Strahlenschutz-Kommission nicht gerecht werden. Um den dort geforderten Informationsgewinn durch eine zusätzliche Strahlenbelastung gewährleisten zu können, bedarf es einer Adaption der Unter-

suchungsparameter auf den einzelnen Patienten, dessen spezielle Fragestellung und den verwendeten Computertomographen.

Die Herstellerfirmen tragen dem seit einigen Jahren Rechnung, indem immer differenziertere Untersuchungsprotokolle angeboten werden. Diese Untersuchungsprotokolle sind heute organbezogen und stehen auch speziell an das Gewicht- oder das Lebensalter von Kindern adaptiert zur Verfügung [Siemens 2005a]. Zusätzlich sind moderne Computertomographen mit einer Dosisautomatik ausgestattet, die den Röhrenstrom automatisch in x / y- und z-Richtung während des Röhrenumlaufes an das durchstrahlte Volumen anpasst. Durch diese Innovation kann je nach Leistungsfähigkeit des Systems ein einmal definiertes Bildrauschen, unabhängig vom Patientendurchmesser, konstant gehalten werden. Mit modernen Systemen kann darüber hinaus auch eine klinisch sinnvolle und damit nicht lineare Anpassung des Röhrenstroms in Abhängigkeit des Patientendurchmessers erfolgen [Siemens 2005c]. Die Dosisautomatik berücksichtigt dabei, dass neben dem Bildrauschen auch Kontrast- und Ortsauflösung relevante Größen bei der Wahl der Scanparameter darstellen.

Um die Ergebnisse von klinischen Studien besser einordnen zu können, sollten diese eine kurze Beschreibung über die Funktionsweise einer eventuell eingesetzten Dosismodulation oder einer Dosisautomatik beinhalten. Je nach Hersteller und Alter des eingesetzten Systems können erhebliche Unterschiede hinsichtlich der Dosiseffizienz auftreten.

In einer kontrollierten Patientenstudie von Greess et al. konnte gezeigt werden, dass durch den Einsatz einer Dosisautomatik die Strahlenbelastung von Kindern deutlich gesenkt werden kann. Dazu wurden an 30 Kindern (11 Monate bis 18 Jahre) CT-Untersuchungen von Thorax und Abdomen mithilfe einer Dosisautomatik durchgeführt. Im Durchschnitt konnte mit 36 % (26 % - 43 %) weniger Dosis eine vergleichbare oder sogar bessere Bildqualität als in der Kontrollgruppe erzielt werden [Greess 2004a].

Beim Einsatz einer Dosisautomatik muss die gewünschte Bildqualität durch eine Steuergröße definiert werden. Es stellt sich auch hier jeweils die Frage, welche Bildqualität für den aktuellen Fall wirklich benötigt wird.

Vock empfiehlt in einer Literaturübersichtsarbeit nicht die perfekte, sondern die mit möglichst geringer Dosis alle erforderlichen Informationen liefernde Bildqualität anzustreben. Sein Fazit ist, dass Radiologen sich generell an Bilder mit erhöhtem Rauschen, aber ausreichender diagnostischer Bildqualität gewöhnen müssten. Ihm erscheint es unumgänglich, dass die Dosisproblematik bei der kindlichen Computertomographie deutlicher bewusst gemacht werden müsse und die Möglichkeiten der Dosisreduktion gezielter eingesetzt werden sollten [Vock 2002].

Das Problem ist jedoch eine „diagnostisch ausreichende“ Bildqualität festzulegen, um die Möglichkeiten der Dosisreduktion entsprechend nutzen zu können.

Wedegärtner et al. beschreiben, dass die Beurteilung der Bildqualität als „adäquat“ in ihrer Studie, wie auch in vielen anderen Arbeiten zu diesem Thema, willkürlich ist. Insgesamt ergibt sich häufig, wie auch bei dieser Studie, zusätzlich meist nur eine mäßige Übereinstimmung der unterschiedlichen Untersucher [Wedegärtner 2004].

Cho-yin Chan verglich 1999 ebenfalls verschiedene Arbeiten zu diesem Thema und kam zu dem Schluss: „There is no consensus about the optimum tube current settings“ [Chan 1999].

Eine Studie von Honnef et al. beschreibt insbesondere für pädiatrische Patienten, dass aufgrund der Geräteabhängigkeiten keine allgemeingültigen Empfehlungen für eine optimale Dosisanpassung gegeben werden können [Honnef 2004].

Greess et al. beschreiben zusammenfassend: „Das Niveau des akzeptablen Rauschens ohne Einschränkung der Diagnosesicherheit muss letztendlich jeder für sich selbst entscheiden“ [Greess 2004b].

Diese Problematik macht es sehr schwer, allgemeingültige Leitlinien zu erarbeiten. Die große Geräteabhängigkeit der Untersuchungsparameter ermöglicht nur ein sehr grobes Raster von Empfehlungen. Umfassende Tabellenwerke oder Formeln, die Patient, Fragestellung und Gerät berücksichtigen, existieren aufgrund des immensen Arbeitsaufwandes, wenn überhaupt, nur unvollständig.

Diesem Problem kann durch das vorgestellte Verfahren ein Stückweit begegnet werden. Der Anwender kann sich im Vorfeld einer jeden Untersuchung einen visuellen Eindruck über die Bildqualität zu den geplanten Untersuchungsparametern an dem lokal vorhandenen Gerät verschaffen und diese damit vor der eigentlichen Untersuchung simulieren.

Der Untersucher kann damit selbst entscheiden, ob die gewählte Bildqualität seinen persönlichen Ansprüchen für diesen speziellen Fall genügt und überprüfen, ob er auf den Bildbeispielen das sieht, was für die Diagnose notwendig ist.

Er wird damit bei gewahrter Diagnosesicherheit ermutigt, dosissparende, auf die spezielle Untersuchung abgestimmte Expositionsparameter zu wählen. Besonders Untersucher, die wenig Erfahrung mit der Untersuchung von Kindern haben, können dieses Verfahren als wertvolles Hilfsmittel einsetzen.

Prinzipiell kann die Methode dabei sowohl bei modernen Computertomographen, die mit einer Dosisautomatik ausgestattet sind, als auch bei älteren Modellen eingesetzt werden, die von einer technischen Weiterentwicklung nicht mehr profitieren werden. Bei den modernen Systemen wird die Steuergröße der Dosisautomatik optimiert, bei den älteren die herkömmlichen technischen Parameter.

Durch die im Rahmen der vorgelegten Arbeit durchgeführten Messungen an Phantomen konnte nachgewiesen werden, dass die zur Erzeugung des Bildmaterials verwendeten Algorithmen sehr zuverlässig arbeiten.

Eine Arbeit von Frush et al. belegt ebenfalls durch Vergleich von Originalmessungen und Simulationen anhand von CT-Rohdaten die Zuverlässigkeit des angewendeten Grundprinzips [Frush 2002]. In dieser Arbeit wurde untersucht, wie sich die Dosisreduktion auf die Bildqualität bei Untersuchungen des Abdomens von Kindern auswirkt. Leider wurde eine heute für Untersuchungen von Kindern unüblich hohe Röhrenspannung von 140 kV verwendet. Die Patientengröße oder das Patientengewicht wurde nicht berücksichtigt und keine Empfehlung über ein zu verwendendes Dosisniveau gegeben. Als Grundlage diente eine modifizierte Simulationssoftware, die von Mayo et al. im Jahr 1997 im Zusammenhang mit einer Arbeit zur Dosisreduktion von Thorax-Untersuchungen bei Erwachsenen validiert wurde [Mayo 1997].

In der Evaluations-Phase der vorgelegten Arbeit konnte ebenfalls durch eine klinische Studie belegt werden, dass die erzielten Ergebnisse auch einer klinischen Überprüfung durch erfahrene Radiologen standhalten [Honnef 2006].

Am Universitätsklinikum Bern wie auch am Universitätsklinikum Aachen wird die Methode heute schon in der klinischen Routine eingesetzt. Die Ergebnisse der Evaluation bestätigen die in der Abteilung Kinderradiologie der Universität Gießen gemachten Erfahrungen:

Das Dosisniveau bei CT-Untersuchungen im Kindesalter kann durch systematische Anwendung des Verfahrens auf sichere und einfache Weise an die individuelle Untersuchungssituation angepasst und dadurch meist deutlich gesenkt werden.

Eine zukünftige Anwendungsmöglichkeit liegt in der Nutzung der Methode, um Referenzwerte für klinische Fragestellungen zu erarbeiten. Von besonderer Wichtigkeit für eine breite Akzeptanz ist dabei die Zusammenarbeit mit den radiologischen Gesellschaften. Nur durch die Beteiligung von verschie-

denen Zentren können konsensfähige Leitlinien erstellt werden. Um möglichst scannerunabhängige Empfehlungen zu erarbeiten, sollte der CT-Dosis-Index als Basis zugrunde gelegt werden. Die definierten Referenzwerte können dann mit Unterstützung der Hersteller für unterschiedliche Gerätetypen, z.B. mit und ohne Dosisautomatik, umgerechnet werden, um eine möglichst breite Anwendung der Ergebnisse zu ermöglichen.

Von Interesse ist neben einer konkreten Anwendungsempfehlung auch die Angabe einer oberen Dosis-Grenze, über der auch unter optimalen Bedingungen nicht mehr mit einem signifikanten Informationsgewinn gerechnet werden kann. Ebenso wichtig ist die Angabe einer unteren Grenze, die weniger erfahrene oder kritische Anwender nicht unterschreiten sollten, um Wiederholungsuntersuchungen zu vermeiden. Aus Sicherheitsgründen sollte die Absenkung von Dosiswerten nicht in zu großen Schritten durchgeführt werden. Zusätzlich beugt eine Eingewöhnungsphase für Aufnahmen mit erhöhtem Bildrauschen Akzeptanzproblemen z. B. bei zuweisenden Ärzten vor.

Die Zusammenarbeit zwischen Ärzten, Krankenhäusern und Universitäten auf der einen Seite sowie den Unternehmen der medizintechnischen Industrie auf der anderen Seite ist eine wichtige Voraussetzung, um Innovationen voranzutreiben, die den individuellen Bedürfnissen der Patienten besser gerecht werden.

Bei der bestehenden Ressourcenknappheit im Gesundheitssystem muss auf die Themen fokussiert werden, die eine hohe allgemeine Priorität besitzen. Die strategische Zielsetzung besteht dabei häufig darin, in solche Produkte und Innovationen zu investieren, die die Qualität der Gesundheitsversorgung erhöhen und gleichzeitig die Kosten senken oder aber von besonderem wissenschaftlichen oder finanziellen Interesse sind. Bei Themen, die nicht genau in diesem Trend liegen, spielen häufig enge persönliche und organisierte Kontakte eine entscheidende Rolle. Der Strahlenschutz, insbesondere bei der Untersuchung von Kindern, gehört zu diesen Themengebieten, für deren Weiterentwicklung es zwar eine große gesellschaftliche und ethische Verpflichtung gibt, die aber auf diese Zusammenarbeit angewiesen sind. Der

Nutzen kommt letztendlich den Patienten zugute und lebt von dem persönlichen Engagement der Beteiligten. Die vorgelegte Arbeit ist ein Beispiel dafür, wie Medizin und medizintechnische Industrie gemeinsam auch Projekte ohne „Businessplan“ realisieren können.

Initiiert wurde das gemeinsame Projekt durch die Präsentation der im ersten Teil der vorgelegten Arbeit dargestellten Ergebnisse auf dem deutschen Röntgenkongress 2003 [Haras 2003]. Im Rahmen dieser Veranstaltung wurde die Arbeit mit dem @röntgen-Preis ausgezeichnet. Daraufhin wurde die Firma Siemens<sup>®</sup> Medical Solutions auf den vorgestellten Ansatz aufmerksam und ermöglichte das vorgeschlagene Verfahren weiterzuentwickeln.

Dieses Vorgehen, sei es durch eine feste Anstellung oder im Rahmen einer Doktorarbeit in den Räumen des Herstellers, bietet den Vorteil, dass Mitarbeiter mit medizinischem Hintergrund in ein Team von Wissenschaftlern und Entwicklern mit technischem Hintergrund integriert werden. Somit können beide Seiten von dem Know-how, der Erfahrung sowie den Kontakten der anderen Seite profitieren.

Bei einer direkten Zusammenarbeit zwischen Mitarbeitern der medizintechnischen Industrie und Universität muss aufgrund gesetzlicher Bestimmungen ein Kollaborations-Vertrag geschlossen werden. Die Schwierigkeiten, die mit dem Abschluss solcher Verträge einhergehen, sind vielfältig denn weder die Universität als öffentliche Einrichtung oder einer ihrer Angehörigen noch das beteiligte Unternehmen darf geldwerte Vorteile aus einer wissenschaftlichen Zusammenarbeit haben. Die jeweils geleisteten Arbeiten müssen sich vom Wert her entsprechen.

Etwas einfacher gestalten sich Verträge über die medizinische Erprobung eines bereits entwickelten Produktes. Von Seiten der medizintechnischen Industrie besteht das Interesse und teilweise sogar die gesetzliche Verpflichtung zur Zusammenarbeit mit der Medizin, um die Sicherheit der Produkte für die Patienten zu garantieren. Medizinprodukte dürfen nicht ohne vorherige Durchführung einer klinischen Evaluation in Verkehr gebracht werden. Aber

auch nach der Markteinführung sind Produktbeobachtungen erforderlich, um Erfahrungen über Eignung und Nebenwirkungen zu sammeln sowie Anregungen über Verbesserungen zu erhalten. Zu diesem Zweck bestehen üblicherweise Rahmenverträge zwischen den beteiligten Kliniken und Unternehmen, denn auch auf Seiten der Medizin besteht großes Interesse an den neuen Technologien.

Auch wenn der Weg durch die vielen gesetzlichen Bestimmungen und Verordnungen sowie die Interessen der jeweiligen Einrichtungen manchmal etwas steinig ist, bietet der enge Kontakt zwischen Wissenschaftlern und Mitarbeitern aus medizintechnischer Industrie und Medizin enorme Vorteile. Experten aus beiden Fachgebieten können zusammenarbeiten, wodurch das wissenschaftliche Niveau medizinischer Forschung und die Qualität von medizinischen Produkten deutlich gesteigert werden können. Der durch eine Zusammenarbeit bedingte Wissens- und Technologietransfer ist sowohl für die Unternehmen, als auch für die Medizin und damit für die Patienten von grundlegender Bedeutung. Bei einer Zusammenarbeit wird schnell deutlich, was um- und einsetzbar ist, sie verhilft beiden Seiten zu neuen Erkenntnissen und kann der Forschung einen direkten Anwendungsbezug geben.



## **A Zusammenfassung - Summary**

### **A.1 Zusammenfassung**

Die Computertomographie (CT) als bildgebende Modalität hat seit ihrer Einführung im klinischen Alltag stetig an Stellenwert gewonnen. Sie zählt heute zu den aussagefähigsten diagnostischen Verfahren in der Radiologie. Der Trend zur Ausweitung der CT-Anwendungen hat aber dafür gesorgt, dass die CT für den größten Teil der medizinisch bedingten Bevölkerungsdosis verantwortlich ist [BfS 2005a]. Aufgrund des erhöhten Risikos bei der Untersuchung von Kindern hat das Thema Strahlenschutz hier eine besondere Bedeutung [Chapple 2002]. Zusätzlich besteht insbesondere bei CT-Untersuchungen von Kindern die Möglichkeit, durch Optimierung der Untersuchungsparameter die Strahlenbelastung in vielen Fällen erheblich zu reduzieren [Kalra 2004].

Ziel der Arbeit war, ein interaktives Verfahren zur Dosisoptimierung bei der CT im Kindesalter zu entwickeln. Die Untersuchungsparameter sollten auf den einzelnen Patienten und dessen spezielle Fragestellung abgestimmt werden können. Dazu sollte der physikalisch bedingte Zusammenhang zwischen Bildqualität und der damit verbundenen Strahlenexposition auf anschauliche Weise deutlich gemacht werden. Die Methode sollte den Anforderungen des klinischen Alltages entsprechen und für den Einsatz in der klinischen Routine geeignet sein.

Um die Suche nach dosisoptimierten Untersuchungsparametern zu ermöglichen, wurde eine Software entwickelt, in der insgesamt 162 Beispieluntersuchungen aus 328 repräsentativen Schädeluntersuchungen (Siemens® Balance, Forchheim) direkt miteinander verglichen werden können. Die zugrunde liegende Datenbank ist in acht Gewichts- / Altersgruppen untergliedert und beinhaltet Bildbeispiele mit unterschiedlichen Scan- und Rekonstruktionsparametern. Innerhalb dieser nach Dosiswerten sortierten Bildergalerie werden dann die Untersuchungsparameter der jeweils zugrunde liegenden Untersuchung angezeigt. Damit kann der Untersucher im Vorfeld einer Untersuchung

durch Auswahl eines auf den Patienten abgestimmten Beispielbildes mit für die Fragestellung ausreichendem Signal-Rausch-Verhältnis und möglichst geringer Dosis situationsspezifische Untersuchungsparameter ermitteln [Haras 2003].

In einem zweiten Schritt sollte das Verfahren weiterentwickelt werden. Das Grundprinzip der Optimierung von CT-Untersuchungsparametern anhand der Auswahl von Beispielbildern sollte unverändert bleiben. Um eine bessere Vergleichbarkeit zu erreichen, sollten die Beispielbilder aber nicht als Fallsammlung vorliegen, sondern möglichst ausgehend von wenigen repräsentativen Patienten in verschiedenen Dosisstufen simuliert werden. Dazu sollten CT-Rohdaten bereits vor Durchführung der Bildrekonstruktion mithilfe einer auf quantenphysikalischen Grundlagen beruhenden, prototypischen Verrauschungssoftware (Siemens<sup>®</sup> Somatom Noise+, Forchheim) modifiziert werden [Haras 2006].

Insgesamt wurden dazu 329 CT-Rohdatensätze (Siemens<sup>®</sup> Sensation 16, Forchheim) von Kopf-, Thorax-, Abdomen- und Beckenuntersuchungen aus kinderradiologischen Abteilungen von fünf europäischen Universitätskliniken (Deutschland / Schweiz / Frankreich) gesammelt. Aus diesen Untersuchungen wurden dann die am besten geeigneten Datensätze als Repräsentanten für jede Körperregion und Gewichts- / Altersgruppen ausgewählt und in standardisierten Dosisstufen verrauscht und rekonstruiert.

Um das Verfahren für die Siemens CT- und Bildbearbeitungskonsolen verfügbar zu machen, wurde anschließend ein Prototyp (Siemens<sup>®</sup> Patient Image Gallery, Forchheim) entwickelt, der in die Siemens Standardplattform integriert werden kann. Dem Anwender bietet sich dabei neben allen gewohnten Funktionen der Siemens Software auch die Möglichkeit, die simulierten Beispielbilder Gewichts- / Altersgruppen und Körperregionen spezifisch auszuwählen, das Dosisniveau zu variieren und die Aufnahmen mit zugeordneten Standardbildern von Untersuchungen mit allgemein üblichen Untersuchungsparametern zu vergleichen. Mithilfe einer Dosisanzeige kann jeweils abgeschätzt werden, welche Auswirkungen die Variation der Untersu-

chungsparameter gegenüber dem angezeigten Standardbild auf die Dosis hat. Eine Farbcodierung dient zusätzlich zur Orientierung, ob die ausgewählten Untersuchungsparameter mit einem eher hohen oder niedrigen Dosisniveau für die selektierte Kombination aus Gewichts- / Altersgruppe und Körperregion einhergehen. Durch Vergleich der Bildqualität der zugehörigen Untersuchungen wird dann deutlich, welcher Informationsgewinn durch eine höhere Dosis erreicht wird oder welche Abstriche bei reduzierter Dosis in Kauf genommen werden müssen.

Um die Genauigkeit der Verrauschungssoftware zu überprüfen, wurden im Rahmen einer technischen Evaluation wiederholt Aufnahmen von CT-Phantomen (Kopf-, Thorax-, Abdomen- und Beckenphantom) in verschiedenen Dosisstufen durchgeführt. Die Rohdaten der Phantom-Messungen mit dem jeweils höchsten Röhrenstrom wurden mit der Verrauschungssoftware entsprechend der Messungen mit niedrigerem Röhrenstrom verrauscht und rekonstruiert. Das Bildrauschen in den Messungen und den Simulationen wurde in korrespondierenden Strukturen mit der CT-Gerätesoftware bestimmt. Bei einer durchgeführten Regressionsanalyse konnte kein signifikanter Unterschied ( $p \ll 0,0001$ ) der Regression nachgewiesen werden. Die Unterschiede des Bildrauschens von 57 durchgeführten Vergleichen lagen mit Ausnahme von drei Fällen (1,2 HU; 1,9 HU; 2,4 HU) im Bereich von deutlich unter einem HU.

Im Rahmen einer klinischen Evaluation wurde zusätzlich überprüft, ob anhand der simulierten Beispielbilder auch unter den Bedingungen eines Einsatzes in der klinischen Routine auf eine zu erwartende Bildqualität geschlossen werden kann. Ebenfalls sollte geklärt werden, wie sich das Dosisniveau im Vergleich zu Standarduntersuchungen beim Einsatz der *Patient Image Gallery* verändert [Honnef 2006]. Für diese Studie wurden 53 CT-Untersuchungen mithilfe der *Patient Image Gallery* geplant. Vier Radiologen verglichen im Anschluss daran die Bildqualität der Planungsgrundlage mit der Bildqualität der durchgeführten Untersuchung. Die verwendeten Untersuchungsparameter wurden zusätzlich mit an das Patientengewicht adaptierten Kinderprotokollen und mit Standard-Erwachsenenprotokollen verglichen. Die

statistische Auswertung wurde mit einem T-Test nach Student durchgeführt. Es konnte kein signifikanter Unterschied (Thorax  $p > 0,17$ ; Abdomen  $p > 0,17$ ; Becken  $p > 0,36$ ) zwischen der Bildqualität der Planungsbilder und der Bildqualität der durchgeführten Untersuchungen nachgewiesen werden. Im Vergleich zu Kinderprotokollen, die an das Patientengewicht adaptiert wurden, konnte mithilfe der *Patient Image Gallery* eine weitere, deutliche Dosisreduktion im Abdomen (MW 41,7 %) und im Becken (MW 44,1 %), jedoch nicht im Thorax (MW 0,7 %) erzielt werden. Eine beträchtliche Dosisersparung konnte erwartungsgemäß im Vergleich zu den vom Hersteller empfohlenen Erwachsenen-Standardprotokollen erreicht werden (Thorax MW 75,7 %; Abdomen MW 68,1 %; Becken MW 65,9 %).

Das entwickelte Verfahren wird schon heute in der klinischen Routine zur Dosisoptimierung von CT-Untersuchungen bei Kindern in Abhängigkeit des Körpergewichts und der klinischen Fragestellung eingesetzt. Der Untersucher kann beurteilen, ob er auf der Beispielaufnahme das sieht, was er bei der geplanten Untersuchung sehen muss. Die Strahlenexposition wird damit in vielen Fällen deutlich gesenkt. Die vorgelegte Arbeit ist ein Beispiel für eine erfolgreiche Zusammenarbeit zwischen Medizin und medizintechnischer Industrie.

## **A.2 Summary**

Since its introduction in a clinical routine setting the importance of Computed Tomography (CT) as an imaging modality has been continuously increased. Today CT is considered one of the most powerful diagnostic techniques in radiology. Due to its extended use CT currently accounts for the majority of medical radiation exposure in the general population [BfS 2005a]. Radiation protection issues are of particular importance for children because of their increased radiation risk [Chapple 2002]. In many cases the radiation exposure of CT examinations of children can be significantly reduced by simply optimizing the scan parameters [Kalra 2004].

The purpose of this study was to develop an interactive method that allows optimizing dose settings in CT examinations of children. This requires adapting scan parameters to the individual patient and his particular diagnostic issue. A tool that allows the direct illustration of the physical relationship between image quality and ensuing radiation exposure was considered a suitable approach. Another aim was to make the method adaptable for everyday practice and make it suitable for routine clinical use.

To allow searching for dose optimized scan parameters for a specific setting, a dedicated software tool was developed. Within this application a total of 162 sample images selected from 328 typical cranial CT examinations (Siemens® Balance, Forchheim, Germany) can be directly compared. The underlying database classifies sample images into eight weight / age groups with different scan and reconstruction parameters. This image gallery is sorted by dose levels and documents the applied scan parameters. Using this tool the user can determine adequate scan parameters with minimum dose for a specific diagnostic task by selecting an appropriate example image with adequate signal to noise ratio from the gallery [Haras 2003].

A second step was aimed at refining the method. The basic principle of finding optimal scan parameters by selection from a set of sample images was kept. In order to improve comparability the sample images were not pre-

sented in the form of a casebook but rather in the form of a few typical patient studies with various simulated dose levels. To simulate scans at lower dose levels CT raw data were modified before image reconstruction with a prototype quantum noise adding software (Siemens® Somatom Noise+, Forchheim, Germany) [Haras 2006].

Altogether 329 CT raw datasets (Siemens® Sensation 16, Forchheim, Germany) of head, chest, abdomen and pelvis examinations were collected from five European University Hospitals (Germany / Switzerland / France). For each body region and weight / age group the most suitable datasets were chosen from this collection. Noise was added, so that standardized dose levels resulted and images were reconstructed.

To make the method available on Siemens CT and image processing workstations, prototype software (Siemens® Patient Image Gallery, Forchheim, Germany) was developed that can be integrated into the Siemens standard software platform. With this approach the user has access to all common workstation functionality. Additionally he is able to select specific simulated sample images for each body region and weight / age group with the associated scan parameters, to vary the dose levels and to compare the result with images of typical standard examinations. A dose display allows estimating the impact of modifying the standard scan parameters. Graphical color coding is used to allow a quick visualization, whether the chosen examination parameters rather lead to higher or lower dose levels for the corresponding body region and weight / age group. Comparing the image quality of the associated examinations clearly demonstrates which information can be gained by increasing dose and which restrictions have to be accepted when reducing dose.

During a technical evaluation the accuracy of the used noise adding software was verified by repeatedly scanning CT-Phantoms (head, chest, abdomen and pelvis phantom) with various dose levels. Noise was added to the CT raw data measured with the highest tube current setting so that the measurements performed with lower tube current settings were simulated. Image

noise in corresponding structures of the original images and the simulated images was determined by using the CT workstation software. A linear regression analysis showed no significant difference ( $p \ll 0.0001$ ). For a total of 57 comparisons the image noise difference was considerably lower than one HU with the exception of three outliers (1.2 HU; 1.9 HU; 2.4 HU).

As part of a clinical evaluation was also checked whether the *Patient Image Gallery* allow extrapolating expected image quality in clinical routine use. Additionally the resulting change in dose level was determined [Honnef 2006]. 53 CT examinations were prospectively planned using the *Patient Image Gallery*. Four radiologists subsequently compared the image quality of the planning basis with the actual examination. The used protocols were also compared with weight-adapted pediatric protocols and with standard adult protocols. The statistical analysis was performed using Student's t-test. There was no significant difference (chest  $p > 0.17$ ; abdomen  $p > 0.17$ ; pelvis  $p > 0.36$ ) between the image quality of the planning basis and the image quality of the actual examination. In comparison to weight-adapted pediatric protocols using the *Patient Image Gallery* further decreased radiation dose markedly in abdomen (MW 41.7 %) and pelvis (MW 44.1 %) scans but not in chest (MW 0.7 %) scans. Compared to the standard adult protocols recommended by the manufacturer radiation dose was considerably decreased for all body parts, as expected (chest MW 75.7 %; abdomen MW 68.1 %; pelvis MW 65.9 %).

The method developed is already being used in clinical routine for the optimization of CT examinations of children depending on body weight and the clinical question. Based on the sample examination the user can determine if the resulting image quality shows what he needs to see. In many cases this allows to substantially lower radiation exposure. The presented work is an example of a successful cooperation between medicine and medical industry.



## B Literaturverzeichnis

- [Acta 2008] Honnef D, Mahnken AH, Haras G, Wildberger JE, Staats G, Das M, Barker M, Stanzel S, Günther RW, Hohl C  
Pediatric Multidetector Computed Tomography Using Tube Current Modulation and a Patient Image Gallery  
Acta Radiol. 2008; 49: 475-483
- [AJR 2008] Honnef D, Wildberger JE, Haras G, Hohl C, Staats G, Günther RW, Mahnken AH  
Prospective Evaluation of Image Quality with Use of a Patient Image Gallery for Dose Reduction in Pediatric 16-MDCT  
AJR 2008; 190: 467–473
- [BfS 2005a] Bundesamt für Strahlenschutz  
Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2004  
Parlamentsbericht 2005; 37
- [BFS 2005b] Bundesamt für Strahlenschutz  
Röntgendiagnostik – schädlich oder nützlich?  
Strahlenthemen August 2005
- [Brooks 1976] Brooks RA, Di Chiro G  
Statistical Limitations in X-ray reconstructive Tomography.  
Med. Phys. 1976; 3: 237-240
- [Chan 1999] Chan C  
Radiation dose reduction in paediatric cranial CT  
Pediatr Radiol 1999; 29: 770-775
- [Chapple 2002] Chapple CL, Willis S, Frame J  
Effective dose in paediatric computed tomography  
Phys. Med. Biol. 2002; 47: 107-115
- [FAZ 2004] Wandtner R  
Gehirn unter Strahlung; Computertomographie des Kopfes bei Kindern nicht ohne Risiko  
Frankfurter Allgemeine Zeitung 07.01.2004; 5: N1
- [Frush 2002] Frush DP, Slack CC, Hollingsworth CL, Hollingsworth CL, Bisset GS, Donnelly LF, Hsieh J, Lavin-Wensell T, Mayo JR  
Computer simulated radiation dose reduction for abdominal multidetector CT of pediatric patients.  
Am J Roentgenol 2002; 179:1107-1113

- [Greess 2004a] Greess H, Lutze J, Nömayr A, Wolf H, Hothorn T, Kalender WA, Bautz W  
Dose reduction in subsecond multislice spiral CT examination of children by online tube current modulation  
Eur Radiol 2004; 14:995-999
- [Greess 2004b] Greess H, Wolf H, Suess C, Kalender WA, Bautz W, Baum U  
Dosisautomatik bei der Mehrzeilenspiral-CT: Phantommessungen und klinische Ergebnisse  
Fortschr Röntgenstr 2004; 176: 862-869
- [Haas 1999] Haas GH  
Physiologische Entwicklung und Vorsorge im Kindesalter; Wachstum und Entwicklung  
In: Niessen KH, Pädiatrie  
Thieme, Stuttgart 1999; 1-20
- [Hall 2004] Hall P, Adami HO, Trichopoulos D, Pedersen NL, Laggiou P, Ekborn A, Ingvar M, Lundell M, Granath F  
Effect of low doses of ionising radiation in infancy on cognitive function in adulthood: Swedish population based cohort study  
BMJ 2004; 328: 19-24
- [Haras 2003] Haras G, Berthold LD, Alzen G  
CT-LEX: Eine digitale Planungshilfe für dosisoptimierte Schädel-CTUntersuchungen bei Kindern  
Fortschr Röntgenstr 2003; S1 @roe20
- [Haras 2006] Haras G  
Method for determining acquisition parameters for a medical tomography device, and an associated apparatus  
Patent US 2006/0153436 A1; 13.07.2006
- [Honnef 2004] Honnef D, Wildberger JE, Stargardt A, Hohl C, Barker M, Günther RW, Staatz G  
Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) in der Kinderradiologie: Dosisreduktion bei der Untersuchung von Thorax und Abdomen  
Fortschr Röntgenstr 2004; 176: 1021-1030

- [Honnef 2006] Honnef D, Wildberger JE, Haras G, Hohl C, Mühlent-  
bruch G, Staatz G, Barker M, Günther RW, Mahnken  
AH  
Prospektive Evaluierung der Bildqualität anhand einer  
Patienten-Bildergalerie zur Dosisreduktion bei 16-  
Mehrschichtspiral-Computertomographien (MSCT)  
Fortschr Röntgenstr 2006; 178: 1055
- [ICRP 1977] Int. Commission on Radiological Protection  
1977 Recommendations Publication 26.  
Pergamon Press, Oxford 1977
- [IMV 2008] IMV Medical Information Division, Inc.  
2007 CT Market Summary Report  
www.imvinfo.com; März 2008
- [Kalra 2004] Kalra MK, Maher MM, Toth L, Hamberg LM, Blake  
MA, Shepard JA, Saini S  
Strategies for CT Radiation Dose Optimization  
Radiology 2004; 230: 619-627
- [Maier 1999] Maier W, Nagel HD  
Meßtechnik, Referenzwerte, Beispiele  
In: Nagel HD, Strahlenexposition in der Computerto-  
mographie  
ZVEI 1999; 55-69
- [Mayo 1997] Mayo JR, Whittall KP, Leung AN, Hartman TE, Park  
CS, Primack SL, Chambers GK, Limkeman MK, Toth  
TL, Fox SH  
Simulated dose reduction in conventional chest  
CT: validation study.  
Radiology 1997; 202:453-457
- [McNitt 2002] McNitt-Gray MF  
Radiation Dose in CT  
AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents:  
Topics in CT  
RadioGraphics 2002; 22:1541-1553
- [Mettler 2000] Mettler FA, Wiest PW, Locken JA, Kelsey CA  
CT scanning: patterns of use and dose  
J. Radiol. Prot. 2000; 20: 353-359
- [Paterson 2001] Paterson A, Frush DP, Donnelly LF  
Helical CT of the Body:  
Are Settings Adjusted for Pediatric Patients?  
AJR 2001; 176: 297-301

- [Rogalla 1999] Rogalla P, Stöver B, Scheer I, Juran R, Gaedicke G, Hamm B  
Low-dose spiral CT: applicability to paediatric chest imaging  
Pediatr Radiol 1999; 29: 565-569
- [Siemens 2005a] Siemens AG Medical Solutions  
Protocols: Children Version  
syngo CT 2005A  
In: Somatom Sensation 64 Application Guide  
Order No. C2-023.630.06.03.02: 310-363
- [Siemens 2005b] Siemens AG Medical Solutions  
Dose Information: CTDI<sub>w</sub> and CTDI<sub>vol</sub>  
syngo CT 2005A  
In: Somatom Sensation 64 Application Guide  
Order No. C2-023.630.06.03.02: 34-35
- [Siemens 2005c] Siemens AG Medical Solutions  
Dose Information: CARE Dose 4D  
syngo CT 2005A  
In: Somatom Sensation 64 Application Guide  
Order No. C2-023.630.06.03.02: 38-48
- [SSK 2004] Strahlenschutzkommission  
Kurzbewertung der Veröffentlichung "Effect of low doses of ionizing radiation in infancy on cognitive function in adulthood: Swedish population based cohort study" – P.Hall et al., BMJ 328/19 (2004)  
Verabschiedet in der 194. Sitzung der SSK  
[www.ssk.de/werke/volltext/2004/ssk0411.pdf](http://www.ssk.de/werke/volltext/2004/ssk0411.pdf)  
Stand: 01.11.2004
- [SZ 2004] Guht C  
Harte Strahlen für kleine Schädel  
Computertomographie des Kopfes kann das Lernvermögen von Kindern nachhaltig verschlechtern  
Süddeutsche Zeitung 09.01.2004; 8: 9
- [Tröger 1999] Tröger J  
Das radiologisch vernachlässigte Kind  
Radiologe 1999; 39: 451-454
- [Vock 2002] Vock P  
CT-Exposition beim Kind:  
Geht das Erwachen der Amerikaner auch uns Europäer an?  
Radiologe 2002; 9: 697-702

- [Wedegärtner 2004] Wedegärtner U, Lorenzen M, Lorenzen J, Nolte-Ernsting C, Weber C, Dieckmann C, Cramer M, Schoder V, Adam G  
Mehrzeilen-Spiral CT (MSCT) des Beckenskelettes:  
Dosisoptimierung unter Berücksichtigung der Bildqualität  
Fortschr Röntgenstr 2004; 176: 106-112
- [Weiss 2002] Weiss B  
Simulation niedriger Dosiswerte in der pädiatrischen Computertomographie  
Diplomarbeit FH Gießen / Friedberg 2002



## **C Erklärung**

Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.



## D Danksagung

Im Rahmen meiner vorgelegten Dissertation möchte ich mich bei dem Team der Abteilung Kinderradiologie der Universität Gießen, allen voran bei Prof. Dr. Gerhard Alzen sowie PD Dr. Daniel Berthold, für die hervorragende Ein-  
arbeitung, Betreuung und die vielfältige Unterstützung bedanken.

Im Weiteren bedanke ich mich bei der Firma Siemens<sup>®</sup> Medical Solutions in Forchheim, im Besonderen bei Dr. Christoph Süß, die mir die Möglichkeit zur Weiterentwicklung der Software gegeben haben.

Herrn Volker Gerling von der Firma Astrum<sup>®</sup> IT GmbH danke ich für sein En-  
gagement bei der Entwicklung der *Patient Image Gallery*.

Dr. Rainer Raupach und Herrn Jonas Kemeugni danke ich für ihre Unterstüt-  
zung bei der Optimierung der Verrauschungssoftware, Prof. Dr. Martin Fiebich für seine Unterstützung bei der statistischen Analyse.

Dr. Dagmar Honnef und PD Dr. Andreas Mahnken danke ich für ihren Ein-  
satz bei der klinischen Evaluation der *Patient Image Gallery*.

Ich bedanke mich bei folgenden kinderradiologischen Abteilungen für die Be-  
reitstellung von Bildmaterial:

Universitätsklinikum Aachen (Deutschland)

Inselspital Bern (Schweiz)

Universitätsklinikum Erlangen (Deutschland)

Universitätsklinikum Gießen (Deutschland)

Kantonsspital Luzern (Schweiz)

Universitätsklinikum Tours (Frankreich)

Mein herzlicher Dank gilt meiner Familie, die mir mein Studium und diese Ar-  
beit ermöglicht hat und immer zur Seite steht.

*édition scientifique*  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

VVB LAUFERSWEILER VERLAG  
STAUFENBERGRING 15  
D-35396 GIESSEN

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890  
redaktion@doktorverlag.de  
www.doktorverlag.de

ISBN 3-8359-5361-3



9 17838351953611