
Dual-Energy CT: Physikalische Modelle und Anwendungen

Martin Ulrich Sedlmair



München 2009

Aus dem Institut für Klinische Radiologie
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr.med. Dr.h.c. Maximilian Reiser, FACR, FRCR

Dual-Energy CT: Physikalische Modelle und Anwendungen

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

vorgelegt von
Martin Ulrich Sedlmair
aus München

München 2009

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Hans-Christoph Becker
2. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Jürgen Kleinschmidt
Mitberichterstatter: Prof. Dr. Jürgen Behr
Priv. Doz. Dr. Rainald Fischer

Dekan: Prof. Dr.med. Dr.h.c. M. Reiser, FACR FRCR

**Tag der mündlichen
Prüfung:** 26.10.2009

Berichte aus der Medizinischen Physik

Martin Ulrich Sedlmair

**Dual-Energy CT:
Physikalische Modelle und Anwendungen**

Shaker Verlag
Aachen 2010

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Zugl.: München, Univ., Diss., 2009

Copyright Shaker Verlag 2010

Alle Rechte, auch das des auszugsweisen Nachdruckes, der auszugsweisen oder vollständigen Wiedergabe, der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen und der Übersetzung, vorbehalten.

Printed in Germany.

ISBN 978-3-8322-8899-0

ISSN 1617-2965

Shaker Verlag GmbH • Postfach 101818 • 52018 Aachen

Telefon: 02407 / 95 96 - 0 • Telefax: 02407 / 95 96 - 9

Internet: www.shaker.de • E-Mail: info@shaker.de

Danksagung

Zuallererst möchte ich mich sehr herzlich bei Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. Maximilian Reiser, dem Leiter des Instituts für Klinische Radiologie der Ludwig-Maximilians-Universität in München bedanken, der mir diese Arbeit an seinem Institut ermöglichte.

Weiterhin möchte ich mich bei meinem Betreuer Herrn PD. Dr. med. Hans-Christoph Becker am Klinikum Großhadern bedanken, der durch seine Initiative die Kooperation und Durchführung meiner Dissertation bei Siemens Healthcare ermöglichte und durch sein stetes Interesse den Fortgang meiner Arbeit unterstützte.

Zudem möchte ich bei Herrn Dr. med. Thorsten Johnson und Dr. med. Anno Graser bedanken, die mir während meiner gesamten Arbeit bei medizinischen Fragestellungen immer hilfreich zur Seite standen und mit neuen Ideen und Anregungen den medizinischen Aspekt meiner Arbeit gewinnbringend verbesserten.

Dem Leiter der Abteilung CTE PA Dr. Thomas Flohr möchte ich danken, dass er mir die Arbeit bei Siemens Healthcare ermöglichte. Bei meinen Kollegen Dr. Christoph Süß, Dr. Bernhard Schmidt, Dr. Bernhard Krauss sowie allen Mitarbeitern der Abteilung CTE PA bei Siemens Healthcare möchte ich mich für ihre ausdauernde Geduld bei physikalischen Fragen in Bezug auf Strahlenphysik und CT-Technologie sehr herzlich danken.

Meinen Mitdoktorandinnen und -doktoranden Anja Borsdorf, Holger Kunze, Harald Schöndube, Ulrike Haberland und Philip Stenner möchte ich für das stets gute Arbeitsklima und die freundliche und offene Atmosphäre bedanken, sowie ihre hervorragenden Ausführungen zu meinen Fragen zur Bildrekonstruktion.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	xi
Tabellenverzeichnis	xiii
Einleitung	1
1 Physikalische Grundlagen	5
1.1 Erzeugung von Röntgenstrahlung	5
1.1.1 Glühemission von Elektronen	7
1.1.2 Bremsstrahlung	8
1.1.3 Charakteristische Röntgenstrahlung	10
1.2 Absorptions- und Streuprozesse	10
1.2.1 Rayleigheffekt	12
1.2.2 Photoeffekt	12
1.2.3 Comptoneffekt	14
1.3 Linearer Massenschwächungskoeffizient	16
1.3.1 Lambert-Beer-Gleichung	18
1.3.2 Zerlegung in Photo- und Comptoneffekt	20
1.3.3 Zerlegung in Basismaterialien	21
1.3.4 CT-Werte	22
1.4 Effektive Ordnungszahl	24
1.5 Elektronendichte	24
2 Dual-Energy Grundlagen	27
2.1 Technik	29
2.1.1 Dual-Source CT	30
2.1.2 KV-Swit chung	31
2.1.3 False-Dual-Energy	32
2.2 Theorie	35

2.2.1	Darstellung von Dual-Energy-Messdaten	37
2.2.2	Bestimmung optimaler Dual-Energy Energien	40
2.2.3	Bestimmung der optimalen Dual-Energy Dosis	49
2.2.4	Einfluß der Patientendicke auf das Bildrauschen	68
2.2.5	Zusammenfassung und Diskussion der Ergebnisse	77
2.3	Pre-Processing Methoden	78
2.4	Post-Processing Methoden	81
2.4.1	Mittelwertbild	81
2.4.2	Kontrast-zu-Rausch optimiertes Mittelwertbild	82
2.4.3	Differenzbild	86
2.4.4	Quotientenbild	87
2.4.5	Dual-Energy Index	88
2.4.6	Material-Zerlegung	93
2.4.7	Virtuelle Energiebilder	96
3	Anwendungen von Dual-Energy CT	105
3.1	Verbesserung der Kontrastmittelperformance	106
3.1.1	Messung des Dual-Energy-Index	108
3.1.2	Tierversuche	108
3.1.3	Zusammenfassung der Ergebnisse	113
3.2	Trennung von Knochen und Iod	114
3.2.1	Maske zur Abtrennung des inneren Messfeldes	116
3.2.2	Dual-Energy Bone-Removal	117
3.2.3	Entfernung spongiöser Knochenstrukturen	121
3.2.4	Plaque-Segmentierung	130
3.2.5	Zusammenfassung der Ergebnisse	135
3.3	Messungen von Silikaten	135
3.3.1	In-vitro Messungen	137
3.3.2	In-vivo Messungen	138
3.3.3	Zusammenfassung der Ergebnisse	141
	Zusammenfassung	145
	Literaturverzeichnis	151
	Lebenslauf	167

Abbildungsverzeichnis

1	Verteilung der Bildgebungsmodalitäten	2
2	Schematische Darstellung der Dual-Source Konfiguration	3
3	Separation von Knochen und Iod	4
1.1	Prinzipieller Aufbau der Röntgenröhre	7
1.2	Spektren für eine Wolframanode	9
1.3	Charakteristische Röntgenstrahlung	11
1.4	Rayleighstreuung	13
1.5	Photoeffekt	15
1.6	Comptoneffekt	17
1.7	Schwächungsgesetz	19
1.8	Zusammengesetzter Schwächungskoeffizient	22
2.1	Aufbau eines True-Dual-Energy CT	32
2.2	Aufbau eines KV-Switching-Systems	33
2.3	Aufbau eines Sandwichdetektor-Systems	34
2.4	Aufbau eines Split-Filter Detektorsystems	35
2.5	Darstellung von Dual-Energy Messwerten	37
2.6	Charakteristische Darstellung verschiedener Körperbereiche	39
2.7	l/h-Darstellung der Messwerte eines Thorax	40
2.8	Absorptionskoeffizienten für Wasser und Iod	42
2.9	Austrittsspektren für 4 Energien. Simulation frei Luft	43
2.10	Effektive Energien im Wasserphantom	45
2.11	Effektive Energien für eine 50mmol/l Iod-/Wassermischung	46
2.12	Effektive Energien für kortikalen Knochen	46
2.13	ROI Messbereiche zur optimalen Dosisbestimmung	52
2.14	20cm zylindrisches Wasserphantom, gefenstert mit Standardeinstellungen.	53

2.15	20cm zylindrisches Wasserphantom, (a) Rauschen zentral gemessen, (b) Rauschen peripher, gemittelt über vier ROI-Bereiche.	54
2.16	30cm zylindrisches Wasserphantom, gefenstert mit Standardeinstellungen.	55
2.17	30cm zylindrisches Wasserphantom, (a) Rauschen zentral gemessen, (b) Rauschen peripher, gemittelt über vier ROI-Bereiche.	56
2.18	40cm zylindrisches Wasserphantom, gefenstert mit Standardeinstellungen.	57
2.19	40cm zylindrisches Wasserphantom, (a) Rauschen zentral gemessen, (b) Rauschen peripher, gemittelt über vier ROI-Bereiche.	58
2.20	19cm elliptisches Wasserphantom, gefenstert mit Standardeinstellungen.	59
2.21	19cm elliptisches Wasserphantom, (a) Rauschen zentral gemessen, (b) Rauschen peripher, gemittelt über vier ROI-Bereiche.	60
2.22	26cm elliptisches Wasserphantom, gefenstert mit Standardeinstellungen.	61
2.23	26cm elliptisches Wasserphantom, (a) Rauschen zentral gemessen, (b) Rauschen peripher, gemittelt über vier ROI-Bereiche.	62
2.24	34cm elliptisches Wasserphantom, gefenstert mit Standardeinstellungen.	63
2.25	34cm elliptisches Wasserphantom, (a) Rauschen zentral gemessen, (b) Rauschen peripher, gemittelt über vier ROI-Bereiche.	64
2.26	20cm zylindrisches Kopfphantom, gefenstert mit Standardeinstellungen.	65
2.27	20cm zylindrisches Kopfphantom, (a) Rauschen zentral gemessen, (b) Rauschen peripher, gemittelt über vier ROI-Bereiche.	67
2.28	20cm zylindrisches Wasserphantom, Rausch-Quotient γ	69
2.29	30cm zylindrisches Wasserphantom, Rausch-Quotient γ	70
2.30	40cm zylindrisches Wasserphantom, Rausch-Quotient γ	71
2.31	20cm zylindrisches Kopfphantom, Rausch-Quotient γ	72
2.32	19cm elliptisches Wasserphantom, Rausch-Quotient γ	74
2.33	26cm elliptisches Wasserphantom, Rausch-Quotient γ	75
2.34	34cm elliptisches Wasserphantom, Rausch-Quotient γ	76
2.35	Preprocessing-Methoden im Rohdatenraum	79
2.36	Vereinfachte Darstellung der Rohdaten-basierten Materialzerlegung	80
2.37	Dual-Energy Trennbarkeit	89
2.38	Dual-Energy-Index für verschiedene Materialien	91
2.39	2-Material-Zerlegung	95
2.40	3-Material-Zerlegungs Dreieck	97
2.41	Material-Zerlegung	98
3.1	Verschiedene Kontrastmittel (Phantomstudien)	109

3.2	Kontrastmittel Iod	111
3.3	Kontrastmittel Lanthan	112
3.4	Binäre Maske zur Abtrennung des inneres Messfeldes	118
3.5	Blockdiagramm des Bone-Removal Algorithmus	122
3.6	Artefakte bei reinem Dual-Energy Bone-Removal	123
3.7	Anordnung des Chain-Code bei 8er-Nachbarschaft (links) und bei 4er-Nachbarschaft (rechts).	125
3.8	Umrandung von Knochenbereichen	127
3.9	Verknüpfung zusammengehöriger Knochenelemente	128
3.10	Entfernung spongiöser Knochenstrukturen	129
3.11	2D-Musterfunktionen (Region-Labeling)	131
3.12	3D-Musterfunktionen (Region-Labeling)	132
3.13	Mögliche Nachbarschaften: 3D-Region-Labeling	133
3.14	Plaque-Kriterien mit angrenzendem Iod	134
3.15	In-vitro Messungen von Glimmer- und Öl-Mischungen	139
3.16	In-vitro Messungen von Glimmer- und Öl-Mischungen (interpoliert)	140
3.17	In-vivo Messungen von Glimmer und Kalzium	142
3.18	In-vitro Messungen von Glimmer und Kalzium (interpoliert)	143

Tabellenverzeichnis

1.1	Effektive Ordnungszahlen und Dichten verschiedener Materialien . . .	25
2.1	Nominelle und effektive Energien der Röntgenspektren	43
2.2	Spektrendifferenz für verschiedene Energien	47
2.3	Rauschen verschiedener Wasserphantome	66
2.4	Einfluss der Materialdicke auf den Rausch-Quotienten	74
2.5	DEI-Messungen	93
3.1	Untersuchte Elemente für Kontrastmittel	107
3.2	Dual-Energy optimierte Kontrastmittel	110