

**Verkürzung der Transmissionszeit bei einem
Positronen-Emissions-Tomographen (PET) durch
die segmentierte Schwächungskorrektur**

DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors
der Naturwissenschaften der Fakultät für Physik
der Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen

vorgelegt von

Kilian Bilger

aus Neuwied

2000

Tag der mündlichen Prüfung:

29.08.2000

Dekan:

Prof. Dr. K. Werner

1. Berichterstatter:

Prof. Dr. F. Nüsslin

2. Berichterstatter:

Prof. Dr. H. Clement

Danksagung

Diese Arbeit entstand unter der fachlichen Leitung von Prof. Dr. F. Nüsslin (Abteilung für Medizinische Physik) und Prof. Dr. Dr. W. Müller-Schauenburg zwischen 1995-2000 in der Abteilung für Nuklearmedizin des Universitätsklinikums Tübingen.

An erster Stelle danke ich Herrn Professor Dr. F. Nüsslin für die freundliche Unterstützung und Betreuung der Arbeit, sowie für die in allen Phasen der Arbeit sehr angenehme und unkomplizierte Zusammenarbeit.

Ich danke Herrn Professor Dr. R. Bares (Ärztlicher Direktor der Abteilung für Nuklearmedizin) für seine ständige Förderung meiner wissenschaftlichen Tätigkeit und für sein großes Vertrauen in die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Methoden. Ohne dieses Vertrauen wäre die schnelle Einbindung der Segmentierung in die klinische Routine (1997) und das Ersetzen der bis dahin gültigen Standards durch ein selbst entwickeltes Software-Paket nicht möglich gewesen.

Eine der Grundideen, die Berechnung von Schwächungsmatrizen aus Emissionsdaten, geht auf Professor Dr. Dr. W. Müller-Schauenburg zurück, der diese Arbeit initiierte. Ihm gilt mein ganz besonderer Dank, auch für eine Vielzahl kritischer und kontroverser Diskussionen, sehr hilfreicher, fachlicher Anregungen und letztlich für sein konsequentes Drängen auf Transparenz und Offenheit beim Schreiben der Arbeit.

Das in der Arbeit als „Müller-Phantom“ bezeichnete Schwächungsphantom wurde von Herrn Dr. Berthold Müller aus Aachen entwickelt und mir freundlicherweise für meine Messungen zur Verfügung gestellt.

Ebenso danke ich vor allem Frau Monika Müller-Schauenburg und Herrn Hans Jörg Rahm für den „letzten Schliff“ der Arbeit.

Die Unterstützung sowie viele wertvolle Anregungen meiner Kollegen, Herrn Dipl. Phys. Jürgen Kupferschläger und Herrn Dipl. Ing. Stephan Walch, trugen nicht unwesentlich zum Gelingen der Arbeit bei.

Ferner danke ich allen Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der Abteilung für Nuklearmedizin und der Sektion für Radiopharmazie für ihre freundliche Unterstützung. Hier seien besonders die PET Mannschaft, die (mehr oder weniger) geduldig die ständigen Änderungen in der Routine-Software sowie ihre anfänglichen Kinderkrankheiten ertragen hat, und Herr Dr. Bernhard Dohmen erwähnt, der an der ständigen Verbesserung der Routine-Implementierung der Segmentierung konstruktiv beteiligt war.

Teile dieser Arbeit wurden in folgenden Publikationen veröffentlicht:

K. Bilger, W. Müller-Schauenburg, R. Bares: „Verfahren zur Segmentierung von Kurz-Transmissions-Scans in der Positronen-Emissions-Tomographie“, Abstrakt, Nuklearmedizin, Vol. 37, S. A6, 1998.

K. Bilger, W. Müller-Schauenburg, R. Bares: „Segmentierung von FDG-Emissionsdaten zur Berechnung der Transmissionskorrektur durch Fuzzy-Logik“, Abstrakt, Nuklearmedizin, Vol. 37, S. A6, 1998.

K. Bilger, W. Müller-Schauenburg, F. Nüsslin, R. Bares: „Segmentation of [¹⁸F]-FDG Emission Scans in Positron Emission Tomography with Fuzzy Logic“, J. Nucl. Med., Abstract Book Supplement, Vol. 39, No. 5, S. 164, 1998.

K. Bilger, W. Müller-Schauenburg, F. Nüsslin, R. Bares: „A method for segmentation of short transmission scans in Positron Emission Tomography“, J. Nucl. Med., Abstract Book Supplement, Vol. 39, No. 5, S. 169, 1998.

K. Bilger, J. Kupferschläger, W. Müller-Schauenburg, F. Nüsslin, R. Bares: „Schwächungskorrektur für die Ganzkörper PET: Sind Transmissionszeiten < 1min/FOV realisierbar?“, Abstrakt, Nuklearmedizin, Vol. 38, S. A38, 1999.

K. Bilger, J. Kupferschläger, W. Müller-Schauenburg, M. Reimold, B. M. Dohmen, F. Nüsslin, R. Bares: „Attenuation correction in whole body PET: Are transmission scan times possible in less than one minute ?“, J. Nucl. Med., Abstract Book Supplement, Vol. 40, No. 5, S. 114, 1999.

K. Bilger, J. Kupferschläger, W. Müller-Schauenburg, F. Nüsslin, R. Bares: „Threshold calculation for segmented attenuation correction by histogram fitting“, Conf. Rec., M10-69, IEEE Medical Imaging Conference, Seattle, 1999.

Ablaufschemaschemata und zentrale Abbildungen

TSH:	Transmissions-Segmentierung mit Histogramm-Fit:	Abb. 2.3.....	S. 29
TSF:	Transmissions-Segmentierung mit Fuzzy-Inferenz:	Abb. 2.9.....	S. 36
ESF:	Emissions-Segmentierung mit Fuzzy-Inferenz:	Abb. 2.15.....	S. 44
LC:	Lokale Lungenkorrektur:	Abb. 1.3.....	S. 6
		Abb. 2.7.....	S. 34

Abkürzungsverzeichnis

A	Tracerverteilung
BGO	Wismut-Germanium-Oxid ($\text{Bi}_4\text{Ge}_6\text{O}_{12}$)
BW	Butterworth-Filter
C	Objektmaske
C_I	Innenraummaske
COM	Center of Mass (bester Kompromiß bei Defuzzifizierung)
ESF	Emission Segmentation by Fuzzy-Inference
FBP	Filtered Backprojection (gefilterte Rückprojektion)
f_c	Cut-Off (Frequenz)
FDG	2- ^{18}F -Fluor-2-Deoxy-Glucose
FIS	Fuzzy Inference System
FOV	Field of View (Gesichtsfeld)
GEMS	General Electrics Medical Systems
Han	Hanning-Filter
HOSP	High Overrelaxation Single Projection
I	Intensität im Transmissionssinogramm S: pro Schicht FOV: im gesamten Gesichtsfeld
IR	Iterative Rekonstruktion
K	Kante, Konturlinie
LC	Lung Correction (lokale Lungenkorrektur)
LOR	Line of Response (Koinzidenzlinie)
LRM	Lungenraummaske
MAC	Measured Attenuation Correction (Gemessene Schwächungskorrektur)
MOM	Middle of Maximum (wahrscheinlichste Lösung bei Defuzzifizierung)
NaI	Natrium-Iodid
nk	nicht korrigiert
OSEM	Ordered Subset Expectation Maximization
P	Projektion / Sinogramm
$P_{0,T}$	Transmission Leermessung (Blank Scan)
P_E	Emissionssinogramm
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
P_K	Korrektursinogramm R = berechnet aus der Referenz-Schwächungsmatrix seg = berechnet aus der segmentierten Referenz-Schwächungsmatrix
P_T	Transmissionssinogramm
RC	Recovery-Koeffizient

SAC	Segmented Attenuation Correction (Segmentierte Schwächungskorrektur)
SL	Shepp-Logan Filter
SPECT	Single Photon Emission Computer Tomography
T	Threshold (Segmentierungsschwelle) L: = Lunge W: = Weichteil K: = Knochen S: = Sonstiges (Metall) A: = Außenraum (Luft)
TSF	Transmission Segmentation by Fuzzy Inference
TSH	Transmission Segmentation by Histogram Fitting Index 5: $\alpha=5,3$, Routineverfahren Index 7: $\alpha=7$ Index B: bimodal sequentiell Index h: Schwellenberechnung über Halbwertbreite Index d: Schwellenberechnung über Wendepunkt (2. Ableitung)
μ	Schwächungswert
μ_F	Zugehörigkeitsgrad (Fuzzy Logic)

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung

1.1 Positronen-Emissions-Tomographie (PET).....	1
1.2 Aufbau und technische Daten des Tübinger Scanners	2
1.3 Schwächungskorrektur	3
1.4 Segmentierte Schwächungskorrektur	6
1.4.1 Charakteristika der Schwächungskoeffizienten bei 511 keV.....	6
1.4.2 Referenzverfahren zur segmentierten Schwächungskorrektur.....	7
1.5 Rekonstruktionsverfahren.....	9
1.5.1 Gefilterte Rückprojektion („filtered backprojektion“, FBP).....	10
1.5.2 Iterative Rekonstruktion.....	11
1.6 Berechnung von Korrektursinogrammen (Vorwärtsprojektor)	12
1.7 Auflösungsvermögen und Recovery	14
1.8 Fuzzy Logic.....	15
1.9 Berechnung von Schwächungsmatrizen aus unkorrigierten Emissionsbildern.....	19
1.10 Ziele der Arbeit.....	20

2 Methoden

2.1 Transmissions-Segmentierung mit Histogramm-Fit (TSH)	21
2.1.1 Rekonstruktion der Schwächungsdaten	21
2.1.2 Berechnung des Wertheistogramms.....	21
2.1.3 Berechnung der Schwellen.....	23
2.1.4 Segmentierung.....	25
2.1.5 Postprocessing.....	26
2.1.6 Optionen	27
2.1.6.1 Weitere Methoden zur Schwellenberechnung (TSH _d und TSH _h).....	27
2.1.6.2 Sequentiell bimodales Fitten.....	27
2.1.6.3 Stabilisierung des Fits („Fit-Methode 2“).....	28
2.2 Transmissions-Segmentierung mit Fuzzy Logic (TSF)	30
2.2.1 Fuzzy-Inferenzsystem zur Segmentierung (TSF)	30
2.2.2 System zur Kantenkorrektur der Lungen (LC)	34
2.3 Emissions-Segmentierung mit Fuzzy Logic (ESF)	37
2.3.1 Linguistisches „Pseudo“-Regelsystem.....	37
2.3.2 Berechnung der Objektmaske als konvexe Patientenkontur	38
2.3.3 Prototyp für die Segmentierung von Emissionsdaten (ESF _{Proto}).....	39
2.3.4 System 2: Emissions-Segmentierung mit Fuzzy-Inferenz (ESF).....	41
2.4 Evaluierung.....	45
2.4.1 Schwächungsphantom und simulierte Datensätze	45
2.4.1.1 Schwächungsphantom „Müller-Phantom“	45
2.4.1.2 Erzeugung von Referenzdatensätzen für das Müller-Phantom.....	46
2.4.1.3 Simulation einer rauschfreien Emissionsverteilung für das Müller-Phantom	47
2.4.1.4 Monte Carlo-Simulation zur Erzeugung verrauschter Datensätze	47
2.4.1.5 EEC-Phantom („Jordan-Phantom“).....	48
2.4.2 Bestimmung der Genauigkeit der Segmentierung am Müller-Phantom.....	49

2.4.2.1 Lokalisationsanalyse	49
2.4.2.2 Gesetzte Lungenwerte.....	49
2.4.2.3 Abweichungen der Korrekturfaktoren	50
2.4.2.4 Gesamtschwächung	50
2.4.2.5 Quantifizierung simulierter Datensätze	50
2.4.3 Bestimmung der Zählraten der Transmissionsmessungen.....	51
2.4.4 Bestimmung der Abweichung bei vordefinierten Schwächungswerten	51
2.4.5 Genauigkeit der Segmentierung mit Histogramm-Fit (TSH).....	52
2.4.5.1 Schwellen T_{LW} und T_{AW}	52
2.4.5.2 Einfluß des Rekonstruktionsverfahrens auf die Segmentierung.....	53
2.4.5.3 Einflüsse des Transmissionsauflösungsvermögens (Jordan-Phantom)	54
2.4.5.4 Patientendatensätze	54
2.4.6 Genauigkeit der Segmentierung mit TSF und Lungenkorrektur (LC).....	55
2.4.7 Genauigkeit der Segmentierung von Emissionsbildern (ESF).....	55

3 Ergebnisse

3.1 Zählraten der Transmission am „Müller-Phantom“	56
3.2 Abweichungen durch vordefinierte Schwächungswerte (Patientendaten)	57
3.3 Transmissions-Segmentierung mit Histogramm-Fit (TSH)	58
3.3.1 Schwellenberechnung T_{LW} und T_{AW}	58
3.3.1.1 Lungen-Weichteilschwelle T_{LW}	58
3.3.1.2 Schwellen bei sequentiell bimodalem Fitten ($TSH_{B_{\square\square\square}}$)	60
3.3.1.3 Außenraum-Weichteilschwelle.....	61
3.3.2 Einflüsse des Rekonstruktionsverfahrens auf die Segmentierung mit TSH_5	62
3.3.2.1 Lokalisationsanalyse	62
3.3.2.2 Mittlere Lungenschwächungswerte	65
3.3.2.3 Abweichung der Korrekturfaktoren.....	66
3.3.2.4 Gesamtschwächung	67
3.3.2.5 Quantifizierung simulierter Datensätze	67
3.3.3 Einflüsse des Transmissions-Auflösungsvermögens bei TSH (Jordan-Phantom)....	69
3.3.4 Patientendatensätze	71
3.4 Transmissions-Segmentierung mit Fuzzy Logic (TSF)	74
3.4.1 Strategie zur Defuzzifizierung des Inferenzsystems	74
3.4.2 Genauigkeit der Segmentierung mit TSF.....	74
3.4.2.1 Lokalisationsanalyse	74
3.4.2.2 Mittlere Lungenschwächungswerte	75
3.4.2.3 Abweichungen der Korrekturfaktoren	76
3.4.2.4 Gesamtschwächung	77
3.4.2.5 Quantifizierung simulierter Datensätze	77
3.5 Emissions-Segmentierung mit Fuzzy Logic (ESF)	78
3.5.1 Prototyp ESF_{Proto} : Patientenstudie.....	78
3.5.2 Monte Carlo-Simulation unkorrigierter Datensätze.....	79
3.5.3 Genauigkeit der Segmentierung mit ESF.....	80
3.5.3.1 Lokalisationsanalyse	80
3.5.3.2 Mittlere Lungenschwächungswerte	81
3.5.3.3 Abweichungen der Korrekturfaktoren	81
3.5.3.4 Gesamtschwächung	82
3.5.3.5 Quantifizierung simulierter Datensätze	82
3.5.3.6 Visuelle Beurteilung hinsichtlich der Befundung.....	83

4 Diskussion

4.1 Zielsetzung der Arbeit	84
4.2 Transmissions-Segmentierung mit Histogramm-Fit (TSH)	86
4.2.1 Allgemeine Prinzipien bei binärer Segmentierung	86
4.2.2 Eingesetzte Schwächungswerte	86
4.2.3 Berechnung der Schwellen.....	87
4.2.4 Wahl des Rekonstruktionsverfahrens.....	88
4.2.5 Quantifizierung mit segmentierter Schwächungskorrektur	90
4.2.6 Zählraten und Stabilität der Routinesegmentierung TSH ₅	90
4.3 Transmissions-Segmentierung mit Fuzzy-Inferenz (TSF)	92
4.3.1 TSF ohne Lungenkorrektur	92
4.3.2 TSF mit Lungenkorrektur	92
4.4 Emissions-Segmentierung mit Fuzzy-Inferenz (ESF).....	93
4.5 Segmentierte Schwächungskorrektur heute	94
4.6 Ausblick.....	94
5 Schlußfolgerungen	95
6 Zusammenfassung	97
7 Literatur	99

1 Einleitung

1.1 Positronen-Emissions-Tomographie (PET)

Die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) ist ein nuklearmedizinisches Verfahren, mit dem Stoffwechselprozesse abgebildet werden können. Grundlegendes Prinzip aller nuklearmedizinischen Verfahren ist es, Moleküle, die eine spezifische Stoffwechselcharakteristik aufweisen, mit einer radioaktiven Substanz zu markieren, die Photonen emittiert oder deren Zerfallsprodukte Photonen erzeugen können, ohne das Stoffwechselverhalten durch die Markierung wesentlich zu verändern. Photonen haben eine sehr geringe Wechselwirkungswahrscheinlichkeit mit Materie, können den Körper eines Patienten verlassen und mit einem geeigneten Kristall detektiert werden. In der konventionellen Nuklearmedizin finden sog. Einzelphotonenemitter, wie ^{99m}Tc , ^{123}I , ^{131}I , usw. Anwendung, mit denen entweder planare Aufnahmen oder tomographische Daten (SPECT=“Single Photon Emission Computer Tomography“) erhoben werden können.

Bei der PET ist der Basisprozeß der Bildentstehung der Positronenzerfall, bei dem ein Proton in ein Neutron, ein Neutrino und ein Positron zerfällt [May85]. Das Positron erhält beim Zerfall einen bestimmten Betrag an kinetischer Energie, der vom jeweiligen Nuklid abhängt und hat die gleiche Ruheenergie ($E=511\text{keV}$) wie sein Antiteilchen, das Elektron. Nach dem Verlassen des Kerns gibt das Positron durch Stoßwechselwirkungen mit der umliegenden Materie Schritt für Schritt kinetische Energie ab. Wenn das Positron fast zur Ruhe gekommen ist, bildet es zusammen mit einem Elektron ein sehr kurzlebiges System, das sog. Positronium [May85a]. Positronium kann im Grundzustand als Singulett-System mit antiparallelen Spins und als Triplett-System mit parallelen Spins gebildet werden, wobei sich die Bildquerschnitte wie $\frac{1}{4}$ zu $\frac{3}{4}$ verhalten. Der Triplett-Zustand zerfällt in mindestens drei Photonen, deren Energie sich beliebig aufteilen kann und für die keine einfache Winkelkorrelation besteht. Für den Meßprozeß ist er deshalb unerheblich, weil er letztendlich fast vollständig in den Singulett-Zustand übergeht. Der Singulett-Zustand hingegen zerfällt in zwei diametral emittierte Photonen, die jeweils eine Energie von exakt 511 keV erhalten. In der Bildgebung kann ein Zerfall dann registriert werden, wenn in zwei gegenüberliegenden Detektoren gleichzeitig, d.h. in Koinzidenz, zwei Vernichtungsphotonen mit einer Energie von 511keV gemessen werden. Durch die Position der zwei registrierenden Detektoren wird eine sog. Koinzidenzlinie („Line of Response“, LOR) festgelegt, auf der das Ereignis stattgefunden haben muß. Im Vergleich zu herkömmlichen nuklearmedizinischen Verfahren, bei denen durch Kollimation nur ein Raumwinkel festgelegt werden kann, aus dem das Photon kommt, ist die Information über den Zerfallsort bei der PET aufgrund der Winkelkorrelation ($\varphi=180^\circ$) schon während des Meßprozesses exakter.

Der zweite entscheidende Punkt im Vergleich zu herkömmlichen nuklearmedizinischen Verfahren ist, daß aufgrund der Winkelkorrelation die Schwächung für einen Zerfallsprozeß, wie später erläutert wird, nur vom Gesamtweg der Koinzidenzlinie durch den Patienten abhängt. Somit kann durch eine Messung mit einer externen Quelle der Schwächungsfaktor für diese Koinzidenzlinie bestimmt, und im Gegensatz zur Schwächungskorrektur bei SPECT, direkt auf Projektionsebene angewandt werden.

Die in der klinischen Routine am häufigsten verwendete PET-Substanz ist die 2-[^{18}F]-Fluor-2-Deoxy-Glucose (FDG), wobei es sich um einen mit ^{18}F markierten, modifizierten Zucker handelt [Wie89], der in der Onkologie zur Metastasensuche und zur Therapiekontrolle eingesetzt wird. Als PET Nuklide finden vor allem ^{18}F ($T_{1/2}=109,8\text{min}$), ^{15}O ($T_{1/2}=2\text{min}$), ^{11}C ($T_{1/2}=20\text{min}$), oder ^{13}N ($T_{1/2}=10\text{min}$), daneben auch ^{124}I ($T_{1/2}=4,18\text{d}$) und ^{86}Y ($T_{1/2}=14,7\text{h}$) Anwendung. Die vergleichsweise lange Halbwertszeit macht den Einsatz von ^{18}F markierten Substanzen auch für Institute möglich, die selbst kein Zyklotron zur Erzeugung der Nuklide haben.

Der klinische Stellenwert der PET ist in den vergangenen fünf Jahren in den USA stark gestiegen, was auf die Vorteile der Methode im Hinblick auf die Therapieplanung und Kontrolle bei onkologischen Patienten zurückzuführen ist. Neben den typischerweise verwendeten hochauflösenden BGO-Ringscannern ($\text{Bi}_4\text{Ge}_6\text{O}_{12}$, Wismut-Germanium-Oxid) hat sich aufgrund der gesteigerten Nachfrage nach PET ein zweites Marktsegment, die sog. „koinzidenzfähigen Gammakamerasysteme“, gebildet. Diese Systeme verwenden NaI-Kristalle zur Detektion der Photonen und sind in der Lage sowohl Einzelphotonen als auch im Koinzidenzmodus zu messen, wobei aufgrund der physikalischen Limitierungen das Niveau der BGO-Ringscanner nicht erreicht werden kann.

1.2 Aufbau und technische Daten des Tübinger Scanners

Bei dem in Tübingen installierten PET-System handelt es sich um einen ADVANCE Scanner der Firma General Electrics Medical Systems (GEMS), Milwaukee, USA. Der Detektor des Scanners besteht aus 12096 BGO Kristallen, die in 18 Ringen mit je 672 Kristallen angeordnet sind [GE93]. Die Kristalldimensionen betragen 4mm (transaxial), 8mm (axial) und 30mm (radial). 6x6 Kristalle werden mit 2 Photomultipliern (4 Anoden) zu einem Block gekoppelt (Tab. 1.1). Die Ereignislokalisierung erfolgt nach dem Prinzip der Angerkamera auf der Basis einer durch Kalibrierung („Crystal Map“) bestimmten elektronischen Kristallposition. Jeweils sechs Blöcke (zwei in transaxialer Richtung, drei in axialer Richtung) sind zu einem Modul zusammengefaßt, wobei das axiale Meßfeld eine Länge von 15,3 cm hat und der Ringdurchmesser 93,3cm beträgt. Im Meßfeld befindet sich ein Kollimator mit 19 transaxialen Wolframsepten (radiale Länge 11cm) zur Reduktion der Streuanteils des gemessenen Signals (2D Modus). Daraus ergibt sich eine Anzahl von 18 direkten Schichten (Koinzidenzen innerhalb eines Septenrings) und 17 indirekten Schichten (Koinzidenzen zwischen zwei Septenringen). Der Kollimator kann mechanisch aus dem Gesichtsfeld bewegt werden, um 3D Messungen zu ermöglichen [Lew95].

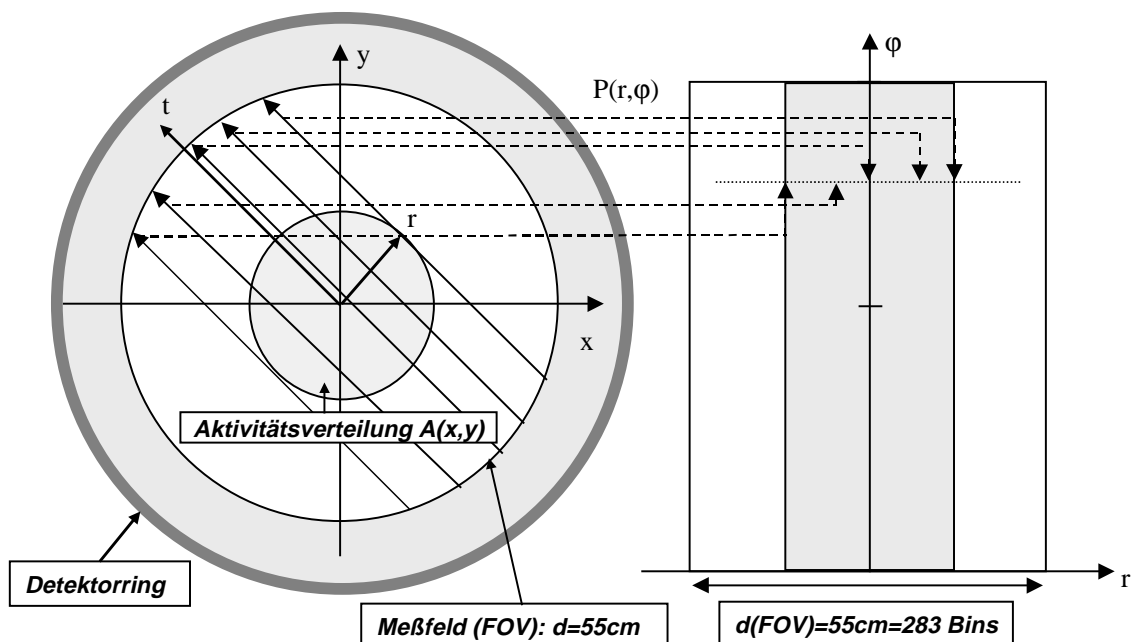


Abb. 1.1: Koordinatensystem für die Datenakquisition: Eine Koinzidenzlinie (LOR) läßt sich durch einen Winkel φ und den senkrechten Abstand r zum Koordinatenursprung eindeutig beschreiben. Dieses Koordinatensystem heißt Sinogramm. Jedes Bin enthält die Summe der Ereignisse auf einer Koinzidenzlinie.

Ein Ereignis wird dann registriert, wenn in zwei gegenüberliegenden Detektoren gleichzeitig ein Photon mit der entsprechenden Energie erfaßt wird. Da die Zeitauflösung des BGO

Materials im Vergleich zur Flugzeit der Quanten relativ hoch ist, kann die Zeitdifferenz zwischen beiden eintreffenden Photonen nicht gemessen werden. Die Information der Messung besteht aus der Lage der Koinzidenzlinie (LOR), auf der das Ereignis stattfand, und dem Integral der Ereignisse über die Meßzeit. Die Lage der Koinzidenzlinie im Raum ist im 2D Modus bestimmt durch die Schicht z , dem vertikalen Abstand r der Linie vom Isozentrum der Schicht und dem Winkel φ , gemessen von der y -Achse eines kartesischen Koordinatensystems (Abb. 1.1). Diese Datenstruktur heißt Sinogramm. Die entsprechenden Einträge sind die Summen der Ereignisse über die Meßzeit. Die Dimension des Sinogramms beträgt im Rohdatenformat 283 Bins (radiales Sampling) und 336 Winkel (0° bis 180°). Ein Satz von Koinzidenzlinien, die unter dem gleichen Winkel gemessen werden, heißt Parallelprojektion und entspricht einer Zeile im Sinogramm. Die Information über die Lage einer Aktivitätsverteilung ist im Sinogramm durch die Erfassung der Daten über alle Winkel nach wie vor vorhanden, muß aber durch ein Rekonstruktionsverfahren (Kap. 1.2) wieder hergestellt werden, bzw. in kartesische Koordinaten transformiert werden.

Tab. 1.1: Technische des ADVANCE Scanners [GE93]

Detektormaterial	BGO (Wismut-Germanium-Oxid)
Detektormaße	4 mm x 8,5mm x 30mm
Anzahl der Photomultiplier pro Block	4 (2 Doppelanoden)
Durchmesser des Detektorrings	93,9cm
Anzahl der Detektoren	12.096
Axiale Länge des FOV	15,3cm
Durchmesser D des FOV	55 cm
Zahl der Schichtebenen	35
Schichtdicke	4,25 mm
Zeitauflösung der Detektoren	5 ns
Koinzidenzzeitfenster	12 ns
Energieauflösung	20 % FWHM
Energiefenster	300-650 keV

1.3 Schwächungskorrektur

Der dominante Wechselwirkungseffekt von 511keV Photonen ist der Comptoneffekt [Rei90], d.h. die Streuung von Photonen an quasi freien Hüllenelektronen des Absorbers. Das Elektron übernimmt einen Teil der Energie und des Impulses des einfallenden Photons, wobei das Photon eine Richtungsänderung und eine winkelabhängige Wellenlängenverschiebung erfährt. Für die Energie des Photons nach dem Stoß gilt [May95a]:

$$E_{\gamma'} = \frac{E_{\gamma}}{1 + \frac{E_{\gamma}}{m_0 c^2} (1 - \cos \varphi)} \quad (1.1)$$

E_{γ} : Energie des Photons vor dem Stoß
 $E_{\gamma'}$: Energie des Photons nach dem Stoß
 $m_0 c^2$: Ruhemasse des Elektrons
 φ : Streuwinkel

Die Elektronik des Scanners registriert nur Photonen, die eine Energie zwischen 300keV und 650keV haben, d.h. Photonen mit $E_\gamma < 300\text{keV}$ werden nicht registriert, und gehen für den Bildgebungsprozeß verloren. Die Wahl des Energiebereiches soll einerseits der schlechten Energieauflösung des BGO Kristalls (ca. 100keV) Rechnung tragen, und andererseits den Streuanteil des gemessenen Signals durch eine untere Grenze limitieren. Zusammen mit dem Photoeffekt, d.h. der vollständigen Absorption eines Photons, der bei PET nicht dominant ist, wird dieser Effekt hier als „Schwächung“ bezeichnet. Es gilt das Schwächungsgesetz:

$$I(l) = I_0 \cdot e^{-\int_0^L \mu(x,y) \cdot dl} \quad (1.2)$$

I_0 : Intensität des Photonenstrahls ungeschwächt
 $\mu(x,y)$: Verteilung der Schwächungskoeffizienten
 $I(l)$: Intensität des Photonenstrahls nach Schwächung

Bei Koinzidenzmessungen muß berücksichtigt werden, daß beide Photonen beim Durchgang durch einen Absorber geschwächt werden können. Die Anzahl der registrierten Koinzidenzereignisse ergibt sich dann aus dem Produkt der beiden Schwächungsterme der Einzelphotonen, wobei eine Zusammenfassung der Integralterme im Exponent der e-Funktion ergibt, daß der Schwächungsfaktor entlang einer Koinzidenzlinie von der Gesamtlänge des Weges L durch den Absorber abhängt (Gl. 1.3). Somit ist bei Koinzidenzmessungen der Schwächungsfaktor entlang einer Koinzidenzlinie unabhängig von der Position der Quelle und bleibt selbst dann unverändert, wenn sich die Quelle außerhalb des Absorbers befindet (Abb. 1.2). Der Schwächungsfaktor kann durch eine Messung mit einer externen Quelle bestimmt, und aufgrund der Sinogrammstruktur, im Gegensatz zur SPECT, direkt auf die gemessenen Daten angewendet werden.

$$\begin{aligned} I_{\text{koinz}} &= I_0 \cdot e^{-\left(\int_0^{L_1} \mu(x,y) dl(s,\varphi)\right)} \cdot e^{-\left(\int_{L_1}^L \mu(x,y) dl(s,\varphi)\right)} \\ &= I_0 \cdot e^{-\int_0^L \mu(x,y) dl(s,\varphi)} \\ &= I_0 \cdot e^{-\bar{\mu}L} \end{aligned} \quad (1.3)$$

I_0 : Intensität des Photonenstrahls ungeschwächt
 $\mu(x,y)$: Verteilung der Schwächungskoeffizienten
 I_{koinz} : Intensität des Photonenstrahls nach Schwächung
 L_1, L_2 : Weglängen der Photonen
 $\bar{\mu}$: mittlerer Schwächungskoeffizient entlang L

Die Messung der Schwächungsverteilung (Transmission) wird beim ADVANCE Scanner analog zur Messung der Aktivitätsverteilung im Patienten (Emission) im Koinzidenzmodus mit zwei 370MBq starken ^{68}Ge -Linienquellen durchgeführt. ^{68}Ge ist ein reiner Positronenemitter und hat eine Halbwertszeit von $T_{1/2} = 269$ Tagen [Led78]. Um die Korrektur zu errechnen wird zunächst durch eine Leermessung, dem sog. Blank Scan, ein Normierungssinogramm erstellt, das für jede Koinzidenzlinie die Anzahl der Ereignisse festlegt, die ohne Patient gemessen werden. Das Verhältnis zwischen Anzahl der Ereignisse ohne Patient und der Anzahl der Ereignisse der Patiententransmission ergibt, nach der Normierung auf die Meßzeit, das Korrektursinogramm für die Schwächungskorrektur P_K :

$$P_K(r, \varphi) = \frac{P_B(r, \varphi) \cdot t_{T, Patient}}{t_B \cdot P_{T, Patient}(r, \varphi)} \quad (1.4)$$

- P_B : Sinogramm der Leermessung (Blank Scan)
- t_B : Akquisitionsdauer des Blank Scan [s]
- $P_{T, Patient}$: Sinogramm der Patiententransmission
- $t_{T, Patient}$: Meßdauer der Patiententransmission

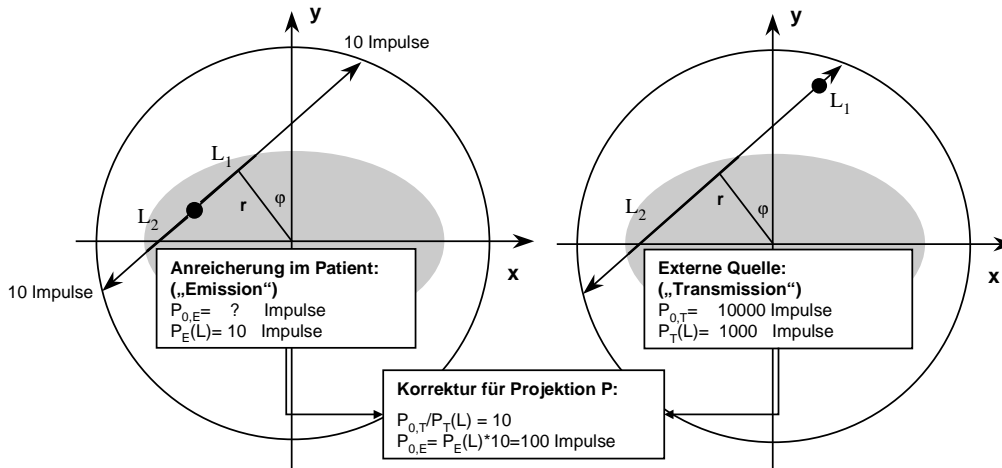


Abb. 1.2: Prinzip der Schwächungskorrektur: Im Emissionsmodus (links) werden auf einer Projektion P mit Länge L durch den Absorber $P_E(L)$ Ereignisse gemessen. Der Korrekturfaktor für diese Linie kann durch Normieren der Transmissionsmessung $P_T(L)$ mit einer Leermessung $P_{0,T}$ berechnet werden (rechts).

Dieser Korrekturfaktor wird durch Multiplikation auf die Emissionsdaten angewandt. Dieser Vorgang heißt „gemessene Schwächungskorrektur“, („measured attenuation correction“, MAC).

$$P_{E,K}(r, \varphi) = P_{E,nK}(r, \varphi) \cdot P_K(r, \varphi) \quad (1.5)$$

- $P_{E,nK}$: unkorrigiertes Emissionssinogramm
- P_K : Korrektursinogramm

Gl. 1.4 und Gl. 1.5 zeigen, daß zur Berechnung der Korrekturfaktoren durch die Zahl der Ereignisse der Patiententransmission geteilt werden muß. Deshalb dürfen bei der Division keine Einträge mit

$$P_{T, Patient} = 0 \quad (1.6)$$

vorkommen. Im physikalischen Sinn kann dieser Wert nicht vorkommen, da Gl. 1.6 einen unendlich hohen linearen Schwächungskoeffizient entlang der Koinzidenzlinie (r, φ) beschreiben würde. Andererseits können aufgrund zu kurzer Meßzeiten oder statistischer Effekte der Messung Nulleinträge im Transmissionssinogramm vorkommen, die eliminiert werden müssen, damit die Division in Gl. 1.4 möglich wird.

In der GE-Software sind hierfür zwei Möglichkeiten implementiert, wobei bei der Rekonstruktion von Transmissionsdaten für die Segmentierung – als Bild (gefilterte Rückprojektion) oder als Sinogramm (zur iterativen Rekonstruktion) – aufgrund der herstellereitigen Codierung immer Methode A verwendet wird. Bei der Rekonstruktion von Emissionsdatensätzen kann hingegen bei der Glättung der Transmission zwischen Methode A und B gewählt werden.

Methode A (Ersetzen-Glätten): Im ersten Schritt werden alle Nullwerte durch ein Ereignis ersetzt. Danach kann das Sinogramm mit einem Filter variabler Breite geglättet werden. Ein Ereignis pro Bin entspricht bei sehr kurzen Meßzeiten einem niedrigeren Schwächungswert, dadurch führt dieses Verfahren zu einer Unterschätzung der Schwächungswerte im Transmissionsbild. Da die Statistik in den Regionen am schlechtesten ist, in denen – über alle Projektionswinkel gemittelt – die größte Schwächung herrscht, ist dort die Werteverstärkung am größten. Abb. 1.3 zeigt das Bild eines Transmissionsphantoms („Müller-Phantom“) [Mül93], das mit einer Meßzeit von $t=30s$ und $t=120s$ aufgenommen wurde. Im zentralen Bereich zwischen den beiden Lungeneinsätzen ist eine deutliche Unterschätzung der Schwächungskoeffizienten erkennbar, was durch die Darstellung des Profils bei $y=64$ verdeutlicht wird (Abb. 1.3c). Für die Segmentierung bedeutet dies, daß die Lungenschwelle so niedrig sein muß, daß dieser Bereich (bei kurzen Meßzeiten) als Weichteil erkannt wird.

Methode B (Glätten-Ersetzen): Bei der Rekonstruktion von Emissionsdaten mit Schwächungskorrektur wird das Transmissionssinogramm mit einem Gauss-Filter variabler Breite geglättet. Sollte die Zahl der gemessenen Ereignisse so gering sein, daß nach der Glättung immer noch Nullwerte vorhanden sind, wird in das jeweilige Bin ein Wert eingetragen, der der Schwächung von 70cm Wasser entspricht. Als Folge des sehr hohen eingesetzten Wertes können im Emissionsbild Streifenartefakte entstehen.

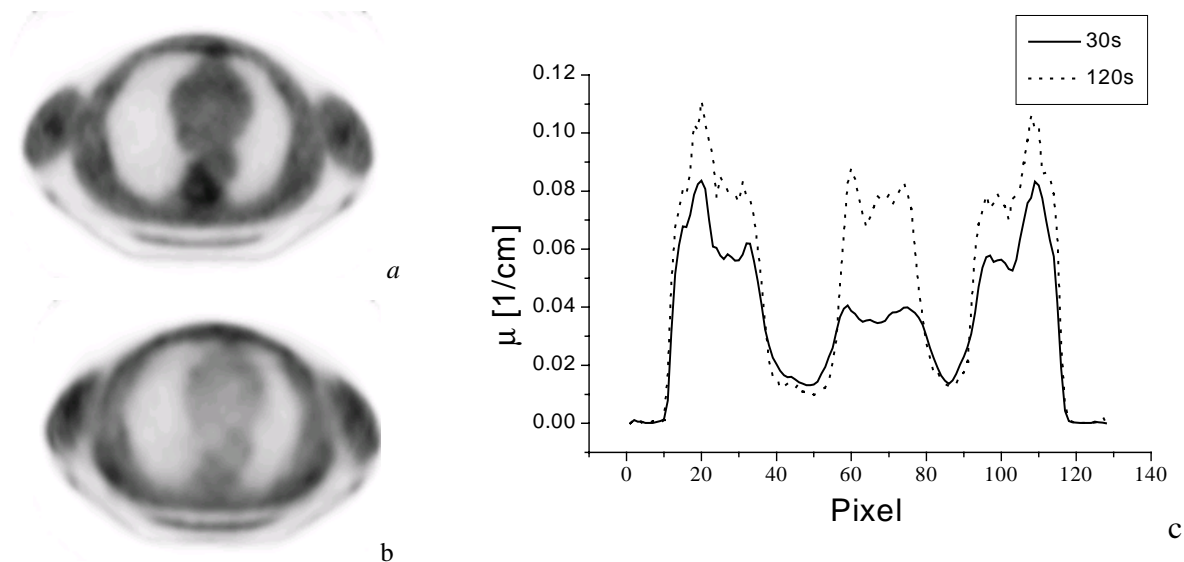


Abb. 1.3: a) Phantommessung mit $t=120s$, b) Phantommessung mit $t=30s$, c) Profile der Schwächungskoeffizienten von a) und b) bei $y=64$. Bei $t=30s$ kommt es zu einer deutlichen Unterschätzung der Schwächungskoeffizienten im zentralen Bereich des Phantoms. Dies bedeutet, daß die Lunge von zwei verschiedenen Weichteilniveaus umgeben ist. Eine „globale“ Schwelle muß so niedrig gewählt werden, daß der innere Bereich als Weichteil erkannt wird.

1.4 Segmentierte Schwächungskorrektur

1.4.1 Charakteristika der Schwächungskoeffizienten bei 511 keV

Menschliches Gewebe besteht zu 98% aus Atomen mit Kernladungszahlen $Z < 20$ [Sny75]. Da Z linear in den Wirkungsquerschnitt des Comptoneffekts eingeht, besteht nur eine geringe Z Abhängigkeit der linearen Schwächungskoeffizienten. Betrachtet man die linearen Schwächungskoeffizienten für die verschiedenen Gewebetypen in Tab. 1.2 (Spalte 6), so lassen sich diese grob in drei Gruppen (Weichteil, Knochen und Lunge) einteilen, wobei die

Schwächungskoeffizienten μ für die aufgeführten Weichteilorgane (Brust, Fett, Muskel, Blut, Hirn, Niere, Leber) zwischen $90,9 \cdot 10^{-3}/\text{cm}$ (Fettgewebe) und $101,0 \cdot 10^{-3}/\text{cm}$ (Blut) schwanken. Die Berechnung der linearen Schwächungskoeffizienten für $E_\gamma=511\text{keV}$ (Spalte 6) erfolgte aus den Massenabsorptionskoeffizienten μ/ρ (Spalte 2 und 3) und der jeweiligen Gewebedichte (Spalte 5) nach ICRU44 [ICRU44] durch die Anpassung eines Polynoms 3. Ordnung aus den für 100keV, 200keV,...,800keV tabellierten Werten. Die Regressionskoeffizienten der Anpassung lagen im schlechtesten Fall bei 0,986 (Spalte 4), so daß der Ansatz der Interpolation gerechtfertigt ist.

Eine weitere Einschränkung im Hinblick auf die genaue Messung der Schwächungskoeffizienten bei PET ist durch das limitierte Auflösungsvermögen der Transmissionsmessung gegeben, das etwa bei einer Halbwertbreite FWHM=5mm im Idealfall, und bei 7-8mm für eine klinische Messung liegt [Gra93]. Die Verschlechterung der Auflösung bei klinischen Messungen ist auf die schlechtere Statistik und die damit verbundene Notwendigkeit, die Daten zu glätten, zurückzuführen. Die Standardabweichung der Weichteilschwächungswerte bei Patientenmessungen (Tab. 3.1) mit einer Transmissionszeit von ca. 20min beträgt bestenfalls $\pm 5-6\%$, so daß die Schwankungen der realen Weichteilschwächungskoeffizienten aus Tab. 1.2 selbst bei einer Transmissionszeit von $t=20\text{min}$ nicht aufgelöst werden können.

Tab. 1.2: Schwächungskoeffizienten bei 511keV [ICRU44]

Gewebetyp	Massenschwächungskoeffizient μ/ρ [kg/m ²]		Regressionskoeffizient der Anpassung für μ/ρ bei $E=511\text{keV}$	Dichte [kg/m ³]	Linearer Schwächungs- koeffizient μ bei $E=511\text{keV}$ [10 ⁻³ /cm]
	E=500keV	E=511keV			
Blut	9,60	9,53	0,9976	1060	101,0
Brust	9,63	9,54	0,9978	1020	97,4
Fett	9,70	9,58	0,9986	950	90,9
Hirn	9,64	9,56	0,9978	1040	99,3
Leber	9,60	9,50	0,9981	1060	100,7
Muskel	9,60	9,50	0,9981	1050	99,9
Niere	9,61	9,50	0,9981	1050	99,7
Knochen	9,02	8,91	0,9857	1920	171,0
Lunge	9,61	9,58	0,9832	260	24,9

1.4.2 Referenzverfahren zur segmentierten Schwächungskorrektur

Als Konsequenz der im vorherigen Kapitel erläuterten Eigenschaften der linearen Schwächungskoeffizienten bei PET ergibt sich, daß die wesentliche Information einer Schwächungsmatrix die Abgrenzung der vier Cluster Außenraum, Lunge, Weichteil und Knochen ist, wobei die realen Schwankungen der Schwächungskoeffizienten bei Patientenmessungen innerhalb der Cluster nicht aufgelöst werden können. Deshalb kann bei PET vergleichsweise einfach eine Segmentierung der Schwächungsmatrix, d.h. eine Abgrenzung der Regionen und das Einsetzen entsprechender Schwächungswerte, durchgeführt werden, wodurch statistische Schwankungen entweder ganz aus dem Bild eliminiert oder drastisch reduziert werden können. Als Folge der möglichen Verbesserung statistischer Eigenschaften des Transmissionsbildes kann die Transmissionszeit signifikant reduziert werden [Xu91, Mei93, Xu94, Xu96].

Bei fast allen derzeit implementierten Verfahren werden die Wertebereiche der einzelnen Cluster über eine Histogrammanalyse, d.h. über die Betrachtung der Gesamtwerteverteilung

(„globales Histogramm“), voneinander abgegrenzt. Abb. 1.4 verdeutlicht, daß im wesentlichen drei Cluster erkennbar sind, wobei nach Abtrennung der Außenraumpixel nur noch Lungen- und Weichteilpixel einen sichtbaren Peak liefern. Ohne Abtrennung der Außenraum- und Tischpixel ist die Lungenverteilung im allgemeinen nicht erkennbar, weshalb in der Regel bei allen Verfahren das Histogramm ohne Außenraumpixel und nach Entfernen des Tisches berechnet wird. Im Folgenden wird ein Verfahren zur Segmentierung näher erläutert, das zum Zeitpunkt der Evaluierung der eigenen Methode am leistungsfähigsten erschien, und seit ca. drei Jahren etabliert ist. Es dient in den folgenden Kapiteln als Referenzverfahren. Daneben wird seitens des Herstellers (GE) demnächst ein ähnliches Programmpaket (Segmentierung und iterative Rekonstruktion) angeboten, wie es in Tübingen als Eigenentwicklung seit 1997 als Routinesoftware eingesetzt wird. Die Segmentierung basiert auf einer automatischen Peakdetektion durch Fuzzy-Clustering, wobei die Werte des gefundenen Peaks auf den Peakmittelwert gesetzt werden [Bet99]. Als Referenz wurde ein Schwellwertverfahren implementiert, bei dem sich die optimale Schwelle T (Abb. 1.4) zwischen zwei Clustern C_1 und C_2 unter der Voraussetzung berechnen läßt, daß die Verteilung bimodal ist und der Poisson Statistik folgt [Xu96]. Bei der späteren Segmentierung werden dann alle Werte, die kleiner als T sind, C_1 und Werte, die größer als T sind, C_2 zugeschlagen, d.h. die Segmentierung ist binär. Zur Berechnung der Schwellen müssen verschiedene statistische Momente der Verteilung betrachtet werden.

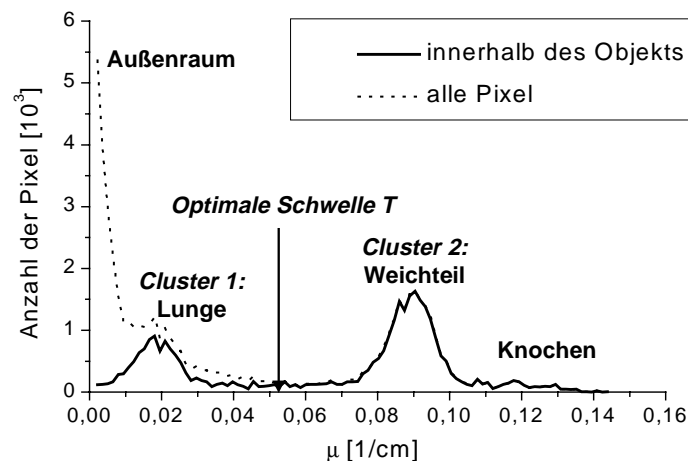


Abb. 1.4: Wertehistogramm bei einer Phantommessung. Nach Abtrennen der Außenraumpixel sind der Lungenpeak und die Weichteilverteilung deutlich erkennbar. Knochen kann aufgrund der im allgemeinen geringen Pixelzahlen nicht aufgelöst werden.

Sei k eine Schwelle, die das normierte Histogramm h in zwei Klassen $C_1[1, \dots, k]$ und $C_2[k+1, \dots, n]$ unterteilt. Für die Mittelwerte der Cluster gilt:

$$\bar{i}_1 = \frac{1}{\omega_1} \sum_{i=1}^k ih(i), \quad \bar{i}_2 = \frac{1}{\omega_2} \sum_{i=k+1}^n ih(i) \quad (1.7)$$

mit:

$$\omega_1 = \sum_{i=1}^k h(i), \quad \omega_2 = \sum_{i=k+1}^n h(i) \quad (1.8)$$

Die Varianz der Cluster ergibt sich zu:

$$\sigma_1^2 = \frac{1}{\omega_1} \sum_{i=1}^k (i - \bar{i}_1(k))^2 h(i), \quad \sigma_2^2 = \frac{1}{\omega_2} \sum_{i=k+1}^n (i - \bar{i}_2(k))^2 h(i) \quad (1.9)$$

und für den Mittelwert des gesamten Bildes gilt:

$$\bar{i} = \sum_{i=1}^n ih(i) \quad (1.10)$$

Die Referenzmethode vereint zur Erhöhung der Stabilität der Segmentierung zwei ältere Ansätze der Schwellwertberechnung. Zum einen kann nach Otsu [Ots79] über die „inter-class“-Varianz v die Schwelle T_{MD} („maximum discriminant threshold“) berechnet werden:

$$v(k) = \sum_{c=1,2} \omega_c(k) (\bar{i}_c(k) - \bar{i})^2 \quad (1.11)$$

$$T_{MD} = \max(v(k)) \quad (1.12)$$

Nach einem zweiten Ansatz von Kittler kann ein optimaler Schwellwert T_{ME} („minimum error threshold“) gefunden werden, wenn der Fehler zwischen den Klassen („intra class error“) minimal wird. Um diese Klassifikation zu messen, wurde von Kittler folgender Ansatz vorgeschlagen [Kit86]:

$$J(k) = \sum_{m=1}^2 v_m(k) \log \left[\frac{\sigma_m(k)}{v_m(k)} \right] \quad (1.13)$$

$$T_{ME} = \min(J(k)) \quad (1.14)$$

Beide Ansätze liefern im wesentlichen die gleichen Resultate, werden aber im Falle, daß eine von beiden Verteilungen signifikant mehr Pixel enthält als die andere, wie es bei Ganzkörpermessungen häufig vorkommen kann, eventuell instabil. Um die Stabilität der Segmentierung zu erhöhen wurde von Xu eine empirische Formel zur Schwellwertberechnung vorgeschlagen, die als „adaptive thresholding segmentation“ (ATS) bezeichnet wird und hier als Referenzverfahren dient:

$$T_{adapt} = \max \left(\frac{\log[v(k) + 1]}{J(k)} \right) \quad (1.15)$$

1.5 Rekonstruktionsverfahren

Das Sinogramm entspricht im mathematischen Sinn einem Satz von Parallelprojektionen P einer gemessenen Tracerverteilung. Die Projektionsfunktion, oder auch Radontransformation einer Tracerverteilung, kann durch ein Linienintegral längs des Weges einer Koinzidenzlinie beschrieben werden [Rad17]:

$$P(r, \varphi) = \int dt A(\cos \varphi - t \sin \varphi, \sin \varphi + t \cos \varphi) \quad (1.16)$$

A: Tracerverteilung
 r, φ : Sinogramm-Koordinaten

In der PET ist aufgrund der limitierten Detektorbreite die Projektionsfunktion nur für diskrete r und φ verfügbar und kann nur mit bestimmten Abtastabständen Δr und $\Delta \varphi$ gemessen werden, die durch den Radius R_d des Detektorrings und der Breite der Detektoren gegeben sind. Beim ADVANCE Scanner liegen diese bei $\Delta r = 2\text{mm}$ und $\Delta \varphi = 0,5^\circ$. Das Grundproblem besteht also darin, aus einem Satz von gemessenen Projektionen $P(r, \varphi)$ die wahre Aktivitätsverteilung $A(x, y)$ zu berechnen. Prinzipiell stehen zwei verschiedene Ansätze zur

Bildrekonstruktion zur Verfügung, die sowohl bei Emissions- als auch bei Transmissionsdaten Anwendung finden, und im folgenden kurz erläutert werden.

1.5.1 Gefilterte Rückprojektion („filtered backprojektion“, FBP)

Der einfachste Fall für die Rückprojektion ist die gleichförmige Verteilung der gemessenen Werte entlang einer Koinzidenzlinie in die Bildmatrix, wobei die Werte für die jeweiligen Winkel in den Pixeln addiert werden (einfache Rückprojektion). Betrachtet man die einfache Rückprojektion für eine Projektionsfunktion $P(r, \varphi)$ einer punktförmigen Aktivitätsverteilung, würde sich zwar die Lage des Maximums richtig darstellen, aber die Ränder der Punktquelle würden mit $1/r$ abfallen und wären nicht scharf begrenzt. Mathematisch betrachtet entspricht das so generierte Bild einer mit $1/r$ gefalteten Objektfunktion [Wie89]. Um diese Verschmierung zu verhindern, muß die Projektionsfunktion zuerst mit einem geeigneten Filter gefaltet werden, was in der Regel im Frequenzraum mit der sog. „Rampe“ $|\nu|$ als Basisfilter durchgeführt wird. Höhere Frequenzen werden stärker gewichtet als niedere, was bei statistisch schlechten Daten zu einer Verstärkung des Rauschens, das sich im oberen Frequenzbereich befindet, führt, wenn nicht durch eine geeignete Modifikation der Rampe ($W(\nu)$, Gl. 1.17) eine Dämpfung erreicht werden kann.

Für die Berechnung des Bildes aus den Projektionsdaten sind letztendlich zwei Schritte erforderlich: im ersten Schritt wird die Projektionsfunktion mit der inversen Fouriertransformierten eines Rekonstruktionsfilters gefaltet und man erhält die gefilterte Projektion P_F [Tow93]:

$$P_F(r, \varphi) = \int dr' P(r', \varphi) H(r - r') \quad \text{mit} \quad (1.17)$$

$$H(r) = \int d\nu |\nu| W(\nu) e^{2\pi i r \nu}$$

$|\nu|$: Rampe
 $W(\nu)$: Low-Pass Filter

Im Frequenzraum ergibt sich daraus

$$P_F(r, \varphi) = \int d\nu P_F(\nu, \varphi) e^{2\pi i s \nu} \quad \text{mit} \quad (1.18)$$

$$P_F(\nu, \varphi) = |\nu| W(\nu) \int ds P(r, \varphi) e^{-2\pi i r \nu}$$

Im zweiten Schritt werden die gefilterten Werte analog zur einfachen Rückprojektion gleichmäßig entlang der Projektionslinien verteilt. Durch die Abtastung bei der Datenerfassung wird eine maximal auflösbare Grenzfrequenz (Nyquist-Frequenz) festgelegt, die sich aus dem Abtasttheorem ergibt:

$$f_{max} = f_{Nyquist} = \frac{1}{2 \cdot l_{Pixel}} \quad (1.19)$$

l_{Pixel} : Kantenlänge des Bildpixels

Frequenzen, die höher sind als die Grenzfrequenz, treten gespiegelt im Frequenzband auf. Deshalb werden diese Frequenzen abgeschnitten (Cut-Off Frequenz, f_c). Die Wahl des Rekonstruktionsfilters und die Cut-Off Frequenz beeinflussen das Auflösungsvermögen und die Statistik des rekonstruierten Bildes. Durch die Filterung der Projektionen kann es zu negativen Werten in der Nähe von hohen Aktivitäten und zu einer Erhöhung des Rauschens kommen, was letztendlich auch die Segmentierung beeinflusst. In der

Rekonstruktionssoftware des GE Scanners sind Ramp-, Hanning-, Butterworth- und Shepp-Logan-Filter implementiert [Row79].

1.5.2 Iterative Rekonstruktion

Im Gegensatz zur FBP basiert die iterative Rekonstruktion (IR) nicht auf einer analytischen Lösung des Rekonstruktionsproblems, sondern auf dem wiederholten Vergleich einer geschätzten Projektion P_s mit der gemessenen Projektion P . Ausgangspunkt für die Bildrekonstruktion ist eine erste Schätzung der Aktivitätsverteilung $A_0(x,y)$, die z.B. eine homogene Verteilung, die gefilterte Rückprojektion des Datensatzes, oder die einfache Rückprojektion sein kann. Durch Vorwärtsprojektion (vgl. Kap. 1.5) wird diese Bildmatrix in die geschätzte Projektion transformiert und kann mit der wahren, gemessenen Projektion verglichen werden. Aus dem Vergleich werden Korrekturfaktoren errechnet und auf die geschätzte Bildmatrix $A_0(x,y)$ angewandt. Die daraus entstehende 2. Schätzung der Verteilung $A_1(x,y)$ wird wiederum vorwärts projiziert und mit den gemessenen Daten verglichen. Dieser Prozeß wird solange wiederholt, bis die geschätzte Projektion der wahren Projektion hinreichend genau entspricht.

Zur weiteren Beschreibung der Algorithmen im Hinblick auf das in Tübingen implementierte Verfahren wird die Bildmatrix $A(x,y)$ durch einen eindimensionalen Zeilenvektor $x=x_i$ beschrieben, wobei der Index i über alle Bildpunkte $i=1\dots l$ („Voxels“) läuft. Entsprechend werden die Projektionen P durch einen eindimensionalen Vektor $y=y_j$ mit $j = 1\dots k$ beschrieben, wobei k die Gesamtzahl aller Koinzidenzlinien ist, und m die Anzahl der Projektionen (=Winkel) beschreibt. P kann in s Untermengen, die sog. „Subsets“ S , aufgeteilt werden, wobei ein Subset m/s Projektionen mit k/s Elementen enthält. Die Berechnung und Anwendung der Korrekturfaktoren erfolgt jeweils für einen Subset, d.h. für $s=1$ wird der Korrekturfaktor zuerst für alle Projektionen berechnet und dann auf die geschätzte Bildmatrix angewandt. Dieses Verfahren heißt „simultane“ Korrektur. Für $s=m$ werden die Korrekturfaktoren für jeden Winkel berechnet und direkt angewandt.

Eine neue Schätzung einer Aktivitätsverteilung $x(n+1)$ kann z.B. aus der letzten Schätzung $x(n)$ berechnet werden nach:

$$x_i(n+1) = x_i(n) \frac{1}{p} \sum_j a_{ij} \frac{y_j}{y_j(n)} \quad (i = 1\dots l) \quad (1.20)$$

p : Anzahl der Projektionen P
 a_{ij} : Abbildungswahrscheinlichkeit Voxel i nach Projektion j
 y_j : gemessene Projektion
 $y_j(n)$: geschätzte Projektion

Gl. 1.21 beschreibt einen simultanen Maximum-Likelihood-Algorithmus (EM-ML, Shepp und Vardi [She92]), dessen Konvergenz dadurch beschleunigt werden kann, daß der Korrekturterm mehrere Male hintereinander angewendet wird. Der Faktor α wird als Überrelaxation bezeichnet.

$$x_i(n+1) = x_i(n) \left(\frac{1}{p} \sum_j a_{ij} \frac{y_j}{y_j(n)} \right)^\alpha \quad (1.21)$$

Nach der Entwicklung von Gl. 1.21 in eine Taylorreihe [Lew86] und der Einführung von Subsets ergibt sich eine Formel, von der sich die wichtigsten Rekonstruktionsverfahren ableiten lassen (Tab. 1.3).

$$x_i(n, S') = x_i(n, S) \left(1 + \frac{\alpha}{p} \sum_{j \in S} a_{ij} \left[\frac{y_j}{y_j(n)} - 1 \right] \right) \quad (S, S' = 1 \dots s) \quad (1.22)$$

- p: Anzahl der Projektionen P
 a_{ij}: Abbildungswahrscheinlichkeit Voxel i nach Projektion j
 y_j: gemessene Projektion
 y_j(n): geschätzte Projektion
 S: Subset
 S': nächster zu berechnender Subset
 s: Anzahl der Subsets
 α: Überrelaxation

Tab. 1.3: Verfahren zur iterativen Rekonstruktion nach Schmidlin [Sch99].

Verfahren	Anzahl der Subsets S	Überrelaxation α
ML-EM (Maximum-Likelihood Expectation Maximization)	1	1
OS-EM (OS = Ordered Subsets)	1 < s < m	s
HOSP (High Overrelaxation Single Projection)	p	< p

Bei dem in Tübingen implementierten Verfahren, das später zur Rekonstruktion der Schwächungsdaten verwendet wurde, handelt es sich das HOSP-Prinzip. Ein wesentlicher Unterschied des Tübinger Verfahrens im Vergleich zum HOSP-Verfahren von Schmidlin ist, daß in Tübingen ein Projektor verwendet wird, der die Pixel als punktförmig betrachtet und die Werte mit einer Gaussfunktion faltet. Physikalisch betrachtet entspricht dies einer Anpassung an das Auflösungsvermögen des Scanners, wodurch Recovery-Effekte entstehen (vgl. Kap. 1.6).

Die konfigurierbaren Parameter sind die Anzahl der Iterationen n und die Höhe der Überrelaxation α. Um sowohl eine schnelle Konvergenz als auch möglichst glatte Bilder zu erhalten, wird typischerweise mit hohen Relaxationsfaktoren begonnen, die von Iteration zu Iteration erniedrigt werden. Die Anzahl der Iterationen und die angewendeten Faktoren α lassen sich durch die sog. „effektive Iterationszahl Z“ beschreiben [Hel99]:

$$Z = \sum_{n=1}^N \alpha(n) \quad (1.23)$$

N: Anzahl der Iterationen

1.6 Berechnung von Korrektursinogrammen (Vorwärtsprojektor)

Die Umwandlung der Schwächungsmatrizen in Korrektursinogramme geschieht durch eine „Vorwärtsprojektion“. Problematisch bei diesem Vorgang ist, daß die Information der Schwächungsverteilung nicht mehr kontinuierlich, sondern diskret in quadratischen Pixeln vorliegt. Im einfachsten Fall, d.h. bei einem Projektionswinkel von 0° oder 90°, entspricht die Vorwärtsprojektion der Addition der einzelnen Pixelwerte entlang des Projektionsstrahls. Bei allen anderen Winkeln müssen für eine möglichst exakte Projektion geometrische Faktoren, wie z.B. das winkelabhängige Profil eines projizierten Pixels, berücksichtigt werden (Abb. 1.5).

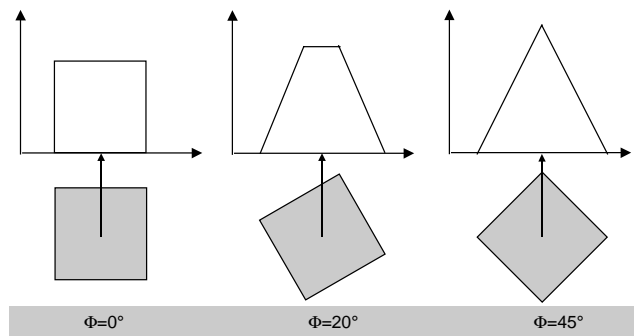


Abb. 1.5: Profile eines quadratischen Pixels bei der Vorwärtsprojektion für 0° , 20° und 45° .

Die Anzahl der Sinogrammbins (281) ist normalerweise höher als die Dimension der Schwächungsmatrix (Standard: 128). Das bedeutet, daß bei der Vorwärtsprojektion ein Pixel der Schwächungsmatrix bei einem Winkel $\varphi = 0^\circ$ auf mindestens 3 (genauer Wert: 2,19) Sinogrammbins verteilt wird, bei einem Winkel von 45° aufgrund des dreieckigen Profils auf 4 (3,19), so daß eine Wichtung der Einträge mit den entsprechenden Profilen erforderlich ist. Ein weiteres Problem bei der Vorwärtsprojektion sind Rundungsfehler bei der Berechnung des projizierten Pixelmittelpunkts im Projektionsstrahl, d.h. in der Sinogrammzeile. Dadurch ändern sich die Abstände zwischen den Bins der projizierten Pixelmittelpunkte, was zu einer Erhöhung der statistischen Schwankungen bei der Projektion führt (Abb. 1.6).

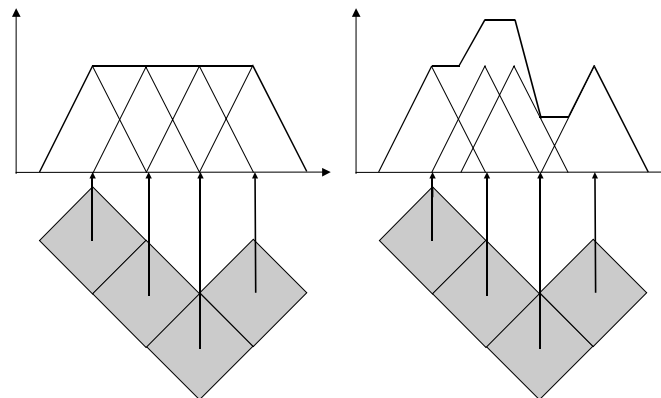


Abb. 1.6: Links: eine ideale Pixel- Strahlzuordnung (ohne Rundung) erzeugt bei einem Projektionswinkel von 45° ein homogenes Profil im Sinogramm. Rechts: durch Rundungsfehler wird ein projizierter Pixelmittelpunkt um ein Sinogrammbin versetzt und verursacht eine Erhöhung im Profil, die zu einer Erhöhung des Rauschens im Sinogramm führt.

Eine Möglichkeit, die Fehler zu reduzieren, ist die Anzahl der Bins im Sinogramm während der Projektion zu erhöhen, was als „fine-binning“ bezeichnet wird. Eine weitergehende Form des fine-binnings ist das „variable-binning“ [Sch94], was bedeutet, daß die Distanz zwischen zwei projizierten Pixelmittelpunkten immer in eine konstante Anzahl von Bins unterteilt wird (Abb. 1.7). Da sich dieser Abstand mit dem Projektionswinkel ändert, ändert sich somit auch die Breite eines Bins. Dieses Verfahren wurde zur Berechnung der Schwächungssinogramme implementiert.

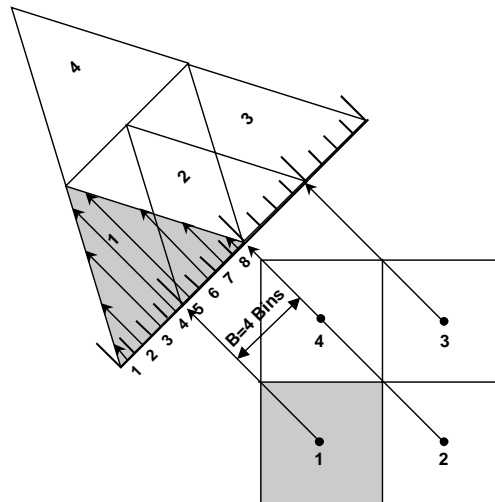


Abb. 1.7: Zur Reduktion von statistischen Schwankungen bei der Vorwärtsprojektion wird die Distanz zwischen zwei projizierten Pixelmittelpunkten in eine definierte Anzahl von „fine-bins“ unterteilt. Der Wert des Pixels wird an jeder Stelle mit dem entsprechenden Wert des projizierten Pixelprofils multipliziert, d.h., das Pixel wird mit seinem Profil gefaltet.

1.7 Auflösungsvermögen und Recovery

Durch das limitierte Auflösungsvermögen des Scanners wird bei Strukturen, die kleiner als 2-3 FWHM der Scannerauflösung sind, die gemessene Aktivitätskonzentration (bei Emission) oder der Schwächungskoeffizient (bei Transmission) unterschätzt [Hof79]. Die Ursache hierfür ist eine Verschmierung der gemessenen Ereignisse, wobei die Gesamtaktivität oder Gesamtschwächung erhalten bleibt. Als Maß für die Recovery (=Wiederfindung) wird der sog. Recovery-Koeffizient eingeführt:

$$RC = \frac{A_{\text{objekt}}}{A_{\text{wahr}}} \quad (1.24)$$

A: Aktivitätskonzentration [kBq/ml]

Zur Bestimmung der Recovery-Koeffizienten wird normalerweise ein EEC-Qualitätssicherungsphantom [EEC91] („Jordan-Phantom“, Kap. 2.5.1.5) benutzt, das aus einem Kugelsatz mit verschiedenen Durchmessern ($d = 10, 13, 17, 22, 28$ und 37mm) besteht. Die Berechnung der Recovery-Faktoren erfolgt meistens über eine 70% Isokontur-ROI auf der jeweiligen Kugel. Das Aktivitätsmaximum oder eine ROI-Größe, die dem Kugeldurchmesser entspricht, kann ebenfalls verwendet werden. Abb. 1.8 zeigt die Recovery-Koeffizienten des ADVANCE Scanners für drei verschiedene Rekonstruktionsverfahren bei einer Meßzeit von $t=60\text{min}$. Die Aktivitätskonzentrationen wurden mit einer 70% Isokontur-ROI berechnet.

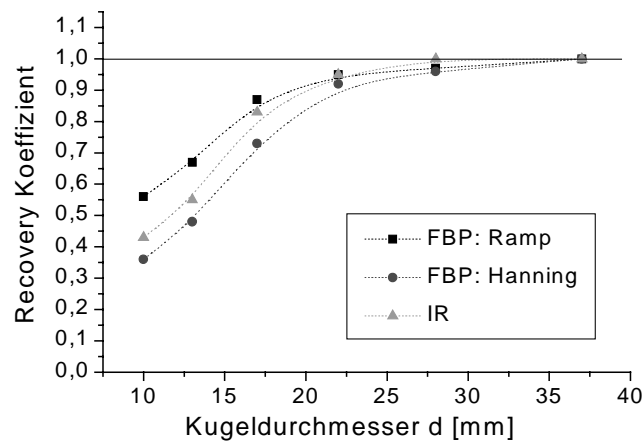


Abb. 1.8: Recovery-Koeffizienten des ADVANCE Scanners für drei verschiedene Bildrekonstruktionsverfahren.

1.8 Fuzzy Logic

Betrachtet man den gemessenen Schwächungswert eines Pixels, das am Übergang zwischen Lungen- und Weichteilgewebe liegt, im Hinblick auf die Segmentierung der Schwächungsmatrix, so muß das Pixel bei einer binären Segmentierung dem Lungenraum- oder dem Weichteil-Cluster zugeordnet werden. Der hier zugrunde liegende Logikbegriff basiert auf einer binären Mengendefinition, d.h. das System muß anhand eines Schwellwertes T entscheiden, ob das Pixel zur Menge der Lungenpixel M_1 gehört ($\mu(x,y) \in M_1$) oder nicht ($\mu(x,y) \notin M_1$). Bedingt durch die im Bild enthaltene Unschärfe ist gerade bei der PET, die im Vergleich zu CT und MR ein schlechtes Ortsauflösungsvermögen hat, die Anwendung eines Verfahrens wünschenswert, das die Unschärfe des Bildes mathematisch erfassen kann. Ein Verfahren, das später zur Segmentierung verwendet wird und diese Unschärfe mathematisch korrekt erfassen kann, ist die Fuzzy Logic.

Der Basisbegriff der Fuzzy Logic ist die unscharfe Menge. In der binären Logik wurde die „scharfe“ Menge M dadurch definiert, daß nur die Werte 0 für $x \notin M$ und 1 für $x \in M$ als mögliche Zustände zugelassen sind, d.h. die Zugehörigkeit eines Elementes x zur Menge M ist entweder 0 oder 1. Die unscharfe Menge der Fuzzy Logic wird dadurch definiert, daß die Zugehörigkeit des Elementes x zur Menge M jetzt alle Werte zwischen 0 und 1 annehmen kann, d.h. daß für das Element x der Zugehörigkeitsgrad¹ μ_F zur Menge M bestimmt wird. Die scharfe Menge ist in dieser Definition mit den Sonderfällen $\mu_F=0$ und $\mu_F=1$ enthalten.

Übertragen auf die Segmentierung eines Pixels am Lungenrand mit einem Schwächungswert $\mu=0,055/\text{cm}$ und einer berechneten Lungen-Weichteilschwelle von $T_{LW}=0,050/\text{cm}$ ergeben sich aus den unterschiedlichen Mengendefinitionen folgende Betrachtungsweisen für das Problem: Bei Verwendung der scharfen Menge bzw. des binären Logikbegriffes muß das Pixel entweder dem Lungen- oder Weichteil-Cluster zugeordnet werden. In diesem Fall würde das Pixel dem Weichteil-Cluster zugeordnet werden und bekäme einen Schwächungswert von $\mu=0,095/\text{cm}$. Bei Verwendung des unscharfen Mengenbegriffes der Fuzzy Logic ist die Zuordnung zum einen oder anderen Cluster nicht mehr notwendig, da jetzt der Zugehörigkeitsgrad μ_F des Pixels zur Menge Weichteilpixel bestimmt wird und beliebige Zwischenwerte erlaubt sind. Die Festlegung von μ_F erfolgt über Zugehörigkeitsfunktionen (ZF). Mit der Definition einer Zugehörigkeitsfunktion, wie sie in

¹ Da im allgemeinen sowohl der Schwächungskoeffizient als auch der „Zugehörigkeitsgrad“ mit dem Buchstaben μ bezeichnet werden, wird der Zugehörigkeitsgrad im Folgenden mit „ μ_F “ benannt.

Abb. 1.9 gezeigt ist, beträgt der Zugehörigkeitsgrad eines Pixels mit dem Wert $\mu=0,055/\text{cm}$ zur Menge der Weichteilpixel M_W 0,6 ($\mu_{F,W}(\mu=0,055/\text{cm})=0,6$).

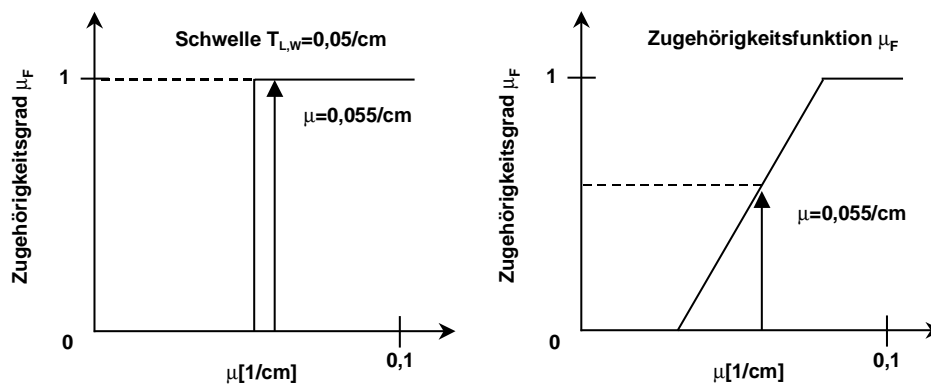


Abb. 1.9: Unscharfer Mengenbegriff: In der binären Logik muß ein Element eindeutig einer Menge zugeordnet sein oder nicht, d.h. ein Pixel mit dem Schwächungswert $\mu=0,055/\text{cm}$ wird bei einer Schwelle $T_{L,W}=0,05/\text{cm}$ zur Menge M_W der Weichteilpixel zugeordnet (links). Unter der Verwendung des unscharfen Mengenbegriffes der Fuzzy Logic sind zwischen den binären Zugehörigkeiten 0 und 1 auch Zwischenwerte zugelassen. Das Pixel erhält über die Definition einer Zugehörigkeitsfunktion den Zugehörigkeitsgrad zur Menge M_W $\mu_F=0,6$ (rechts).

Um ein komplettes Fuzzy-Inferenzsystem für ein Problem zu implementieren, sind mehrere Schritte notwendig:

Fuzzifizierung: Neben der unscharfen Menge sind analog zur menschlichen Logik sog. linguistische Variablen definiert, d.h. technische Größen, wie der lineare Schwächungskoeffizient, können bspw. durch Ausdrücke wie „niedrig“, „mittel“, „hoch“, oder „null“, „Lunge“, „Weichteil“ usw. beschrieben werden. Das bedeutet, daß eine technische Größe durch einen subjektiven Ausdruck beschrieben wird, bei dem die exakte Größe der Variable nicht mehr im Vordergrund steht, sondern eher in welchem Bereich der Wert liegt. Die „Übersetzung“ der technischen Größe in eine linguistische Variable geschieht, wie im obigen Beispiel gezeigt, durch die Definition einer Zugehörigkeitsfunktion und heißt „Fuzzifizierung“. Zugehörigkeitsfunktionen werden in typischer Weise durch Dreiecke, Trapeze oder Glockenkurven (π -Form) festgelegt, wobei der Wertebereich der Funktionen zwischen 0 und 1 liegt [Gra95]. Zur Festlegung eines Systems müssen die Zugehörigkeitsfunktionen für alle Eingabe- und Ausgabeparameter bestimmt werden. Dies geschieht in den meisten Fällen nach empirischen Gesichtspunkten, wobei ein so gewonnener Satz an Zugehörigkeitsfunktionen in der Regeln optimiert werden muß. Für die Segmentierung mit Fuzzy-Systemen wurden in dieser Arbeit Ansätze entwickelt, um die Zugehörigkeitsfunktionen automatisch an die jeweiligen Daten anzupassen.

Fuzzy-Inferenz: Betrachtet man ein anderes Beispiel aus der Segmentierung, z.B. ein Pixel mit einem sehr niedrigen Schwächungswert $\mu=0,015/\text{cm}$, das in Abhängigkeit seiner Lage entweder zu einem Außenraumpixel oder zu einem Lungenpixel segmentiert werden soll, würde man für die Segmentierung folgende Regel aufstellen:

„Wenn μ klein ist (wobei „klein“ durch eine Zugehörigkeitsfunktion „fuzzifiziert“ wird), und sich das Pixel im Inneren des Patienten befindet, gehört es zur Lunge.“

Im ersten Schritt wurde die Zugehörigkeitsfunktion „Lunge“ für den Schwächungswert μ und die Zugehörigkeitsfunktion „Innen“ für die x-Koordinate des Pixels durch ein Trapez festgelegt. Des weiteren wurden zur Definition der Ausgabe des Systems zwei dreiecksförmige Zugehörigkeitsfunktionen „Null“ und „Lunge“ festgelegt. Auf der Eingabeseite des Systems ergibt sich mit diesen Definitionen der Zugehörigkeitsgrad von $\mu=0,015/\text{cm}$ zur Variablen „Lunge“ zu:

$$\mu_{F,Lunge}^{\mu}(0,015/cm) = 0,6 \tag{1.25}$$

und von $x=36$ zu „Innen“ von:

$$\mu_{F,Innen}^x(36) = 0,3. \tag{1.26}$$

In der Schreibweise des zur Programmierung verwendeten Interface [Jan95] entspricht das den beiden Ausdrücken (Abb. 1.10):

$$\begin{aligned} \mu \text{ is lung} &= 0,6 \\ x \text{ is inside} &= 0,3 \end{aligned} \tag{1.27}$$

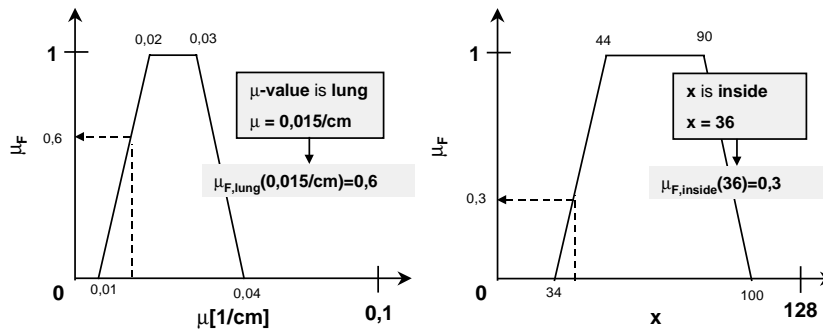


Abb. 1.10: Für die linguistische Variable „Lunge“ wurde eine trapezförmige Zugehörigkeitsfunktion $\mu_{F,lung}$ definiert, die für $\mu=0,015/cm$ einen Zugehörigkeitsgrad von 0,6 liefert. Für die x -Koordinate des Pixels wird ein Zugehörigkeitsgrad von $\mu_{F,inside}^x = 0,3$ zur Variable „Innen“ berechnet.

Der nächste Schritt ist die Verknüpfung der beiden Aussagen durch einen Fuzzy-Operator. Es werden beispielsweise folgende Operatoren zur Verknüpfung zweier Aussagen verwendet:

$$\begin{aligned} \text{UND:} & \quad \min(\text{Aussage 1, Aussage 2}) \\ \text{ODER:} & \quad \max(\text{Aussage 1, Aussage 2}) \end{aligned}$$

Die oben formulierte Regel, wie sie später programmiert werden wird, lautet also

$$\text{if } (\mu \text{ is lung}) \text{ AND } (x \text{ is inside}) \text{ then } (\text{output is lung}) \tag{1.28}$$

wobei die Anwendung des Fuzzy Operators UND das Ergebnis $\min(0,6,0,3) = 0,3$ liefert. Mit dem Ergebnis der Evaluierung der linken Regelseite (in diesem Fall 0,3) wird auf der Ausgabeseite der Ausdruck „output is lung“ dadurch realisiert, daß die Zugehörigkeitsfunktion „Lunge“ bis $\mu_F=0,3$ „gefüllt“ wird. Das Ergebnis einer Regelauswertung liefert also eine Fläche F_c auf der Ausgabeseite, aber noch keine interpretierbare technische Größe (Abb. 1.11).

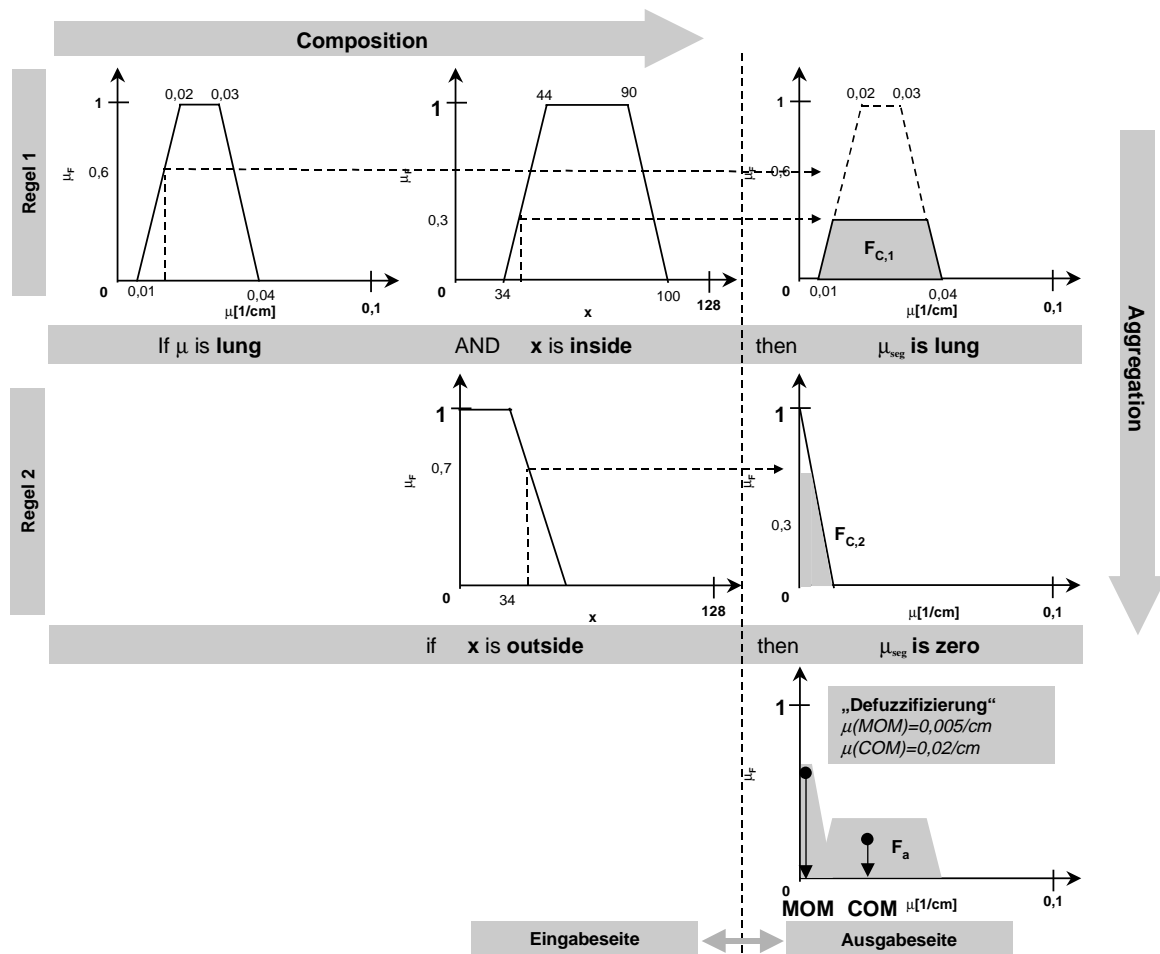


Abb. 1.11: Implementierung eines Fuzzy-Inferenzsystem (FIS): 1: Festlegen der Zugehörigkeitsfunktionen (Fuzzifizierung) der Eingabe- und Ausgabeparameter. 2: Aufstellen der Regeln mit linguistischen Variablen. 3: Composition: Zeilenweise Auswertung der Regeln liefert eine Fuzzy-Fläche F_c . 4: Aggregation; Zusammenfassung der Fuzzy-Flächen (Fuzzy-Schluß), 5: Defuzzifizierung, (Umwandlung in eine technische Größe) mit den Strategien „bester Kompromiß“ oder „wahrscheinlichste Lösung“. Die Programmierung erfolgt unter MATLAB [Jan95] (in English).

Jede einzelne Regel wird so zeilenweise berechnet („Composition“), d.h. bei einem System mit n Regeln liegen nach der zeilenweisen Auswertung der Regeln n Fuzzy-Flächen F_c vor. Dem Segmentierungssystem wurde bspw. noch die Regel

$$\text{if } x \text{ is outside then output is zero} \quad (1.29)$$

hinzugefügt. Im vorletzten Schritt der Fuzzy-Inferenz, der sog. „Aggregation“, werden diese Fuzzy-Mengen zu einer einzigen Fläche F_a verknüpft. Das Kriterium für die Verknüpfung ist die Bestimmung des Maximums aller Fuzzy-Mengen für jeden x -Wert der Ausgabe-Menge.

$$F_a(x) = \max(F_{c,1}(x), F_{c,2}(x), \dots, F_{c,n}(x)) \quad (1.30)$$

Defuzzifizierung: Im letzten Schritt muß der Fuzzy-Output des Systems wieder in eine technische Größe, also in eine reelle Zahl umgewandelt werden. Die zwei wichtigsten Strategien zur Umwandlung sind der beste Kompromiß und die wahrscheinlichste Lösung. Im Falle der Segmentierung bedeutet das, beliebige Schwächungswerte zwischen den Clustern Lunge, Weichteil, Außen und Knochen zuzulassen, wenn der beste Kompromiß implementiert wird, oder eine Entscheidung für ein bestimmtes Cluster zu suchen, wenn der Ansatz der wahrscheinlichsten Lösung implementiert wird. Mathematisch betrachtet läßt sich der beste Kompromiß als Projektion des Massenschwerpunktes („Center of Mass“, COM) der

Outputfläche auf die x-Achse berechnen. Als wahrscheinlichste Lösung kann die Projektion der Mitte des maximalen Wertes („Middle of Maximum“, MOM) auf die x-Achse implementiert werden.

1.9 Berechnung von Schwächungsmatrizen aus unkorrigierten Emissionsbildern

Information über die Schwächungsverteilung kann auch aus unkorrigierten FDG-Emissionsbildern, d.h. völlig ohne Transmissionsmessung, gewonnen werden, da sich die Außenkontur des Patienten und die Lungen in diesen Bildern darstellen. Somit ist eine Abgrenzung der wichtigsten Cluster Außenraum, Lunge und Weichteil möglich. Allerdings ist im Gegensatz zu der Segmentierung gemessener Schwächungsdaten keine eindeutige Korrelation zwischen dem Wert eines Pixels und dem Schwächungswert mehr gegeben. Ein Pixel mit einer Intensität in der Nähe von 0 Impulsen kann entweder dem Außenraum angehören ($\mu=0/\text{cm}$), oder, wenn es innerhalb des Patienten liegt, dem Weichteil-Cluster angehören, d.h. die Lage des Pixels muß in den Entscheidungsprozeß eingehen. Eine weitere Konsequenz, die sich aus der fehlenden Korrelation ergibt, ist die Notwendigkeit, vordefinierte Schwächungswerte für Lunge und Weichteil einzusetzen, was speziell bei der Lungensegmentierung zu Problemen führen kann.

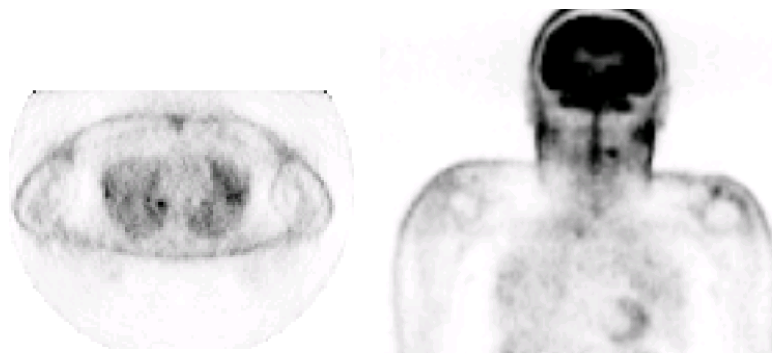


Abb. 1.12: Unkorrigierte FDG-Emissionsbilder. Links: Transaxiale Schicht aus der Lungenregion, rechts: Sagittale Schicht mit Lunge und Hirn. Die Außenkontur des Patienten und die Lungen sind als Schwächungsartefakt erkennbar und können zur Segmentierung verwendet werden.

Abb. 1.12 verdeutlicht weiter, daß die Daten selbst nach iterativer Rekonstruktion sehr verrauscht sind, was die Anwendung eines rein schwellenbasierten Segmentierungssystems unmöglich macht. Neben der Information des rekonstruierten Bildes kann zur Segmentierung auch Information aus den Projektionen verwendet werden. Die Patientenkontur ist im Sinogramm deutlicher abgrenzbar als im rekonstruierten Bild.

Obwohl die zu erwartende Genauigkeit der Segmentierung geringer ist als bei den gemessenen Korrekturen, hat die Implementierung eines solchen Verfahrens durchaus große Vorteile. Bezogen auf die Transmissionszeit läßt sich durch den Wegfall der Messung eine weitere Reduktion der Patientenliegezeit erreichen. Sämtliche Artefakte, die aufgrund einer Positionsverschiebung zwischen Emissions- und Transmissionsmessung entstehen, können vermieden werden. Hierzu gehören zum einen Organbewegungen, als auch die Bewegung des Patienten zwischen den Messungen. Der Einsatz des Verfahrens ist völlig unabhängig von der Hardware, bzw. vom jeweiligen Kamerasystem, und somit auch bei „low-end“-Geräten einsetzbar, die keine Möglichkeit zur Messung der Schwächungsverteilung haben.

1.10 Ziele der Arbeit

Das Ziel der Arbeit ist die Verkürzung der Transmissionsmeßzeit für einen hochauflösenden Positronen-Emissions-Tomographen durch den Einsatz der segmentierten Schwächungskorrektur, basierend auf gemessenen Schwächungsdaten und auf unkorrigierten Emissionsdaten. Im einzelnen läßt sich dies wie folgt gliedern:

1. Entwicklung und Optimierung eines binären, histogrammbasierten Segmentierungsverfahrens, das im klinischen Betrieb Transmissionszeiten deutlich unter 2-4min, die zum Zeitpunkt des Beginns der Arbeit mit dem Referenzverfahren ATS [Xu96] möglich waren, erlaubt, bzw. in einem möglichst niedrigen Meßbereich (1-2 Minuten) eine möglichst hohe Stabilität gewährleistet.
2. Implementierung eines Fuzzy-Inferenzsystems zur Segmentierung gemessener Transmissionen mit automatischer, histogrammbasierter Systemanpassung an die Daten. Weitere Stabilisierung des Systems durch lokale Operatoren, wie Kantendetektor, und lokale Segmentierungsschwellen.
3. Entwicklung eines Algorithmus zur Berechnung von segmentierten Schwächungsmatrizen aus unkorrigierten FDG-Emissionsbildern mit Hilfe der Fuzzy Logic.
4. Etablierung der segmentierten Schwächungskorrektur („segmented attenuation correction“, SAC) und der iterativen Rekonstruktion (IR) als klinisches Routineverfahren für PET-Ganzkörperuntersuchungen, und Implementierung dieser Komponenten unter der ADVANCE-Oberfläche als routinefähiges Programmpaket.

2 Methoden

2.1 Transmissions-Segmentierung mit Histogramm-Fit (TSH)

Es wurde ein Verfahren implementiert, das die für die Schwächungskorrektur notwendigen Cluster mittels binärer Schwellen auf den rekonstruierten Schwächungsbildern abgrenzt, wobei diese Schwellen aus der Anpassung einer geeigneten Fit-Funktion an den Weichteilpeak der Gesamtwerte Verteilung gewonnen werden. Das Verfahren arbeitet also mit sog. „globalen“ Schwellen und wird im folgenden mit TSH („Transmission Segmentation by Histogram-Fitting“) bezeichnet.

2.1.1 Rekonstruktion der Schwächungsdaten

Die Datenstruktur des ADVANCE Scanners ist unterteilt in eine „Rohdaten-“ und eine „Bilddatenkomponente“. Die Rohdaten inklusive aller Korrekturfiles werden auf einem gesonderten Rechnersystem abgelegt („Sorter Histogram Acquisition and Reconstruction Computer“, SHARC), das auch die herstellerseitig implementierte Bildrekonstruktion (Standard: FBP, keine Segmentierung) durchführt, von dem aus aber kein routinefähiger Datenexport möglich ist. Deshalb wird zur Erzeugung der Datensätze vor Segmentierung der herstellerseitige Rekonstruktionsrechner genutzt, und die so gewonnenen Daten dann aus der INFORMIX-Datenbank exportiert (Abb. 2.3) und weiterverarbeitet.

Die Segmentierungsroutine wurde für die Segmentierung von Schwächungsbildern implementiert. Die ersten Anwendungen (1997) basierten auf Schwächungsbildern, die mit der gefilterten Rückprojektion rekonstruiert wurden. Später wurde die FBP durch die iterative Rekonstruktion ersetzt, die als Eigenimplementierung (C-Code) vorhanden war [Wal95], so daß jetzt mit der herstellerseitig implementierten Software nur noch Transmissionssinogramme erzeugt und als „Pseudo-Rohdaten“ der eigenen Bildverarbeitungsroutine, einem PERL-Script gesteuerten Ablauf (Abb. 2.3), übergeben werden.

In beiden Fällen der Rekonstruktion von Schwächungsdaten wird das herstellerseitig codierte Verfahren zur Ersetzung der Nulllinien in den Rohdaten angewendet, d.h., Nulllinien werden zuerst durch ein Ereignis ersetzt, bevor geglättet wird, und die weiteren Korrekturen erfolgen („Ersetzen-Glätten“, Methode A, Kap. 1.2). Weitere Korrekturen zur Erzeugung der Transmissionssinogramme sind bspw. die Normierung der Transmission auf die Leermessung („Blank Scan“) und die „Bogenkorrektur“ („geometric-correction“), bei der aus 283 Rohdatenbins 281 Sinogrammbins mit äquidistantem Abstand berechnet werden.

2.1.2 Berechnung des Wertheistogramms

Das Wertheistogramm zur Schwellenberechnung wird ohne Außenraum- und Tischpixel berechnet, d.h. nur von Pixeln, die zum Patienten gehören. Diese Pixel werden im folgenden als „Objektmaske“ C bezeichnet.

Der erste Schritt der Segmentierungsroutine ist das Entfernen der Tischpixel. Die Tischhöhe h_T wird für jede Patientenmessung in einer INFORMIX-Datenbank abgelegt, und an das Segmentierungsprogramm übergeben. Die parabelförmige Tischoberkante (Abb. 2.1) $y(x)$ wird nach Gl. 2.2 berechnet, wobei dann alle Pixel, die unterhalb dieser Oberkante liegen auf $\mu=0/\text{cm}$ gesetzt werden.

$$y(x) = h_T + \frac{1}{1,65n} \left(x - \frac{n}{2} \right)^2 \quad (2.1)$$

- $y(x)$: Tischoberkante
- h_T : Tischhöhe relativ zum Isozentrum des Gesichtsfeldes
- n : Dimension der Schwächungsmatrix

Die Objektmaske C wird dann aus allen Pixeln berechnet, die einen Schwächungswert $\mu > 0,03/\text{cm}$ haben und die innerhalb der Lungenraummaske (LRM) liegen. Die Bestimmung der LRM geschieht durch die Abtastung der Schwächungsmatrix, wobei die vier Grenzen Y_o , Y_u , X_l , X_r berechnet werden müssen (Abb. 2.1). Die obere Grenze Y_o wird dadurch bestimmt, daß im Transmissionsbild, ausgehend von $y=1$ („unten“), y solange erhöht wird ($y_{n+1} > y_n$, n : Matrixdimension), bis ein Pixel mit $\mu(x,y) > 0,03/\text{cm}$ gefunden wird. Der Suchstrahl verläuft längs der Achse $x=n/2$. Entsprechend wird zur Bestimmung der oberen Grenze, ausgehend von $y=n$, y solange erniedrigt, bis ein Pixel mit $\mu > 0,03/\text{cm}$ gefunden wird. Zur Ermittlung der linken (X_l) und rechten (X_r) Grenze der Schwächungsmatrix werden diese zunächst für alle Linien $y_i \in [Y_o, Y_u]$ berechnet. Die endgültigen Werte für X_l und X_r ergeben sich als Minimum bzw. Maximum der gefundenen Werte:

$$X_l = \min(X_l(i)) \quad \text{und} \quad X_r = \max(X_r(i)) \quad (2.2)$$

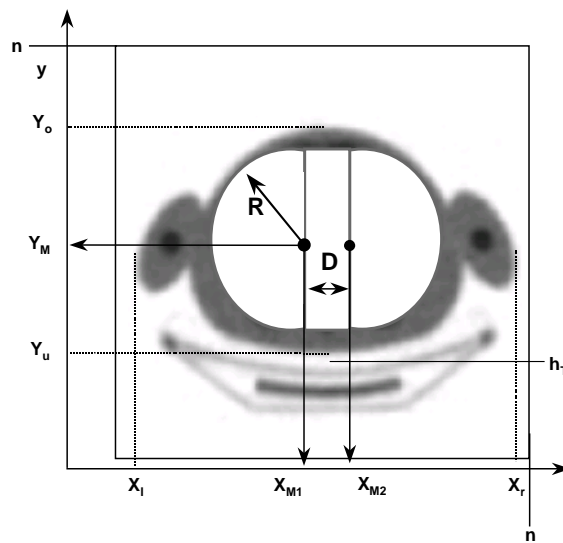


Abb. 2.1: Abschätzung der Lungen durch eine einfache geometrische Struktur. Größe und Position der Lungenraummaske (LRM) werden aufgrund einer Abtastung der Schwächungsmatrix berechnet.

Die Lungenraummaske wird aus einfachen geometrischen Formen (zwei Kreise und einem Rechteck) erzeugt (Abb. 2.1). Die hierfür nötigen Parameter Y_M (y-Koordinate der Kreismittelpunkte und des Schwerpunkts des Rechtecks), X_{M1} (x-Koordinate des linken Kreismittelpunktes) X_{M2} (x-Koordinate des rechten Kreismittelpunktes) und die Radien der Kreise R werden nach Gl. 2.3 aus den Ergebnissen der Abtastung berechnet:

$$\begin{aligned} Y_M &= \frac{Y_u + Y_o}{2} \\ X_{M1} &= \frac{X_l + X_r}{2} - 0,1 \cdot (X_r - X_l) \\ X_{M2} &= \frac{X_l + X_r}{2} + 0,1 \cdot (X_r - X_l) \\ R &= 0,9 \cdot \frac{(Y_o - Y_u)}{2} \\ D &= (X_{M2} - X_{M1}) \end{aligned} \quad (2.3)$$

LRM und C werden als Matrizen mit n mal n Pixel abgelegt, die die Werte 0=außerhalb der Lunge bzw. des Patienten, und 1=innerhalb der Lunge bzw. des Patienten enthalten. Das Schwächungshistogramm wird bei dieser Methode immer für den gesamten Datensatz

(„global“) berechnet. LRM wird für jede einzelne Schicht des gesamten Datensatzes neu berechnet und angepaßt. Es gibt keine z-Achsen Diskriminierung.

2.1.3 Berechnung der Schwellen

Die Schwelle T_{C_1,C_2} , die zwei Cluster C_1 und C_2 einer Schwächungsmatrix μ optimal trennt, wird aus den Mittelwerten der beiden Cluster berechnet:

$$T_{C_1,C_2} = \frac{\bar{\mu}_{C_1} + \bar{\mu}_{C_2}}{2} \quad (2.4)$$

T: Schwelle
 $\bar{\mu}$: mittlerer linearer Schwächungskoeffizient des Clusters

Im Standardverfahren werden insgesamt fünf Schwellen bestimmt, wobei neben **Außenraum A**, **Lunge L**, **Weichteil W**, **Knochen K** auch Cluster mit höheren Schwächungswerten, wie z.B. Metallimplantate (**Sonstiges, S**), abgegrenzt werden können (Tab. 2.1).

Tab. 2.1: Cluster und Schwellen für die Segmentierung

<i>Schwellen zur Segmentierung</i>	
T_{AL}	Außenraum–Lunge
T_{LW}	Lunge–Weichteil
T_{AW}	Außenraum–Weichteil
T_{WK}	Weichteil–Knochen
T_{KS}	Knochen–Sonst (Metall)

Bei dem hier implementierten Verfahren zur Berechnung der Schwellen wird zunächst der häufigste Wert im Histogramm der Schwächungsmatrix gesucht, der auf Grund der anatomischen Strukturen auch bei nur einer Transmissionsschicht immer innerhalb des Weichteilpeaks liegt, allerdings nicht unbedingt den Mittelwert der Weichteilverteilung $\bar{\mu}_W$ repräsentiert. $\bar{\mu}_W$ wird mit einer ± 30 Bins breiten Suchmaske berechnet:

$$\bar{\mu}_W = \min \left\{ \sum_{n=\hat{\mu}_{\max}-30}^{\hat{\mu}_{\max}+30} h(n) \cdot (n-i) \right\}, \quad i \in [\hat{H} - 30, \hat{H} + 30] \quad (2.5)$$

μ : linearer Schwächungskoeffizient
 n : Histogramm-Bin
 h : Histogramm
 μ_{\max} : häufigster Wert des Histogramms
 i : geschätzter Mittelwert

Nach der Berechnung des Histogramms und der Bestimmung des Mittelwertes des Weichteilpeaks $\bar{\mu}_W$ wird eine geeignete Funktion an den Weichteilpeak angepaßt. Diese ist in Gl. 2.6 dargestellt und in der Bildrekonstruktion als sog. Wiener-Filter bekannt. Sie ermöglicht es sowohl ein plateauförmiges Verteilungsmuster (vgl. Abb. 2.2) bei Meßzeiten $t < 2$ min, als auch eine gaussförmige Verteilung bei höheren Meßzeiten gut wiederzugeben. Die zu optimierenden Parameter λ und b sind Maße für die Steilheit der Flanken, bzw. für die Breite der Verteilung.

$$f(\mu) = \frac{h(\bar{\mu}_w)}{1 + \left(\frac{|\mu - \bar{\mu}_w|}{b}\right)^\lambda} \quad (2.6)$$

- μ : linearer Schwächungskoeffizient
- $\bar{\mu}_w$: Mittelwert des Weichteilpeaks
- h: Histogramm
- b: Halbwertbreite der Verteilung
- λ : Parameter für die Steigung der Flanke

Für die Genauigkeit der Anpassung ist die richtige Wahl des Wertebereichs entscheidend, in dem der Fit durchgeführt wird. Wird die Anpassung über den gesamten Wertebereich des Histogramms durchgeführt, wird das Ergebnis grundsätzlich durch die Lungenwerte im unteren Wertebereich verfälscht. Die linke Fit-Grenze wird deshalb so gewählt, daß möglichst keine Lungenwerte in den Anpassungsbereich fallen, was durch eine iterative Anpassung realisiert ist („begrenzter Fit-Bereich“, *Fit-Methode 1*). Für den ersten Durchgang wird die linke Fit-Grenze auf $\mu=0,02/\text{cm}$ (entspricht Bin 20 des Histogramms) gesetzt, die rechte Fit-Grenze liegt bei Bin 120. Die Anpassung geschieht durch ein Levenberg-Marquardt-Optimierungsverfahren [Pre92], das selbst iterativ arbeitet und ohne Abbruchkriterium nach 50 Durchgängen gestoppt wird. Aus den gewonnenen Parametern b und λ , sowie dem Mittelwert der Weichteilverteilung $\bar{\mu}_w$ wird die Lungen-Weichteilschwelle T_{LW} berechnet (Gl. 2.7) und als neue linke Fit-Grenze gesetzt. Diese Schleife wird solange wiederholt, bis die Differenz zwischen alter und neuer Fit-Grenze $\epsilon < 0,001$ wird. Da die rechte Flanke des Weichteilpeaks einen entscheidenden Beitrag zur Stabilität des Verfahrens liefert, wird der Fit immer bis Bin 120 ($\equiv \mu=0,12/\text{cm}$) berechnet.

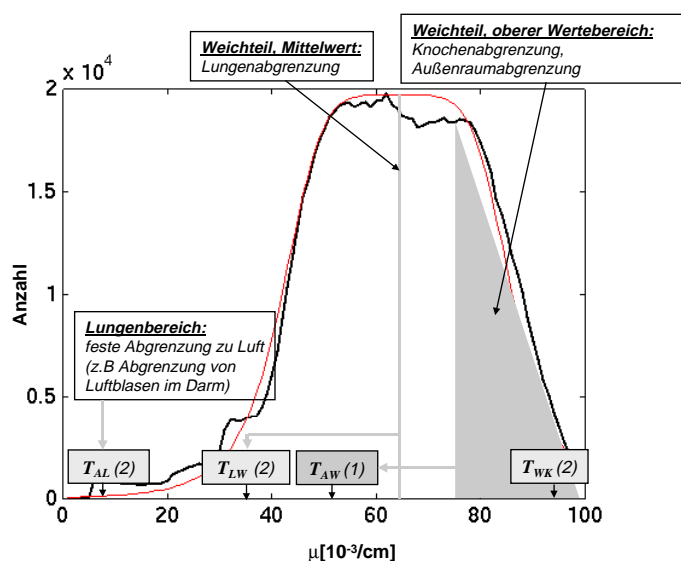


Abb. 2.2: Wertehistogramm und Anpassung der Fit-Funktion bei einem Patientendatensatz mit 1min Meßzeit pro FOV. Die Werte in Klammern entsprechen der Stufe der Segmentierung (vgl. Kap. 2.1.4).

Lungen-Weichteilschwelle T_{LW} : Die Lungen-Weichteilschwelle wird aus dem Mittelwert der Weichteilverteilung $\bar{\mu}_w$ berechnet, wobei der für die Routine verwendete Ansatz (TSH_α) durch einen Vergleich der berechneten Schwelle T_{LW} mit dem Referenzverfahren von Xu (ATS) empirisch gewonnen wurde, und über den freien Parameter α skaliert wird:

$$T_{LW} = \bar{\mu}_w - \frac{\alpha}{\lambda} \cdot b \quad (2.7)$$

In der klinischen Routine wird α auf den Wert 5,3 gesetzt (TSH₅).

Außenraum-Weichteilschwelle T_{AW} : Gemäß dem Ansatz für die Berechnung der Schwellen bei zwei gegebenen Clustern (Gl. 2.4), liegt die optimale Außenraum-Weichteilschwelle T_{AW} bei:

$$T_{AW} = \frac{\bar{\mu}_W + \bar{\mu}_A (= 0 / cm)}{2} = \frac{1}{2} \bar{\mu}_W \quad (2.8)$$

Die Verteilung der Schwächungswerte bei sehr kurzen Meßzeiten (Kap. 1.2, Abb. 1.3) zeigt, daß die Weichteilschwächungswerte μ_W bei dem hier verwendeten Verfahren zur Ersetzung der Nullwerte im Inneren der Schwächungsmatrix kleiner als in den Außenbereichen des Patienten sind. Die Werte der Pixel, die nahe der Patientenoberfläche liegen, befinden sich also im oberen Spektrum der Weichteilwerte des Histogramms, so daß für eine korrekte Bestimmung der Schwelle auch diese Werte für die Berechnung von T_{AW} verwendet werden. Deshalb wird $0,5 * \bar{\mu}_W$, wie in Gl. 2.10 dargestellt nicht als Schwelle benutzt. Die Berechnung erfolgt analog zu T_{LW} :

$$T_{AW} = \frac{1}{2} \left(\bar{\mu}_W + \frac{\alpha}{\lambda} \cdot b \right) \quad (2.9)$$

Weichteil-Knochenschwelle T_{WK} : Die Weichteil-Knochenschwelle wird als doppelte Außenraum-Weichteilschwelle berechnet

$$T_{WK} = \bar{\mu}_W + \frac{\alpha}{\lambda} \cdot b \quad (2.10)$$

Auch hier ist die Begründung, daß Weichteilpixel, die zum Knochen hin abgegrenzt werden müssen, ebenfalls im oberen Bereich der Weichteilverteilung liegen.

Obere Knochenschwelle T_{KS} : Die obere Knochengrenze wurde auf $T_{KS}=0,15/cm$ gesetzt. Durch die Einführung dieser Schwelle ist eine Möglichkeit gegeben, die starke Schwächung durch Metallimplantate zu berücksichtigen.

Außenraum (Luft)-Lungenschwelle T_{AL} : Bei TSH _{α} wird die Lungen–Außenraumschwelle auf einen festen Wert von $T_{AL} 0,005/cm$ gesetzt.

2.1.4 Segmentierung

Die Segmentierung erfolgt in zwei Stufen. In der ersten Stufe wird mit T_{AW} und der geschätzten Lungenraummaske LRM die Objektmaske C berechnet, wobei alle Werte innerhalb der Kontur auf den Wert für Weichteilschwächung („soft tissue“) $\mu=0,0935/cm$ („C_{ST}“) gesetzt werden (Gl. 2.11). Dieser Wert entspricht bei ausreichend langer Transmissionszeit dem Wasserschwächungswert des ADVANCE Scanners.

$$\mu_{seg.K}(i, j) = 0,0935 / cm \quad \forall \mu(i, j) > T_{AW} \quad \vee \quad LRM(i, j) = 1 \quad (2.11)$$

Im zweiten Durchgang werden nur noch Pixel betrachtet, die zur Objektmaske C gehören, also auf Weichteilschwächungswerte gesetzt wurden. Liegt ein Pixel innerhalb der geschätzten Lungenraummaske (LRM=1) und der Schwächungswert des Pixels zwischen den Schwellen T_{AL} und T_{LW} , wird das Pixel im segmentierten Bild der Lunge zugeordnet. In der klinischen Routine wird der Wert des Pixels aus der rekonstruierten Schwächungsmatrix übernommen (Gl. 2.12), d.h. durch die Segmentierung nicht verändert (Tab. 2.2).

$$\begin{aligned} \text{Lunge:} \quad & \mu_{seg}(i, j) = \mu(i, j) \\ & \forall \mu(x, y) \{ LRM(i, j) = 1 \wedge T_{AL} < \mu(i, j) < T_{LW} \} \end{aligned} \quad (2.12)$$

$$\begin{aligned} \text{Knochen:} \quad & \mu_{seg}(i, j) = 0,131 / \text{cm} \\ & \forall \mu(i, j) \{ \mu_{seg,K}(i, j) = 0,0935 / \text{cm} \wedge T_{WK} < \mu(i, j) < T_{KS} \} \end{aligned} \quad (2.13)$$

$$\begin{aligned} \text{Sonst:} \quad & \mu_{seg}(i, j) = \mu(i, j) \\ & \forall \mu(i, j) \{ \mu_{seg,I}(i, j) = 0,0935 / \text{cm} \wedge \mu(i, j) > T_{KS} \} \end{aligned} \quad (2.14)$$

Tab. 2.2: Gesetzte Werte bei der Segmentierung mit TSH₅:

	Außenraum/ Innen: Luft	Lunge	Weichteil	Knochen	Sonst (Metall)
gesetzter Wert	0/cm	μ (bleibt)	0,0935/cm	0,131/cm	μ (bleibt)
Kriterium	$\mu \leq T_{AW} \wedge LRM=0$	$T_{AL} \leq \mu < T_{LW} \wedge LRM=1$	$\mu > T_{AW} \vee LRM=1$	$T_{WK} \leq \mu < T_{KS}$	$\mu \geq T_{KS}$
Stufe	1	2	1	2	2

2.1.5 Postprocessing

Entfernen von falsch segmentierten Lungenpixeln am Außenraumübergang: Da keine z-Achsen-Diskriminierung für die Lungenraummaske implementiert ist, wird die Lungenraummaske auch bspw. an den Beinen gesetzt, was dazu führt, daß Außenraumpixel auf Lunge gesetzt werden können. Deshalb werden grundsätzlich nach der Segmentierung Lungenpixel außerhalb der Objektmaske C auf $\mu=0/\text{cm}$ gesetzt.

Die segmentierte Matrix wird für jede Spalte i beginnend bei $j=1$ („unten“) und $j=n$ („oben“, wobei n die Dimension der Schwächungsmatrix ist) abgetastet, um das erste Weichteilpixel in Suchrichtung zu finden. Auf diese Weise entstehen zwei Vektoren K_o und K_u , die als Einträge die Konturpunkte (j -Koordinate) der segmentierten Matrix enthalten. Diese Werte werden mit einem 5 Bin breiten Median-Filter geglättet. Im zweiten Durchgang wird die Schwächungsmatrix nochmals für jede Spalte von $j=1$ („unten“) und $j=n$ („oben“) durchlaufen. Beginnend bei $j=1$ („unten“) werden alle Pixel entlang jeder Spalte i mit $j < K_u(i)$ und $\mu(i,j) < 0,0935/\text{cm}$ auf $\mu=0/\text{cm}$ gesetzt, bzw. beginnend bei $j=n$ alle Pixel mit $j > K_o(i)$ und $\mu(i,j) < 0,0935/\text{cm}$.

Glättung der segmentierten Matrix: Die Schwächungsmatrix wird mit einer zweidimensionalen Gaussfunktion gefaltet, um die Matrix an das Auflösungsvermögen der Transmissionsmessung (6mm) anzupassen [Mei93].

Einsetzen des Tisches: Vor der Berechnung der Korrekturfaktoren wird der Tisch wieder in die Schwächungsmatrix eingebaut. Der Tisch des ADVANCE Scanners besteht aus zwei Segmenten: Segment 1 enthält einen Leichtmetallkern, Segment 2 besteht nur aus Kunststoff und enthält innen Luft. Stellvertretend für jedes Segment wurde eine 128x30 Pixel große Bildmatrix, die die Schwächungswerte des Tisches enthält, als „look-up“-Datensatz abgelegt. Diese Matrizen wurden einer mit FBP rekonstruierten 12h-Transmission des Tisches entnommen. Der Tisch wird wieder mit der Höhe h_T relativ zum Isozentrum des Gesichtsfelds in die Schwächungsmatrix eingebaut. Daneben wird anhand der z-Position des Tisches, die ebenfalls aus der INFORMIX-Datenbank an die Segmentierungsroutine übergeben wird, entschieden, welches Segment in die Schwächungsmatrix eingesetzt wird.

Berechnung der Korrekturfaktoren: Aus den segmentierten Schwächungsmatrizen wird durch Vorwärtsprojektion das Korrektursinogramm errechnet. Die Vorwärtsprojektion geschieht unter Verwendung des in Kap 1.5 beschriebenen Algorithmus. Das Verfahren ist so implementiert, daß die entsprechenden Pixelprofile einmal zu Beginn der Projektion berechnet werden.

2.1.6 Optionen

2.1.6.1 Weitere Methoden zur Schwellenberechnung (TSH_d und TSH_h)

Bei TSH_d wird die Lungen-Weichteilschwelle durch den Wendepunkt (2. Ableitung) der Fit-Funktion berechnet. Für den Fall, daß $\mu < \bar{\mu}_w$ ist, ergibt sich der Wendepunkt, und damit T_{LW} zu:

$$\text{TSH}_d \quad T_{LW} = \bar{\mu}_w - \lambda \sqrt{\frac{\lambda - 1}{\lambda + 1}} \cdot b \quad (2.15)$$

Für die Berechnung der Außenraum-Weichteilschwelle führt dieser Ansatz zu:

$$\text{TSH}_d \quad T_{AW} = 0.5 \cdot \left(\bar{\mu}_w + \lambda \sqrt{\frac{\lambda - 1}{\lambda + 1}} \cdot b \right) \quad (2.16)$$

Auch hier berechnet sich die Weichteil-Knochenschwelle als doppelte Außenraum-Weichteilschwelle.

$$T_{WK} = 2 \cdot T_{AW} \quad (2.17)$$

Bei TSH_h wurde die Halbwertbreite der Fit-Funktion als Schwelle verwendet. Die Halbwertbreite entspricht dem Parameter b des Fits. Somit ergibt sich die Lungen-Weichteilschwelle zu:

$$\text{TSH}_h \quad T_{LW} = \bar{\mu}_w - b \quad (2.18)$$

Die beiden anderen adaptiven Schwellen berechnen sich analog zu den bisherigen Verfahren.

2.1.6.2 Sequentiell bimodales Fitten

Bei sequentiell bimodalem Fitten wird nach der Anpassung der Weichteilverteilung die gefittete Kurve vom Histogramm abgezogen und der Fit für die verbleibenden Lungenpixel wiederholt. Die Idee bei diesem Ansatz ist, durch den Fit der Lunge einen Bereich zu bestimmen, der „eindeutig“ zur Lunge gehört, diesen auf einen mittleren Lungenschwächungswert nach ICRU [ICRU44] zu setzen und einen Bereich zu definieren, der zwischen „eindeutig“ Lunge und „eindeutig“ Weichteil liegt. Für diesen Zwischenbereich wird dann ein Mischwert aus den mittleren Lungen- und Weichteilschwächungswerten (ICRU44) berechnet. Die obere Schwelle des Mischbereichs T_{MW} entspricht der früheren Lungen-Weichteilschwelle, und wird somit nach wie vor aus der Anpassung des Weichteilpeaks mit TSH₅ gewonnen. Die untere Schwelle des Mischclusters wird aus dem Fit der Lungenwerte berechnet:

$$T_{LM} = \bar{\mu}_L + \frac{\alpha}{\lambda_L} \cdot b_L \quad (2.19)$$

Analog dazu kann jetzt eine untere Lungengrenze, die die Unterscheidung zwischen Lungenpixel und Luft (bspw. im Darm) ermöglicht, an die Daten angepaßt werden:

$$T_{L,A} = \bar{\mu}_L - \frac{\alpha}{\lambda_L \cdot \sqrt{2}} \cdot b_L \quad (2.20)$$

Der Bereich zwischen den Grenzen $T_{L,A}$ und $T_{L,M}$ wird auf einen vordefinierten Wert von $\mu=0,025/\text{cm}$ gesetzt. Im Bereich zwischen $T_{L,M}$ und $T_{L,MW}$ wird ein Mischwert berechnet. Die Wahrscheinlichkeiten p_L und p_W , die zur Berechnung des Mischwertes verwendet werden, ergeben sich aus dem gemessenen Schwächungswert und den Mittelwerten der Lungen- bzw. der Weichteilverteilungen:

$$p_L = \frac{\mu - \bar{\mu}_L}{\bar{\mu}_W - \bar{\mu}_L} \quad \text{und} \quad p_W = \frac{\bar{\mu}_W - \mu}{\bar{\mu}_W - \bar{\mu}_L} = 1 - p_L \quad (2.21)$$

Die Segmentierungsvorschrift für die Lunge lautet somit:

$$\begin{aligned} \text{Lunge(TSH}_B) \quad \mu_{\text{seg}}(i, j) &= \left\{ \begin{array}{l} 1: \quad 0,025 / \text{cm} \\ 2: \quad 0,025 / \text{cm} \cdot p_L + 0,0935 / \text{cm} \cdot p_W \end{array} \right\} \\ \forall \mu(x, y) \text{ LRM}(i, j) &= 1 \wedge \left\{ \begin{array}{l} 1: \quad T_{A,L} < \mu(i, j) < T_{L,M} \\ 2: \quad T_{L,M} \leq \mu(i, j) < T_{L,MW} \end{array} \right\} \end{aligned} \quad (2.22)$$

Alle anderen Schwellen und Segmentierungsvorschriften bleiben erhalten.

2.1.6.3 Stabilisierung des Fits („Fit-Methode 2“)

Bei dem in Kap. 2.1.3 dargestellten Fit-Verfahren wird die linke Fit-Grenze dadurch verändert, daß sie immer auf die neu berechnete Lungen-Weichteilschwelle gesetzt wird („Fit-Methode 1“). Histogrammwerte unterhalb dieser Schwelle werden beim nächsten Durchgang nicht mehr berücksichtigt.

Eine andere Methode zur Berechnung des Fits ist es, die linke Fit-Grenze nicht zu verändern, also immer den gesamten Wertebereich von Bin 0 bis Bin 120 anzupassen. Dann werden alle Werte des Histogramms bis zur berechneten Lungen-Weichteilschwelle durch die Werte der zuletzt mit Marquardt-Levenberg-Optimierung gewonnenen Fit-Funktion ersetzt (Gl. 2.23). Auch dieser Prozeß verläuft iterativ und stoppt, wenn $\varepsilon > 0,001/\text{cm}$ ist, wobei ε wieder die Differenz der aktuellen und letzten Schwelle ist. Im Gegensatz zu Methode 1 werden hier die Lungenwerte nicht ausgespart, sondern praktisch gelöscht.

$$h^n(i) = f(i, \lambda_n, b_n) \quad \forall i < T_{LW}^n \quad (2.23)$$

- n: Anzahl der Fits
- h: Histogramm
- f: Fit-Funktion
- i: Binnummer

Ablaufschema zur klinischen Bildverarbeitung mit SAC/IR unter Verwendung von TSH₅

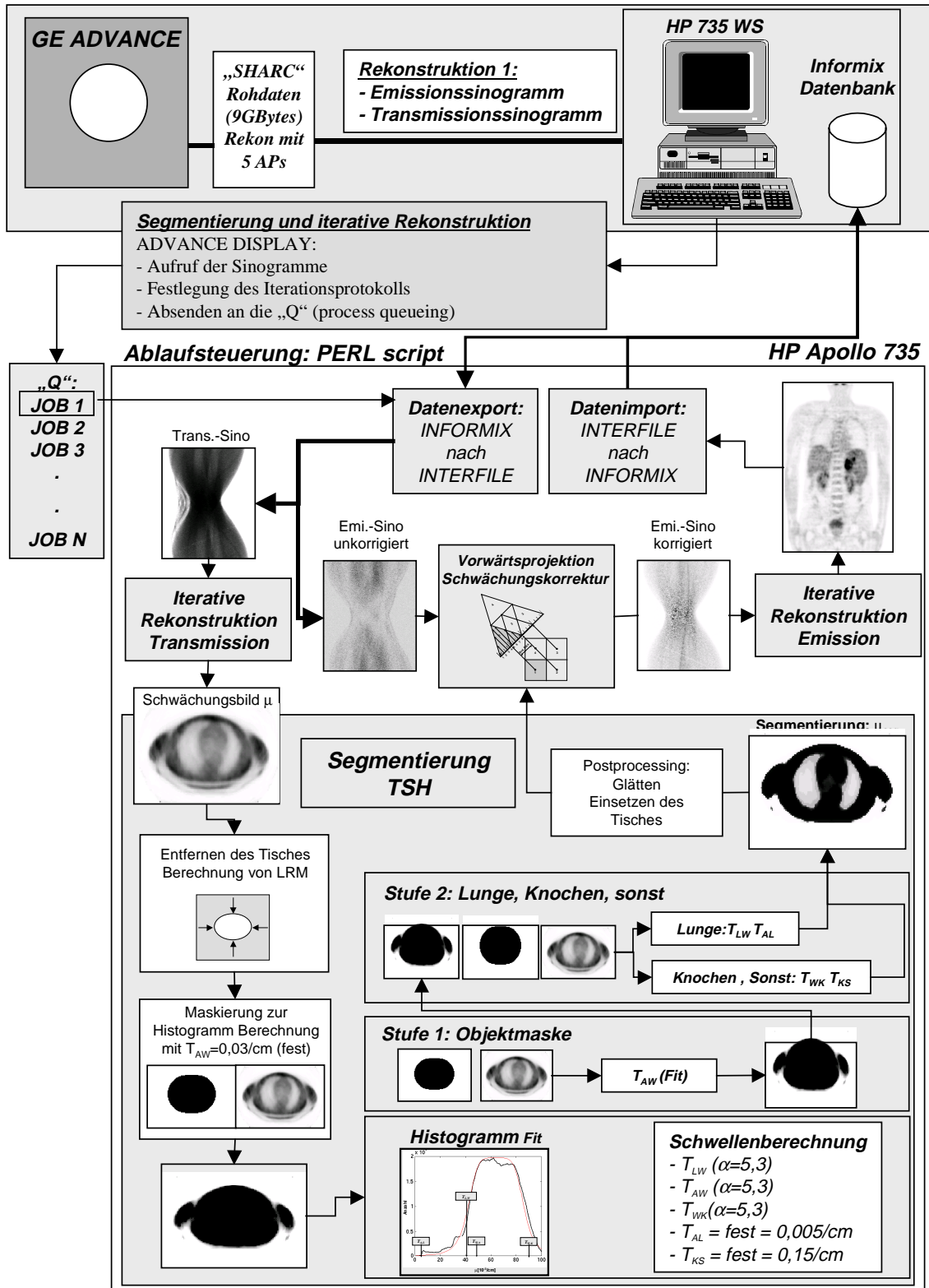


Abb. 2.3: Ablaufschema für die Segmentierung (TSH) und iterative Bildrekonstruktion („SAC/IR“) in der klinischen Routine: Im ersten Schritt werden Sinogramme (Emission und Transmission) auf dem Rekonstruktionsrechner des Systems „SHARC“ rekonstruiert. Diese Daten werden aus der INFORMIX-Datenbank auf UNIX-Ebene exportiert (Interfile Format). Ein PERL-Script steuert den Ablauf der in C programmierten Tools für die Segmentierung, Vorwärtsprojektion und iterative Rekonstruktion. Die Rechenzeit beträgt ungefähr 1h/FOV. Das Programmpaket ist in einem Netzwerkcluster von 6 Workstations (HP735) installiert, die zur Rekonstruktion genutzt werden.

2.2 Transmissions-Segmentierung mit Fuzzy Logic (TSF)

TSF („Transmission Segmentation by Fuzzy-Inference“) ist ein adaptives Fuzzy-Inferenzsystem, mit dem gemessene Schwächungsmatrizen segmentiert werden können. Die Anpassung der Zugehörigkeitsfunktionen erfolgt über die binäre Lungen-Weichteilschwelle, die durch den Histogramm-Fit (Kap. 2.1.3) berechnet wird, d.h. die Anpassung dieses Systems erfolgt wieder über ein „globales“ Wertheistogramm. Zur Erzeugung der Schwächungsbilder werden hier nur noch iterativ rekonstruierte Daten verwendet.

Zur Erweiterung des Fuzzy-Systems im Hinblick auf die Korrektur der Lungengröße nach Segmentierung, die durch systematische Unterschätzungen der Schwächungswerte bei kurzen Meßzeiten verzerrt werden kann (Abb. 1.3, Abb. 2.7), wurde zusätzlich ein System implementiert, das unter Verwendung eines Fuzzy-Kantendetektors und lokal berechneter Segmentierungsschwellen eine Größenkorrektur der Lunge ermöglicht. Dieses System arbeitet auf den segmentierten Schwächungsmatrizen, und ist deshalb auch auf binär segmentierte Matrizen (TSH) anwendbar. Dieses System wird mit „LC“ („lung correction“) bezeichnet.

2.2.1 Fuzzy-Inferenzsystem zur Segmentierung (TSF)

Objektmaske C_{ST} : Analog zur binären Segmentierung (TSH) wird im ersten Schritt die Objektmaske „ C_{ST} “ (st=„soft tissue“), d.h. die Matrix aller Pixel, die zum Patienten gehören, berechnet, und auf Weichteilschwächung gesetzt. C_{ST} dient als Eingabeparameter für das spätere Inferenzsystem und zur Berechnung der „Innenraummaske“ C_I , die die binäre Lungenraummaske (LRM) ersetzt. Zur Berechnung von C_{ST} wurde ein Inferenzsystem bestehend aus zwei Eingabeparametern (der gemessenen Schwächungsmatrix μ und der Lungenraummaske LRM) implementiert (Abb. 2.4). Für C_{ST} wurden die Zugehörigkeitsfunktionen „*outside*“ (o)² und „*soft tissue*“ (st), für LRM die Zugehörigkeitsfunktion „*false*“ (f), entsprechend einem Pixel außerhalb der möglichen Lungenraummaske, und „*true*“ (t), entsprechend einem Pixel innerhalb der Lungenraummaske, definiert. Das System ist durch zwei Regeln bestimmt. Der Unterschied zur Anwendung einer binären Patientenkontur besteht in der Berechnung eines „weichen“ Übergangs zwischen Außenraum und Patient, so daß die Unsicherheit in der Bildinformation sofort in den Berechnungsprozeß eingebunden werden kann.

Um eine genaue Konturfindung zu gewährleisten, müssen die Zugehörigkeitsfunktionen der Schwächungsmatrix auf der Eingabeseite an den Patientendatensatz angeglichen werden. Dies geschieht dadurch, daß zunächst die binären Schwellen mit dem in Kap. 2.1.3 beschriebenen Verfahren durch Histogramm-Fit berechnet werden. Die Schwellen des binären Systems werden zu den Schnittpunkten der Zugehörigkeitsfunktionen der Inferenzsysteme, was am Beispiel von C_{ST} bedeutet, daß der Schnittpunkt der Zugehörigkeitsfunktionen „*outside*“ (o) und „*soft tissue*“ (st) der binären Außenraum-Weichteilschwelle T_{AW} entspricht, bzw. die Zugehörigkeitsfunktionen so erzeugt werden, daß diese Bedingung erfüllt ist.

C_{ST} wird durch zwei Zugehörigkeitsfunktionen „*outside*“ (o) und „*soft tissue*“ (st) auf der Ausgabeseite des Systems durch COM-Defuzzifikation berechnet, die die Fuzzy-Inferenz gemäß der Strategie des besten Kompromisses in einen Schwächungskoeffizienten umwandelt (vgl. Kap. 1.7).

Innenraummaske C_I : Analog zur binären Segmentierung muß auch bei der Anwendung der Inferenzsysteme darauf geachtet werden, daß Lungenpixel nicht in der Nähe des Außenraum-Weichteilübergangs auf Lunge gesetzt werden, was bei der binären Segmentierung mit

² Die Programmierung der Fuzzy-Inferenz erfolgt unter MATLAB (Fuzzy Logic Toolbox). Die Eingabe der linguistischen Variablen erfolgt hier in englischer Sprache, weshalb die Variablen analog zu den implementierten Systemen englische Bezeichnungen tragen.

Histogramm-Fit (TSH) dadurch gewährleistet wurde, daß die Lungensegmentierung an die geschätzte Lungenraummaske LRM geknüpft war.

Hier wird der Begriff der „Innenraummaske“ C_1 eingeführt. Die Innenraummaske C_1 beschreibt den Zugehörigkeitsgrad eines Pixels i,j zur Objektmatrix und ergibt sich als Anzahl der Weichteilpixel N_w einer $n \times n$ großen Untermatrix, deren Zentrum das Pixel i,j ist, wobei N_w auf die Gesamtzahl n^2 der Pixel der Untermatrix normiert wird:

$$\mu\left(x - \frac{n-1}{2} : x + \frac{n-1}{2}, y - \frac{n-1}{2} : y + \frac{n-1}{2}\right) \tag{2.24}$$

Sind alle Pixel der Untermatrix um i,j Weichteilpixel, ist der Zugehörigkeitsgrad des Pixels zur Variable „innerhalb des Patienten“ eins ($\mu_{F,C_1}(i, j) = 1$). Bei der Berechnung von C_1 wurde $n=11$ gesetzt, d.h. das System interpretiert ein Pixel mit einem Abstand von ca. fünf Pixeln zum Außenraum als „sicher innerhalb“.

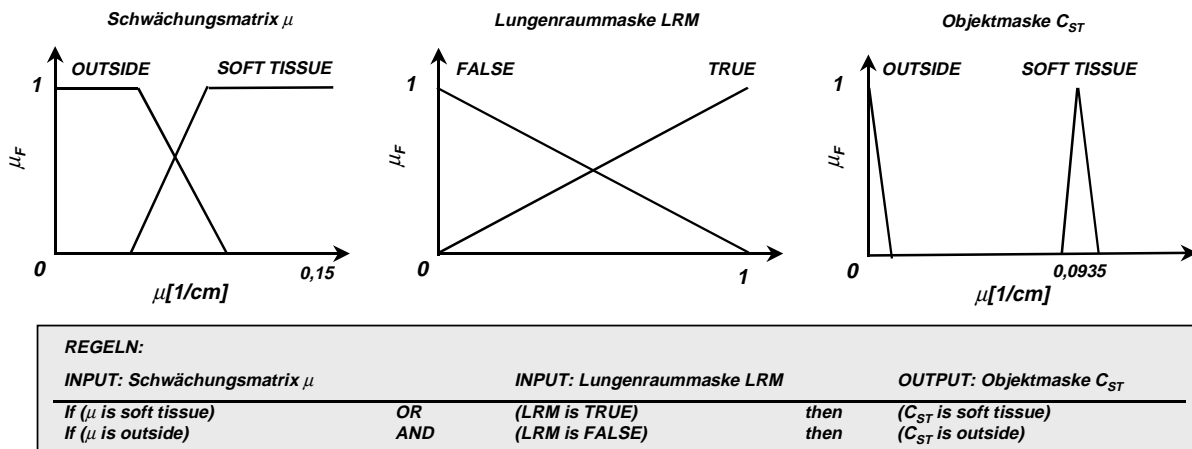


Abb. 2.4: Einfaches Fuzzy-System zur Berechnung der Objektmaske C , die mit Weichteilschwächungswerten gefüllt wird (C_{ST}). Der Schnittpunkt der beiden Zugehörigkeitsfunktionen der Schwächungsmatrix „outside“ und „soft tissue“ entspricht der binären Schwelle T_{Aw} .

Inferenzsystem zur Segmentierung: Das hier beschriebene Inferenzsystem ermöglicht die Einteilung der Schwächungsmatrix in Außenraum, Lunge und Weichteil, wobei die Knochensegmentierung aus Gründen der untergeordneten Bedeutung noch nicht implementiert wurde. Die Eingabeparameter des Systems sind C_{ST} , C_1 und die gemessenen Schwächungswerte μ .

Für den Schwächungskoeffizienten μ wurden die Zugehörigkeitsfunktionen „zero“ (z), „lung_low“ (ll), „lung_medium“ (lm), „lung_high“ (lh) und „soft_tissue“ (st) definiert (Tab. 2.3). Die drei verschiedenen Bereiche der Lungenwerte ermöglichen eine bessere Anpassung der Lungensegmentierung an die Inhomogenitäten der Lungenschwächung. Die Anpassung der Zugehörigkeitsfunktionen an die Werteverteilung der jeweiligen Schwächungsmatrix erfolgt wiederum über die binär berechneten Schwellen T_{AL} (untere Lungenschwelle) und T_{LW} (Lungen-Weichteilschwelle) (Abb. 2.5), aus denen zunächst der Abstand d_μ berechnet wird:

$$d_\mu = \frac{T_{LW} - T_{AL}}{6} \tag{2.25}$$

Bei TSF werden entweder Trapeze oder Dreiecke als Zugehörigkeitsfunktionen (Abb. 2.6 und Tab. 2.3) verwendet. Zur Bestimmung eines Trapezes werden vier Parameter (Minimum links = Para₁, Maximum links = Para₂, Maximum rechts = Para₃, Minimum rechts = Para₄) bestimmt, bei Dreiecken entsprechend drei. Die Maxima (Para₂ bei einem Dreieck) der

Lungenzugehörigkeiten berechnen sich nach Gl. 2.26, wobei die Variablennamen durch Nummern ersetzt wurden (st=1, lh=2, ll=3, usw.).

$$Para_2(\mu_{F,i}^\mu) = T_{LW} - (2i - 3) \cdot d_\mu \quad i = 2,3,4 \quad (2.26)$$

Für die rechte Grenze der Lungenvariablen gilt:

$$Para_3(\mu_{F,i}^\mu) = T_{LW} - (2i - 5) \cdot d_\mu \quad i = 2,3,4 \quad (2.27)$$

Die linke Grenze ergibt sich zu:

$$Para_1(\mu_{F,i}^\mu) = T_{LW} - (2i - 1) \cdot d_\mu \quad i = 2,3,4 \quad (2.28)$$

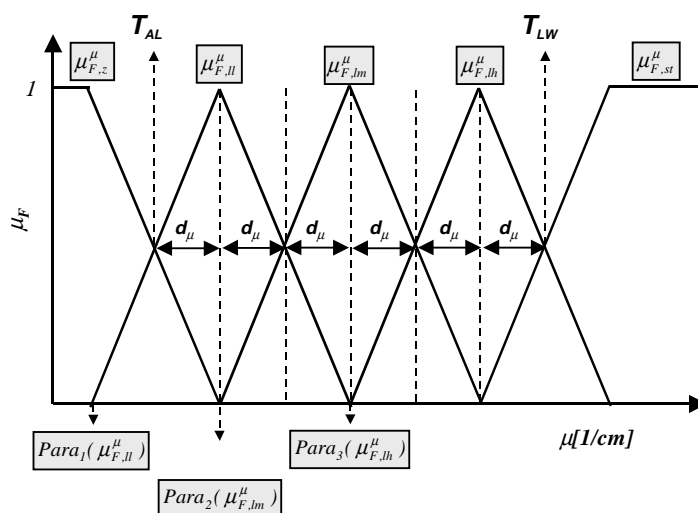


Abb. 2.5: Erzeugung der Zugehörigkeitsfunktionen für die Schwächungswerte μ als Eingabeparameter des Inferenzsystems durch die Anpassung an die binären Schwellen T_{AL} und T_{LW} .

Die variablen Parameter der Zugehörigkeitsfunktionen $\mu_{F,ST}^\mu$ ($Para_1(\mu_{F,ST}^\mu)$, $Para_2(\mu_{F,ST}^\mu)$) und $\mu_{F,z}^\mu$ ($Para_3(\mu_{F,z}^\mu)$ und $Para_4(\mu_{F,z}^\mu)$) ergeben sich ebenso aus T_{LW} und μ_d (Tab. 2.3).

Für den Eingabeparameter C_{ST} wurden entsprechend seiner Berechnung die Zugehörigkeitsfunktionen „outside“ (o) und „soft tissue“ (st) definiert. Die Innenraummaske C_1 wurde über Zugehörigkeitsfunktionen „outside“ (o), „edge“ (e) und „inside“ (i) bestimmt.

Die Ausgabegröße des Systems, der segmentierte Schwächungswert μ_{seg} , wurde mit fünf Zugehörigkeitsfunktionen analog zur Eingabegröße μ definiert, wobei jetzt die einzelnen Bereiche der verschiedenen Gewebetypen deutlich getrennt, und die Zugehörigkeitsfunktionen über die mittleren Schwächungswerte [ICRU44] definiert sind. Da die Lage der Zugehörigkeitsfunktionen auf der Ausgabeseite des Systems also nicht datenabhängig ist, ist durch ihre Festlegung eine Annahme über zu erwartenden Schwächungskoeffizienten fest implementiert.

Die Defuzzifizierung des Systems wurde mit der Strategie der wahrscheinlichsten Lösung implementiert, da das System bspw. keine Mischwerte zwischen Lunge und Weichteil berechnen, sondern eben diese Bereiche trennen (segmentieren) soll. Abb. 2.6 zeigt eine schematische Übersicht des Systems mit den entsprechenden Regeln:

Tab. 2.3: Zugehörigkeitsfunktionen für die Variablen μ , C_{ST} , C_I und μ_{seg} . Grau: „adaptive“ Parameter

	μ_F	Form	Para1	Para2	Para3	Para4	Gl.
μ	„zero“ (z): $\mu_{F,z}^\mu$	Trapez	0	0	$T_{LW}-5d_\mu$	$T_{LW}-3d_\mu$	(2.29)
	„lung_low“ (ll): $\mu_{F,ll}^\mu$	Dreieck	$T_{LW}-7d_\mu$	$T_{LW}-5d_\mu$	$T_{LW}-3d_\mu$	-	(2.30)
	„lung_medium“ (lm): $\mu_{F,lm}^\mu$	Dreieck	$T_{LW}-5d_\mu$	$T_{LW}-3d_\mu$	$T_{LW}-d_\mu$	-	(2.31)
	„lung_high“ (lh): $\mu_{F,lh}^\mu$	Dreieck	$T_{LW}-3d_\mu$	$T_{LW}-d_\mu$	$T_{LW}+d_\mu$	-	(2.32)
	„soft tissue“ (st): $\mu_{F,st}^\mu$	Trapez	$T_{LW}-d_\mu$	$T_{LW}+d_\mu$	0,1	0,1	(2.33)
C_{ST}	„outside“ (o): $\mu_{F,o}^{C_{ST}}$	Dreieck	0	0	0,0935	-	(2.34)
	„soft tissue“ (st): $\mu_{F,st}^{C_{ST}}$	Dreieck	0	0,0935	0,0935	-	(2.35)
C_I	„outside“ (o): $\mu_{F,o}^{C_I}$	Dreieck	0	0	1	-	(2.36)
	„edge“ (e): $\mu_{F,e}^{C_I}$	Dreieck	0	1	0	-	(2.37)
	„inside“ (i): $\mu_{F,i}^{C_I}$	Dreieck	0	1	1	-	(2.38)
μ_{seg}	„zero“ (z): $\mu_{F,z}^{\mu_{seg}}$	Dreieck	0	0	0,005	-	(2.39)
	„lung_low“ (ll): $\mu_{F,ll}^{\mu_{seg}}$	Dreieck	0,005	0,015	0,025	-	(2.40)
	„lung_medium“ (lm): $\mu_{F,lm}^{\mu_{seg}}$	Dreieck	0,015	0,025	0,03	-	(2.41)
	„lung_high“ (lh): $\mu_{F,lh}^{\mu_{seg}}$	Dreieck	0,025	0,035	0,045	-	(2.42)
	„soft tissue“ (st): $\mu_{F,st}^{\mu_{seg}}$	Dreieck	0,09	0,0935	0,097	-	(2.43)

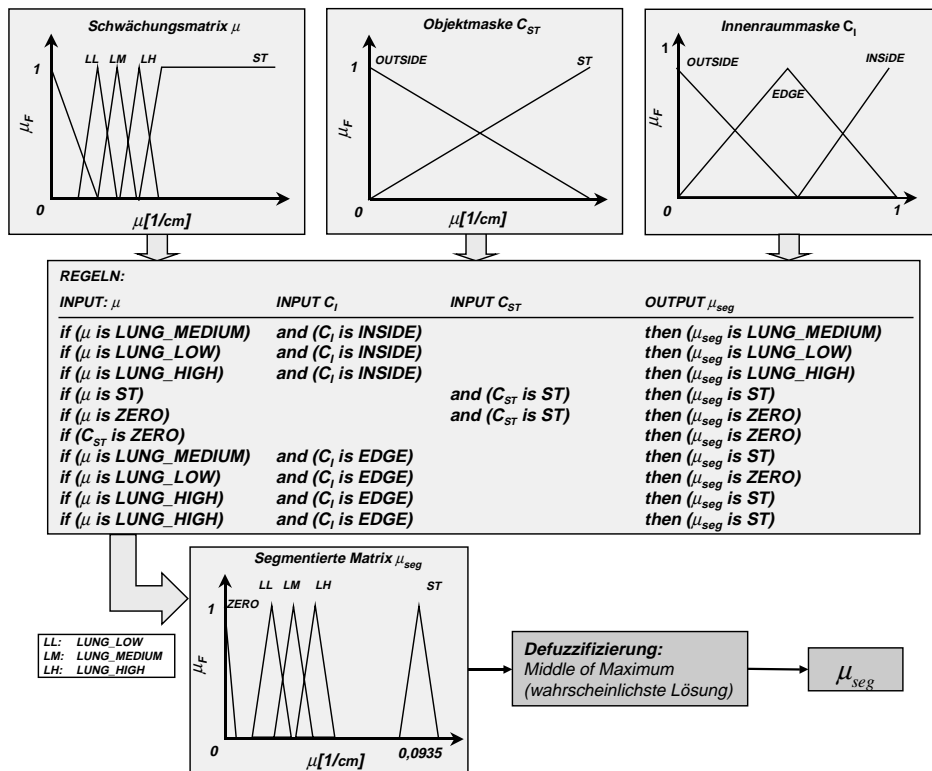


Abb. 2.6: TSF: Fuzzy-Inferenzsystem (FIS) zur Berechnung einer aus Weichteil, Lunge und Außenraum bestehenden segmentierten Schwächungsmatrix. Zwischen den Clustern der Zugehörigkeitsfunktionen des Outputs besteht im Gegensatz zur Fuzzifizierung auf der Eingabeseite eine deutlich Trennung, was letztendlich die Segmentierung und die Anhebung der entsprechenden Werte bewirkt.

2.2.2 System zur Kantenkorrektur der Lungen (LC)

Wie in Kap. 1.2 (Abb. 1.3) schon erläutert wurde, sinkt das Niveau der Weichteilschwächungswerte in den zentralen Bereichen bei kurzen Meßzeiten stark ab, was dazu führt, daß die Lunge von zwei unterschiedlichen Weichteilniveaus ($\mu_{W,au\beta en}$, $\mu_{W,innen}$, Abb. 2.7) umgeben ist. Für die Lungen-Weichteilschwelle bedeutet das, daß sie so niedrig sein muß, daß der Bereich $\mu_{W,innen}$ noch als Weichteil erkannt wird. Das bedeutet aber auch, daß eine „globale“ Schwelle für die Abgrenzung der Lunge zu $\mu_{W,innen}$ zu hoch liegt (die Lunge wird nach innen hin zu groß segmentiert), und für die Abgrenzung zum Niveau $\mu_{W,au\beta en}$ eventuell zu niedrig liegt (die Lunge wird nach außen hin zu klein segmentiert). Die Lungensegmentierung beider bisher implementierten Systeme basiert auf der Schwelle T_{LW} (bei TSH als binäre Segmentierungsschwelle, bei TSF zur Anpassung des Inferenzsystems), die aus der Gesamtwerteverteilung berechnet wird, so daß dieser lokale Effekt bei beiden Systemen entsteht.

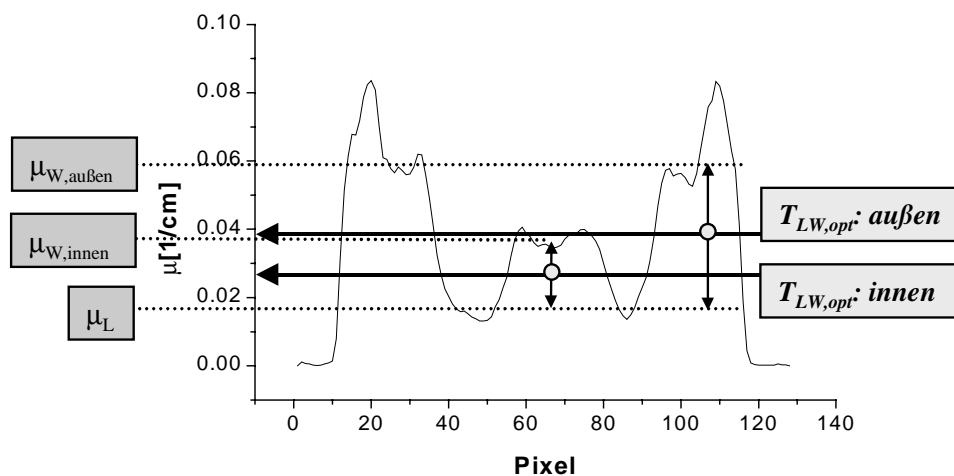


Abb. 2.7: Profil durch die Schwächungsmatrix des Müller-Phantoms bei $t=30s$. Die unterschiedlichen Niveaus zwischen Weichteil innen und Weichteil außen machen lokale Schwellen zur Segmentierung notwendig.

Zur Realisation der lokalen Lungenkorrektur („lung correction“, LC) wird zunächst eine Kantendetektion auf dem segmentierten Bild durchgeführt. Dies geschieht durch einen Fuzzy-Kantendetektor, der den Zugehörigkeitsgrad eines Pixels zur Variable „Kante“ berechnet [Tiz97]:

$$\mu_{F,Kante}(i,j) = 1 - \frac{1}{1 + \frac{\sum_N |\mu(x,y) - \mu(i,j)|}{\Delta}} \quad (2.44)$$

- N: Anzahl der Nachbarschaften
- $\mu(x,y)$: Nachbarpixel
- i,j: Pixel, für das die Zugehörigkeit zur Kante berechnet wird
- Δ : Gewichtungsfaktor

Hierbei entspricht N der Zahl der Nachbarschaften, d.h. der Zahl der Pixel, die zur Berechnung der Kantenfunktion berücksichtigt werden. Der Parameter Δ beeinflusst das Aussehen des Kantenbildes. Für $\Delta=N$ werden die Differenzen gemittelt und somit auch sehr feine Kanten detektiert. Für $\Delta=\max(\mu)$ werden die feinen Übergänge unterdrückt, und für $\Delta=L-1$, wobei L die Anzahl der Graustufen im Bild ist, kann man die stärksten Kanten

extrahieren. Für die Berechnung des Kantenbildes der segmentierten Matrix wurde $\Delta = \max(\mu)$ und $N=4$ gesetzt.

Die Anwendung dieses Operators auf das segmentierte Schwächungsbild liefert eine Darstellung aller im Bild vorhandenen Kanten K_{tot} , also auch die Abgrenzung der Schwächungsmatrix zum Außenraum (Abb. 2.8). Zur Unterdrückung der äußeren Kante, die nicht mehr verändert werden soll, wird K_{tot} mit der inneren Matrix C_I multipliziert.

$$K_{lunge} = K_{tot} \cdot [C_I]^m \quad (2.45)$$

Es hat sich gezeigt, daß erst eine Verstärkung der Dämpfung der äußeren Kante durch mehrmaliges Anwenden der inneren Matrix auf K_{tot} das gewünschte Ergebnis liefert. Bei der Implementierung wurde $m=5$ gesetzt.

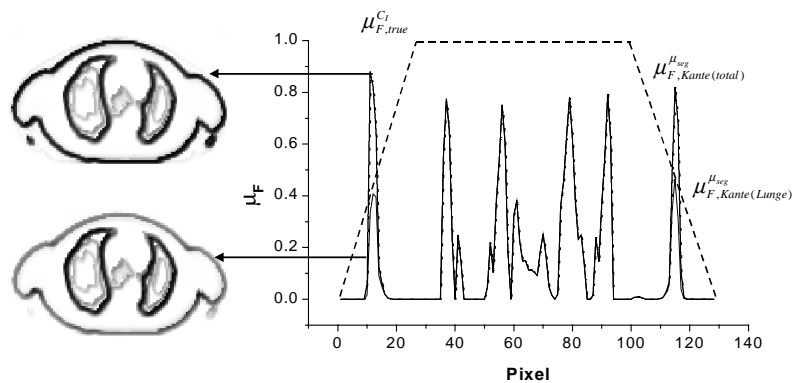


Abb. 2.8: Prinzip der Dämpfung bei der Kantendetektion: Das Kantenbild K_{tot} wird pixelweise mit dem Zugehörigkeitsgrad $\mu_{F,true}^{C_I}$ eines Pixels zum Innenraum des Patienten multipliziert, und somit die äußere Kante gedämpft. Der Effekt wird durch mehrfache Anwendung verstärkt.

Für jedes Pixel $K_{lunge}(i,j) > 0,5$ wird dann das Histogramm einer Untermatrix der Schwächungskoeffizienten μ mit Dimension n (muß ungerade sein, hier: $n=11$) um den Mittelpunkt i,j berechnet, und eine neue Lungen-Weichteilschwelle T_{LW}^l nach Gl. 1.15 (Referenzmethode) bestimmt. Diese Schwelle ist jetzt „lokal“, da sie ja für jedes Pixel am Lungenrand neu bestimmt wird. Ferner liefert diese Schwellenberechnung die Mittelwerte $\bar{\mu}_L, \bar{\mu}_W$ (Gl. 1.7) der beiden Cluster, die durch T_{LW}^l getrennt werden. Das neu segmentierte Pixel wird auf einen Mischwert zwischen Lunge und Weichteil gesetzt, wobei die Berechnung der Wahrscheinlichkeiten p nach Gl. 2.21 erfolgt. Als Lungenschwächungswert in Gl. 2.22 wird jetzt $\bar{\mu}_L$ verwendet. Die Vorschrift für die erneute Segmentierung lautet:

$$\begin{aligned} \mu'_{seg}(i,j) &= p_L \cdot \bar{\mu}_L + p_W \cdot 0,0935 / cm & \forall \mu(i,j) > T_{WL}^l(i,j) \wedge K_{lunge}(i,j) > 0,5 \\ \mu'_{seg}(i,j) &= \mu(i,j) & \forall \mu(i,j) \leq T_{WL}^l(i,j) \wedge K_{lunge}(i,j) > 0,5 \end{aligned} \quad (2.46)$$

Abb. 2.9 zeigt ein Ablaufschema für die Anwendung von TSF mit Lungenkorrektur (LC).

Ablaufschema TSF mit Lungenkorrektur

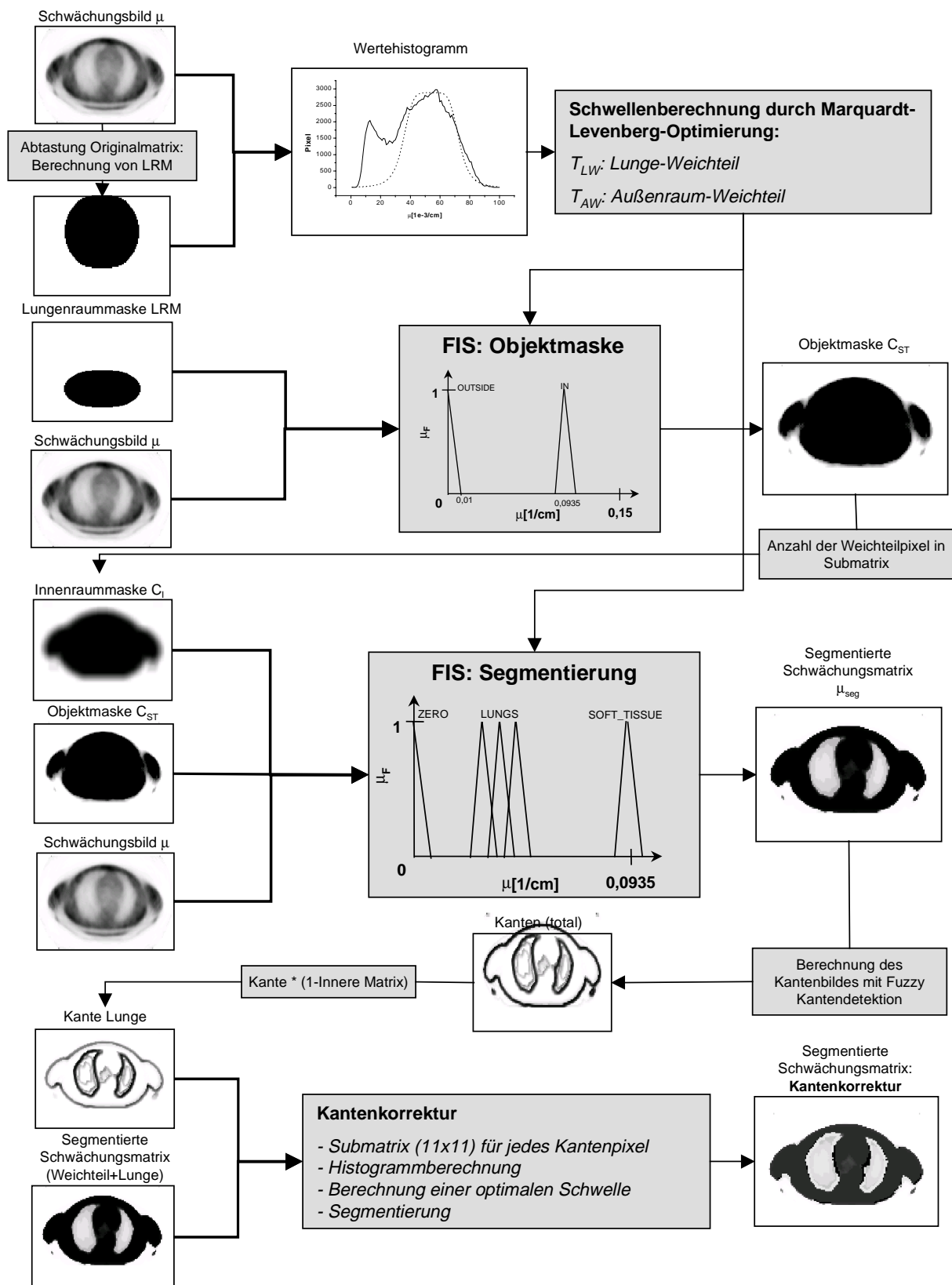


Abb. 2.9: Ablaufschema eines kompletten Segmentierungsprozesses: Die Erzeugung des Fuzzy-Inferenzsystems zur Segmentierung geschieht mit Hilfe der binären Schwellwertberechnung. Nach der Segmentierung der Schwächungsmatrix wird der Lungenrand durch Anwendung eines Fuzzy-Kantendetektors und eines lokalen Schwellenoperators erneut segmentiert. Die Kantenkorrektur ist auch auf binär segmentierte Daten (TSH) anwendbar.

2.3 Emissions-Segmentierung mit Fuzzy Logic (ESF)

ESF („Emission Segmentation by Fuzzy-Inference“) ist eine Methode, die die Berechnung von segmentierten Schwächungsmatrizen ohne Messung der Schwächungsverteilung aus nicht schwächungskorrigierten [¹⁸F]-FDG-Emissionsbildern ermöglicht. Es wird ausgenutzt, daß sich die Lungenstrukturen und die Patientenkontur als Schwächungsartefakt darstellen, was insbesondere in koronalen Schichten deutlich zu erkennen ist (Abb. 2.10). Die Segmentierung basiert wiederum auf einem Fuzzy-Inferenzsystem, wobei die Objektmatrix jetzt als konvexe Patientenkontur aus Emissionssinogrammen berechnet wird.

2.3.1 Linguistisches „Pseudo“-Regelsystem

Zur Implementierung des Systems wurden die in den Bildern vorkommenden Pixelintensitäten im Vergleich mit einer gemessenen Schwächungsverteilung den verschiedenen Clustern zugeordnet. Dies ist notwendig, da hier im Gegensatz zur gemessenen Schwächungsverteilung kein direkter Zusammenhang zwischen dem Wert eines Pixels und dessen Schwächungswert besteht.

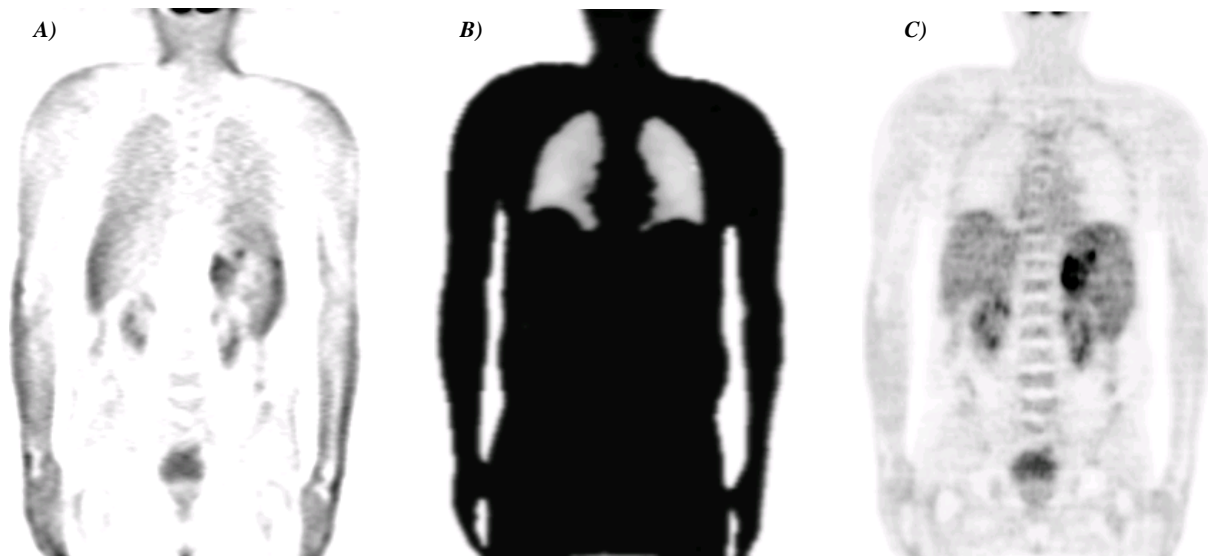


Abb. 2.10: Klassifizierung bei Verwendung von FDG-Emissionsbildern zur Segmentierung: a) Nicht schwächungskorrigiertes Emissionsbild (koronal): wichtigste Merkmale sind die Anreicherung der Lunge und der Patientenkontur, sowie die Anreicherung der Leber, die eine automatische Abgrenzung der Lunge vom Abdomen verhindert. b) Segmentierte Schwächungsmatrix: Eine mittlere Intensität im Emissionsbild entspricht einmal Lungenschwächung (für Pixel im Lungenbereich), zum anderen Weichteilchwächung in der Leber. c) Korrigiertes Emissionsbild: Im korrigierten Bild zeigt sich, daß die Lungen kaum Aktivität speichern, d.h. die Lungenanreicherung im unkorrigierten Bild ist ein Artefakt, der durch die fehlende Schwächungskorrektur hervorgerufen wird.

Die Pixelintensitäten der unkorrigierten Bilder wurden „intuitiv“ in drei Wertebereiche eingeteilt, wobei zunächst ein linguistisches „Pseudo“-Regelsystem entsteht, das hier zu Erläuterung verwendet wird, und später als Basis für die Implementierung der Fuzzy-Inferenz dient:

1) „niedrige“ Pixelintensität: ist die Intensität eines Pixels 0 oder in der Nähe von 0, wird das Pixel auf Weichteilchwächung gesetzt, wenn es innerhalb des Patienten liegt. Liegt es außerhalb des Patienten, wird es dem Außenraum ($\mu=0/\text{cm}$) zugeordnet. Dieser Entscheidungsprozeß wird mit Hilfe der Patientenkontur bewerkstelligt, die hier aus den Emissionssinogrammen gewonnen wird. Die Vorschrift für die Segmentierung in linguistischer Form lautet:

- 1: *hat ein Pixel „niedrige“ Intensität und liegt innerhalb des Patienten, ist es ein Weichteilpixel,*
- 2: *hat ein Pixel „niedrige“ Intensität und liegt außerhalb des Patienten, ist es ein Außenraumpixel.*

2) „mittlere“ Pixelintensität: mittlere Intensitäten finden sich z.B. in der Lunge, in der Leber und am Rand des Patienten. Die Leber speichert FDG homogen und wird dem Weichteilcluster zugeordnet, d.h. eine tatsächlich vorhandene Aktivitätsanreicherung wird geschwächt, wodurch die Speicherung der Leber als „mittlere“ Intensität erscheint. Die mittlere Intensität der Lunge und der Patientenkontur entsteht durch einen Schwächungsartefakt.

Pixel mit mittlerer Intensität werden also auf Lungenschwächung gesetzt, wenn sie innerhalb der Lungenraummaske liegen, bzw. auf Weichteilschwächung gesetzt, wenn sie innerhalb des Abdomens liegen, wobei diese Unterscheidung an realen Daten manuell umgesetzt werden muß. Im Falle der Randpixel gehören sie nicht mehr zum Körper und werden dem Außenraum zugeordnet.

Das Regelsystem formuliert sich wie folgt:

- 1: *hat ein Pixel „mittlere“ Intensität und liegt innerhalb der Lungenraummaske, ist es ein Lungenpixel,*
- 2: *hat ein Pixel „mittlere“ Intensität und liegt außerhalb der Lungenraummaske, ist es ein Weichteilpixel,*
- 3: *hat ein Pixel „mittlere“ Intensität und liegt auf der Außenraum-Weichteilkante, ist es ein Außenraumpixel.*

3) „hohe“ Pixelintensität: Pixel mit hoher Intensität, z.B. Läsionen oder das Myokard bei nicht nüchternen Patienten, werden unabhängig ihrer Lage auf Weichteilschwächung gesetzt. Die Vorschrift lautet also:

- 1: *hat ein Pixel „hohe“ Intensität, ist es ein Weichteilpixel.*

Gemäß dieser groben Orientierung wurde zunächst ein Prototyp für die Segmentierung einer Lungenschicht entwickelt (ESF_{Proto}), bei dem anatomische Parameter, wie die Einbindung einer Maske für den Körperstamm und der Arme, die im wesentlichen noch manuell angepaßt wurde, implementiert wurden. Das zweite System (das eigentliche ESF, Kap. 2.3.4), das ohne diese Maskierungen arbeitet, wurde im Hinblick auf eine möglichst automatische Segmentierung entwickelt. Basis für beide Segmentierungen ist zunächst die Berechnung der Objektmaske aus den unkorrigierten Emissionssinogrammen.

2.3.2 Berechnung der Objektmaske als konvexe Patientenkontur

Die Patientenkontur wird auf Sinogrammebene berechnet. Zunächst wird der Mittelwert der Ereignisse einer vordefinierten Untergrund-ROI (ROI_U) (Abb. 2.11) für jede Schicht berechnet, um die Schwelle T_{AW}^P (Außenraum-Weichteilschwelle des Sinogramms P) für die Festlegung der Grenzpixel zu bestimmen. Die Sinogrammwerte werden auf die Meßzeit t in Sekunden normiert. Bei der Festlegung der Schwelle wird der 5-fache Untergrundwert verwendet, wobei der Untergrundwert zunächst über die z-Achse geglättet wird. Nach der Festlegung der Schwellen wird das Sinogramm zeilenweise mit einer 3x3 Pixel großen Testmatrix U aus beiden Richtungen (von i=0 und i=280) bei konstantem ϕ abgetastet. Der Suchprozeß aus den jeweiligen Richtungen wird dann abgebrochen, wenn der Mittelwert der Testmatrix $U_{\phi i} > T_{AW}^r$ wird, wodurch letztendlich zwei Konturlinien $K_{L1}(\phi)$ und $K_{L2}(\phi)$ festgelegt werden. Diese werden über ϕ und z (entlang der z-Achse) mit einem 5 Bins breiten Median-Filter geglättet.

Jeder Punkt $K_{L,n}(\varphi)$ ($n=1,2$) definiert eine Linie, die im kartesischen Koordinatensystem des Scanners die Patientenoberfläche gerade berührt. Die Objektmaske wird dadurch berechnet, daß jeder Konturpunkt $K_{L,n}(\varphi)$ des Sinogramms in die entsprechende Linie des kartesischen Koordinatensystems umgewandelt wird. Zur Initialisierung von C werden alle Pixel auf den Wert 1 gesetzt. Pixel, die dann von einer solchen Linie „getroffen“ werden, erhalten den Wert 0. Somit bleibt die Konturmatrix als konvexe Patientenkontur mit den Einträgen 1 stehen. Für die Beschreibung der Lage einer Koinzidenzlinie des Sinogramms $P(\varphi,r)$ wird die Hesse-Form der Geraden verwendet:

$$x \cdot \cos \varphi + y \cdot \sin \varphi - r = 0 \quad (2.47)$$

j: Projektionswinkel
 r: senkrechter Abstand zum Koordinatenursprung
 x,y: kartesische Koordinaten

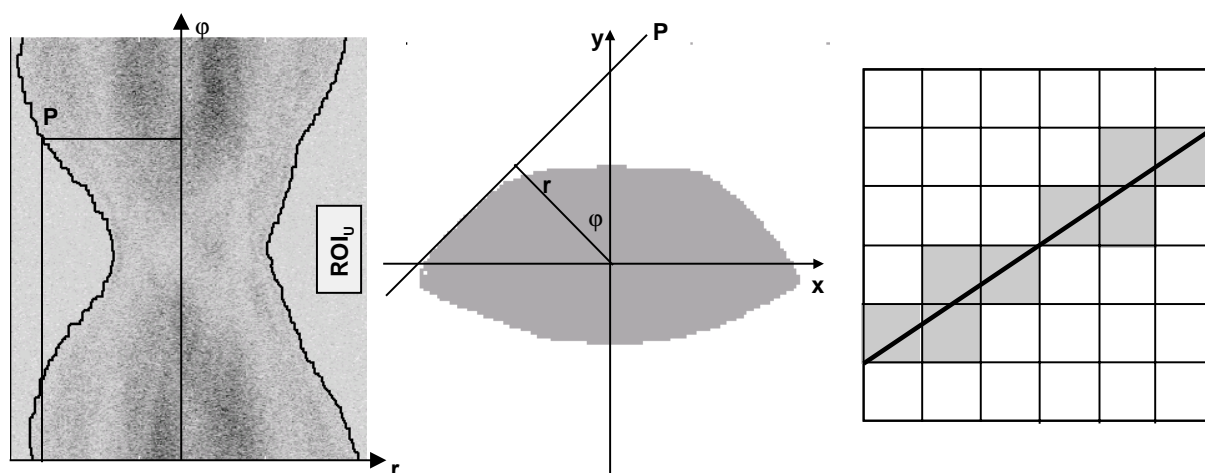


Abb. 2.11: Berechnung der konvexen Konturmatrix. Links: Sinogramm $P(r,\varphi)$ mit Konturverlauf. Mitte: Ein Punkt $P(r,\varphi)$ der Konturlinie K_L kann über die Hesse Form in kartesischen Koordinaten ausgedrückt werden. Rechts: alle Pixel, die von K_L im kart. System „getroffen“ werden, werden auf 0 gesetzt. Die Konturmatrix $C(i,j) = 1$ (Mitte, grau) bleibt stehen.

2.3.3 Prototyp für die Segmentierung von Emissionsdaten (ESF_{Proto})

Das erste implementierte Fuzzy-Inferenzsystem ESF_{Proto}, das im Sinne einer „Machbarkeitsstudie“ für die Segmentierung einer Lungenschicht zu sehen ist, integriert geschätzte anatomische Informationen, wie die Lage der Lunge, des Körperstamms und der Arme in den Segmentierungsprozeß durch teilweise interaktives Einsetzen der einzelnen Strukturen in die Objektmaske C : Die Arme und der Körperstamm werden durch Ellipsen, die geschätzte Lungenraummaske, hier LRM_F, durch zwei Halbkreise und zwei Rechtecke simuliert. Für jede Ellipse werden die beiden Halbachsen, der Mittelpunkt und bei den Armen zusätzlich ein Kippwinkel bestimmt. Diese Anpassung erfolgt manuell. Die Ellipsen werden dann in die Objektmaske eingesetzt, in dem die entsprechenden Bereiche mit auf den Wert 2 gesetzt werden. Die Objektmaske C_a enthält dann die Einträge 0 für den Außenraum, 1 für die konvexe Kontur und 2 für die geschätzten anatomischen Parameter. Im nächsten Schritt wird C_a mit einem 1-2-1 Filter zweimal geglättet, um weiche Übergänge zwischen den Strukturen zu erzeugen.

Die Bestimmung der geschätzten Lungenraummaske LRM_F geschieht teilweise automatisch durch die Abtastung der Objektmaske C_a , analog zu dem Verfahren aus Kap. 2.1.2. Damit lassen sich die Parameter R , X_{MI} , X_{MR} , Y_o und Y_u bestimmen. Zusätzlich werden die Parameter X_{d1} und X_{d2} interaktiv festgelegt, um LRM_F in der Mitte zu trennen. Abb. 2.12 zeigt die Objektmaske eines Testdatensatzes mit der eingesetzten Funktion LRM_F, sowie einen

Vergleich mit einer gemessenen Transmission des entsprechenden Patienten. Vor der Berechnung der Fuzzy-Inferenz wird LRM_F analog zu C_a geglättet, bevor sie später als Eingabe für die Fuzzy-Inferenz verwendet wird.

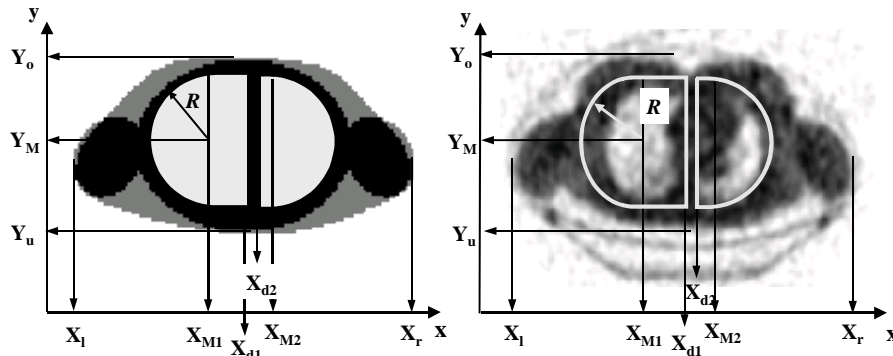


Abb. 2.12: Links: Parameter zur Festlegung der Lungenraummaske LRM_F aus der Konturmatrix C_a . Mitte: Vergleich der geschätzten Lungenraummaske LRM_F mit der tatsächlichen Schwächungsmatrix des Patienten. Rechts: LRM_F geglättet.

Tab. 2.4: ESF_{proto} : Fuzzifizierung der Variablen A_{nk} , C_a und LRM_F

	μ_F	Form	Para ₁	Para ₂	Para ₃	Para ₄
A_{nk}	„zero“: $\mu_{F,zero}^{A_{nk}}$	Trapez	0	0	$0,8 \cdot \bar{A}_{L,nk}$	$\bar{A}_{L,nk}$
	„medium“: $\mu_{F,medium}^{A_{nk}}$	Dreieck	$0,8 \cdot \bar{A}_{L,nk}$	$\bar{A}_{L,nk}$	$1,2 \cdot \bar{A}_{L,nk}$	-
	„high“: $\mu_{F,high}^{A_{nk}}$	Trapez	$\bar{A}_{L,nk}$	$1,2 \cdot \bar{A}_{L,nk}$	$\max(A_{nk})$	$\max(A_{nk})$
C_a	„outside“ $\mu_{F,outside}^{C_{n,k}}$	Dreieck	0	0	1	-
	„edge“ $\mu_{F,edge}^{C_{n,k}}$	Dreieck	0	1	2	-
	„inside“ $\mu_{F,inside}^{C_{n,k}}$	Dreieck	1	2	2	-
LR_F	„outside“ $\mu_{F,outside}^{LR_F}$	Dreieck	0	0	1	-
	„inside“ $\mu_{F,inside}^{LR_F}$	Dreieck	0	1	1	-
μ_{seg} (Ausgabe)	„zero“ $\mu_{F,zero}^{\mu_{\text{seg}}}$	Dreieck	0	0	0,01/cm	-
	„lung“ $\mu_{F,lung}^{\mu_{\text{seg}}}$	Dreieck	0,02/cm	0,025/cm	0,03/cm	-
	„soft tissue“ $\mu_{F,soft\ tissue}^{\mu_{\text{seg}}}$	Dreieck	0,090/cm	0,0935/cm	0,097/cm	-

Das Inferenzsystem besteht aus drei Eingabematrizen, der Objektmaske C_a , der geschätzten Lungenraummaske und den iterativ rekonstruierten Emissionsbildern A_{nk} (nk : „nicht korrigiert“). A_{nk} wird mit einem 1-2-1 Kernel geglättet, bevor die Inferenz berechnet wird. Die Anpassung des Systems geschieht über die Festlegung des Wertebereiches „mittlere Intensität“. Hierzu wird eine 10x10 Pixel große, quadratische ROI in der Lungenraummaske des unkorrigierten Bildes plziert (interaktiv), und der Mittelwert $\bar{A}_{L,nk}$ der Region berechnet, mit dem dann das Maximum der Zugehörigkeitsfunktion $\mu_{F,medium}^{A_{nk}}$ bestimmt wird. Zusätzlich wurden zur Fuzzifizierung des unkorrigierten Bildes noch die Zugehörigkeitsfunktionen $\mu_{F,high}^{A_{nk}}$ für „hohe Intensitäten“ und $\mu_{F,zero}^{A_{nk}}$ für „niedrige Intensität“ eingeführt. Tab. 2.4 zeigt die Fuzzifizierung der einzelnen Variablen und die Festlegung der Wertebereiche. Auf der Ausgabeseite des Systems wurde der segmentierte Schwächungswert μ_{seg} mit den drei Zugehörigkeitsfunktionen „zero“, „lung“ und „soft tissue“ fuzzifiziert. Die Regulierung des

Systems erfolgt mit 7 Basisregeln, die in Tab. 2.5 abgebildet sind. Die Defuzzifizierung erfolgt mit der Centroid-Methode.

Tab. 2.5: ESF_{Proto} : Basisregeln für das System.

1	if A_{nk} is zero and C_a is inside and LR_f is inside	then μ_{seg} is soft tissue
2	if A_{nk} is zero and C_a is edge	then μ_{seg} is soft tissue
3	if A_{nk} is zero and C_a is outside	then μ_{seg} is zero
4	if A_{nk} is medium and LR_f is inside	then μ_{seg} is lung
5	if A_{nk} is medium and C_a is inside and LR_f is outside	then μ_{seg} is soft tissue
6	if A_{nk} is medium and C_a is edge	then μ_{seg} is zero
7	if A_{nk} is high	then μ_{seg} is soft tissue

2.3.4 System 2: Emissions-Segmentierung mit Fuzzy-Inferenz (ESF)

Das hier vorgestellte System erlaubt die automatische Segmentierung von FDG-Emissionsdaten ohne die Einbindung anatomischer Information und ohne interaktives Festlegen der Zugehörigkeitsfunktionen, d.h. das Fuzzy System wird über eine Histogrammanalyse an die jeweiligen Datensätze angepaßt. Die Grundlage der Segmentierung ist die Objektmaske C. Aus C wird analog zur Segmentierung gemessener Daten die Innenraummaske C_1 berechnet und zusätzlich alle Pixel in C mit Eintrag 1 auf Weichteilschwächung gesetzt, wodurch die Matrix „ C_{ST} “ entsteht. Das System führt eine zweistufige Segmentierung durch: In Stufe 1 wird die Lungenmatrix $\mu_{seg,L}$ berechnet, in Stufe 2 die Korrektur der Patientenkontur, die in C_{ST} (bei ESF) ja nur in konvexer Form vorliegt. Beide Regionen enthalten Pixel mit mittlerer Intensität, wobei das Lungenpixel auf Lungenschwächung, das Pixel in der Randregion des Patienten auf $\mu=0/cm$ gesetzt wird.

Lungensegmentierung

Das iterativ rekonstruierte Emissionsbild A_{nk} wird mit der Innenraummaske C_1 analog zu Gl. 2.45 mehrmals multipliziert ($n=5$). Das Resultat ist die Matrix $A_{nk,i}$, bei der alle Kantenpixel gedämpft sind.

$$A_{nk,i} = A_{nk} \cdot [C_1]^n \quad (2.48)$$

Von allen Pixeln i,j , für die $C_1(i,j)=1$ ist, wird das Wertheistogramm H_i der Matrix $A_{nk,i}$ berechnet. Dieses Histogramm enthält typischerweise einen Peak bei $A=0$, der die verbleibenden Nullwerte repräsentiert, und einen weiteren Peak bei höheren Intensitäten, der die Lungenanreicherung repräsentiert. Im Beispiel in Abb. 2.13 liegt dieses Maximum bei ungefähr $A=2,2$.

Im nächsten Schritt wird der Mittelwert \bar{A} des originalen Histogramms berechnet, der dazu benutzt wird, eine Dämpfungsfunktion F_d zur Dämpfung des „Nullpeaks“ des Histogramms zu bestimmen:

$$F_d = \begin{cases} e^{-\frac{(A-\bar{A})^2}{\left(\frac{\bar{A}}{2\sqrt{\ln(2)}}\right)^2}} & A < \bar{A} \\ 1 & \text{sonst} \end{cases} \quad (2.49)$$

Das gedämpfte Histogramm $H_{i,d}$ ergibt sich aus der Multiplikation der originalen Daten mit der Dämpfungsfunktion F_d . Wie in Abb. 2.13 dargestellt, wird eine Gaussfunktion an das

gedämpftes Histogramm über einen Least-Square-Ansatz angepaßt. Die Ergebnisparameter des Fits werden zur Berechnung des Fuzzy-Inferenzsystems verwendet. Gl. 2.50 zeigt die Nomenklatur der gefitteten Funktion, wobei die angepaßten Parameter B , \bar{A} und a sind.

$$f(A_{nk,i}) = B \cdot e^{-\frac{(A-\bar{A})^2}{a^2}} \tag{2.50}$$

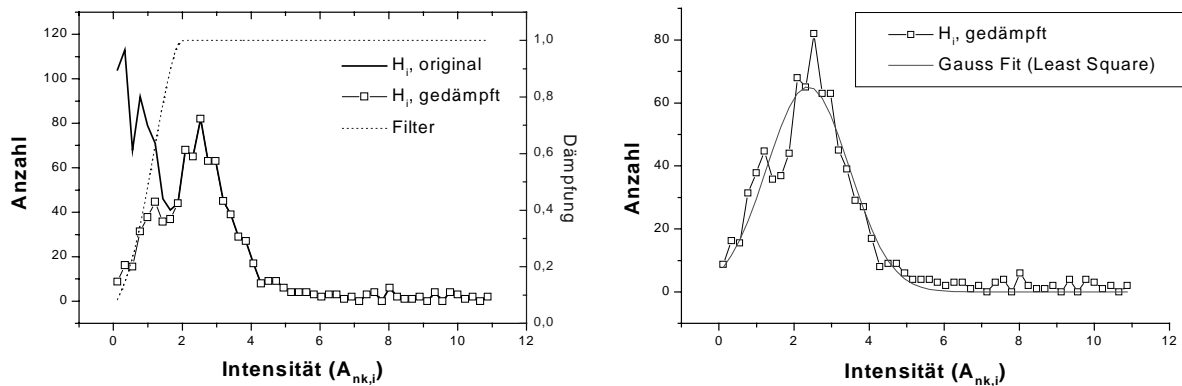


Abb. 2.13: Werteverteilung der Intensitäten des unkorrigierten Bildes $A_{nk,i}$ (nur Innenraum). Zur Unterdrückung des Peaks bei $A=0$ wird das Histogramm gedämpft, um dann eine Gaussfunktion anzupassen, aus der später die Zugehörigkeitsfunktionen für die Segmentierung berechnet werden.

Das Fuzzy-Inferenzsystem zur Berechnung der Lungen besteht aus einer Eingabematrix $A_{nk,i}$, drei Regeln, und liefert eine Matrix mit 128×128 Pixeln zurück, die die Schwächungswerte der Lungen enthält. Die Regeln für das System sind in Tab. 2.7 abgebildet. Tab. 2.6 zeigt die Definition der Zugehörigkeitsfunktionen. Das System wird über die Centroid-Methode defuzzifiziert.

Tab. 2.6: ESF: Fuzzifizierung der Variablen A_{nk} und $\mu_{seg,L}$

	μ_F	Form	Para1	Para2	Para3	Para4	Gl.
A_{nk}	„zero“: $\mu_{F,zero}^{A_{n,k}}$	Trapez	0	0	$\bar{A} - \frac{1}{2} a \sqrt{\ln 2}$	\bar{A}	(2.51)
	„medium“: $\mu_{F,medium}^{A_{n,k}}$	Dreieck	$\bar{A} - \frac{1}{2} a \sqrt{\ln 2}$	\bar{A}	$\bar{A} + 2 a \sqrt{\ln 2}$	-	(2.52)
	„high“: $\mu_{F,medium}^{A_{n,k}}$	Trapez	\bar{A}	$\bar{A} + 2 a \sqrt{\ln 2}$	$\max(A_{nk,i})$	$\max(A_{nk,i})$	(2.53)
$\mu_{seg,L}$	„zero“ $\mu_{F,zero}^{\mu_{seg}}$	Dreieck	0	0	0,01/cm	-	(2.54)
	„lung“ $\mu_{F,lung}^{\mu_{seg}}$	Dreieck	0,02/cm	0,025/cm	0,03/cm	-	(2.55)

Tab. 2.7: ESF: Regeln für die Lungensegmentierung

1	if	$A_{nk,i}$	is	zero	then	$\mu_{seg,L}$	is	zero
2	if	$A_{nk,i}$	is	medium	then	$\mu_{seg,L}$	is	lung
3	if	$A_{nk,i}$	is	high	then	$\mu_{seg,L}$	is	zero

Korrektur der Patientenkontur

Die Korrektur der Kontur erfolgt nach demselben Prinzip wie die Berechnung der Lungenpixel, d.h. die Region, in der die Berechnung erfolgt, wird maskiert (Abb. 2.14). Mit Hilfe von C_I wird eine Maskierung der Kantenregion C_K des unkorrigierten Emissionsbildes berechnet. Die Matrix C_K wird zunächst überall auf den Wert 1 gesetzt wo $C_I > 0,8$ ist, d.h. der Innenraum bleibt auf 0, die Kantenregion und der Außenraum werden auf 1 gesetzt (C_K).

Im zweiten Schritt wird C_K überall dort auf 0 gesetzt, wo $C_i \leq 0,2$ ist. Somit werden alle Außenraumpixel zu 0 und die Kantenmaskierung bleibt erhalten.

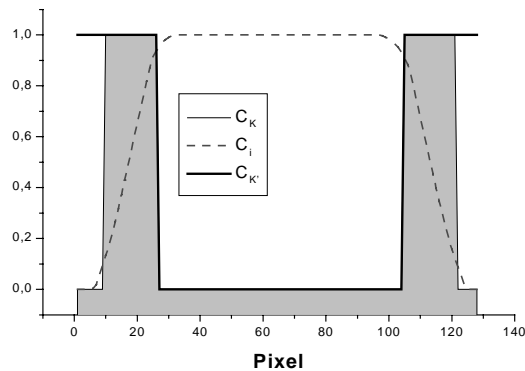


Abb. 2.14: Kantenmaskierung: Profil bei $i=64$ durch C_i , C_K , und C_K' (gefüllte Fläche).

Die Anpassung des Fuzzy-Systems zur Korrektur der Kante verläuft analog zur Lungensegmentierung. Es wird ein Histogramm H_K (A_{nk}) für alle Pixel i,j berechnet, für die $C_K(i,j)=1$ ist. Die Dämpfungsfunktion F_d wird über den Mittelwert von H_K bestimmt, der Nullpeak gedämpft, und das resultierende Histogramm $H_{K,d}$ an den Least-Square-Optimierer übergeben. Die jetzt berechneten Parameter werden mit B_K , A_K und a_K bezeichnet. Vor dem Aufruf des Inferenzsystems wird A_{nk} gemäß Gl. 2.45 mit C_K multipliziert, um den Innenraum der Matrix, d.h. die Lungenpixel, auf 0 zu setzen („ $A_{nk,K}$ “).

Das Inferenzsystem besteht wieder aus einem Eingabeparameter, der Matrix $A_{nk,K}$, zwei Regeln, und einem Ausgabeparameter. Die Zugehörigkeitsfunktionen von $A_{nk,K}$ entsprechen der Fuzzifizierung der Werte aus Tab. 2.6 für $A_{nk,i}$. Als Ausgabe liefert das System die Variable „switch“ (sw) mit Werten zwischen 0 und 1 (Tab. 2.8), wobei 1 bedeutet, daß das entsprechende Pixel nicht zum Patienten gehört („ge-switcht“ werden muß). Die Regeln des Systems sind in Tab. 2.9 abgebildet. Die Defuzzifizierung erfolgt über die Centroid-Methode.

Tab. 2.8: Fuzzifizierung der Variablen „switch“

	μ_F	Form	Para1	Para2	Para3	Para4
switch (Ausgabe)	„zero“ $\mu_{F,zero}^{sw}$	Dreieck	0	0	0,01	-
	„one“ $\mu_{F,one}^{sw}$	Dreieck	0,9	1	1	-

Tab. 2.9: Regeln für die Korrektur der Objektmaske

1	if	$A_{nk,k}$	is	zero	then	sw	is	zero
2	if	$A_{nk,k}$	is	medium	then	sw	is	one
3	if	$A_{nk,k}$	is	high	then	sw	is	zero

Einsetzen der Lunge in C_{ST} und Korrektur der Kanten

Der Wert der Matrix C_{ST} wird für alle Pixel i,j auf den Wert der Lungenmatrix $\mu_{seg,L}$ gesetzt, wenn gilt:

$$C_i(i, j) = 1 \wedge \mu_{seg,L} > 0,01 / cm \tag{2.56}$$

Alle Pixel i,j der Matrix C_{ST} werden auf $\mu=0/cm$ gesetzt, wenn gilt:

$$sw(i, j) > 0,5 \tag{2.57}$$

Somit wird „ C_{ST} “ zu „ μ_{seg} “.

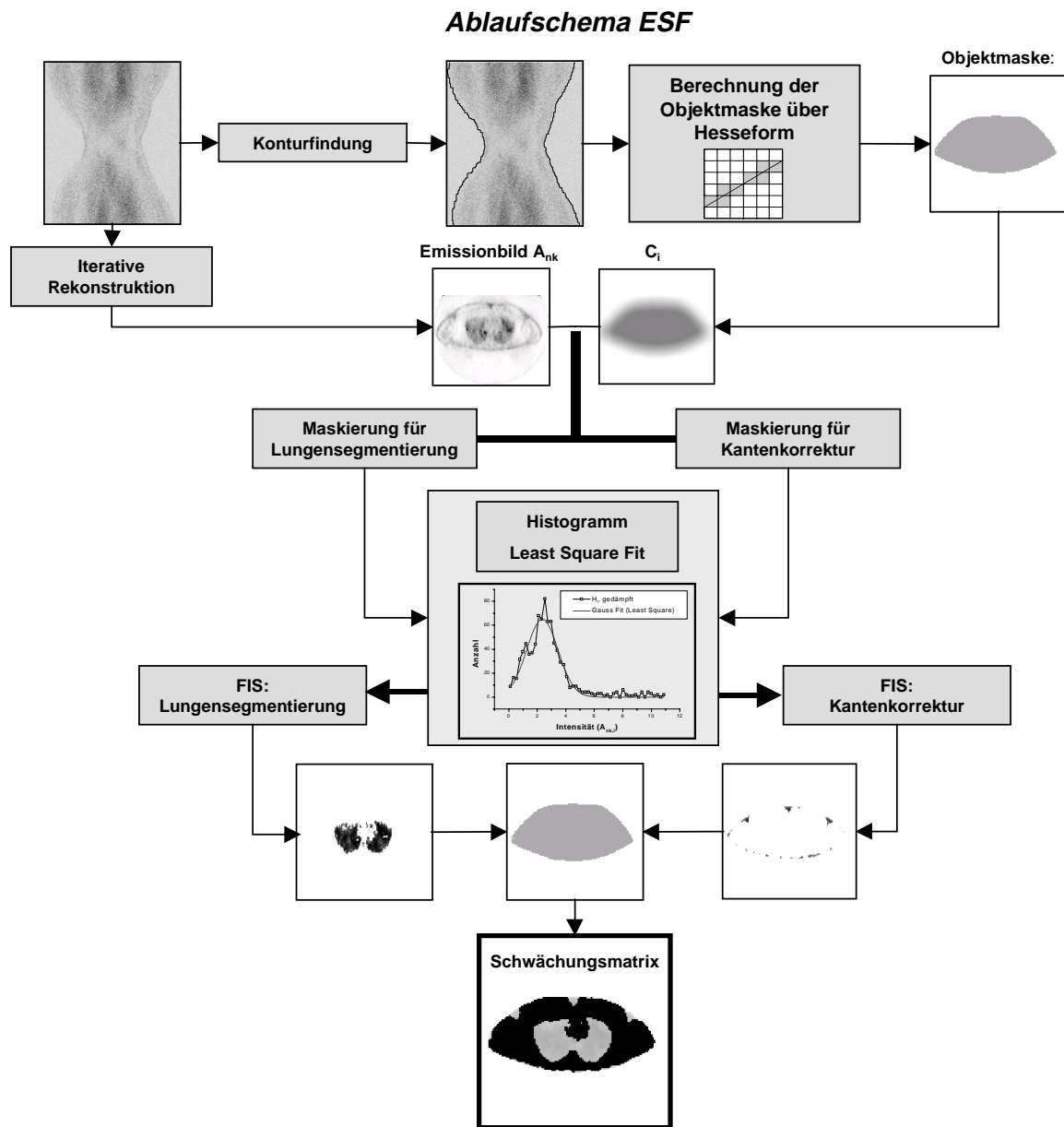


Abb. 2.15: Schematischer Ablauf bei der ESF („Emission Segmentation by Fuzzy-Inference“).

2.4 Evaluierung

2.4.1 Schwächungsphantom und simulierte Datensätze

2.4.1.1 Schwächungsphantom „Müller-Phantom“

Basis für die Evaluierung der Ansätze zur Segmentierung war ein Schwächungsphantom („Müller-Phantom“), das an der RWTH Aachen speziell für diesen Zweck entwickelt wurde [Mül93], und sowohl zur Durchführung von Transmissionsmeßreihen, als auch zur Erzeugung eines mathematischen Emissionsphantoms benutzt wurde. Das Phantom, das gemäß einem CT-Bild eines erwachsenen Mannes hergestellt wurde, besteht aus einem Grundkörper, Oberarmen, einem Herzeinsatz mit Aorta und dem Spinalkanal zur Weichteilsimulation. Sechs Rippeneinsätze, zwei Oberarmknochen, ein Brustbein und ein Wirbelsäuleneinsatz simulieren Knochen. Daneben sind zwei Einsätze zur Lungensimulation vorhanden (Abb. 2.16). Die verwendeten Materialien sind Zellkautschuk (CK) als Lungengewebe, Polyethylen (PE) als Weichteilsimulation und Polyvinylchlorid (PVC) als Knochenersatz. Die Schwächungswerte und die Abweichungen zur mittleren Gewebeschwächung nach ICRU44 sind in Tab. 2.10 abgebildet. Das Phantom besteht aus 10 19mm starken Platten, so daß eine axiale Länge von 190mm erreicht wird. Die beiden Randplatten sind komplett aus PE gefertigt. Die Höhe des Phantoms beträgt 259mm, die maximale Breite ohne Armeinsätze 340mm, mit Armeinsätzen 469mm (Tab. 2.11).

Tab. 2.10: Schwächungskoeffizienten des Müller-Phantoms

	<i>Lunge</i>	<i>Weichteil</i>	<i>Knochen</i>
<i>Material</i>	Zellkautschuk (CK)	Polyethylen (PE)	Polyvinylchlorid (PVC)
<i>Schwächungskoeffizient μ</i>	0,0167/cm	0,092/cm	0,130/cm
<i>Schwächungskoeffizient μ nach ICRU</i>	0,025/cm-0,035/cm	0,096/cm	0,130/cm
<i>Abweichung [%]</i>	50-100	5	2

Tab. 2.11: Maße des Müller-Phantoms

<i>Umfang ohne Arme</i>	1020,0 mm
<i>Umfang der Arme</i>	300,0 mm
<i>Maximale Höhe</i>	259,0 mm
<i>Maximale Breite (ohne Arme)</i>	340,1 mm
<i>Maximale Breite (mit Arme)</i>	469,6 mm
<i>Gesamte axiale Länge (Tiefe)</i>	190,0 mm
<i>davon Deckplatten / anatomische Struktur</i>	2 x 19,0 mm / 8 x 19,0mm
<i>Herz, maximale Breite</i>	118,7 mm

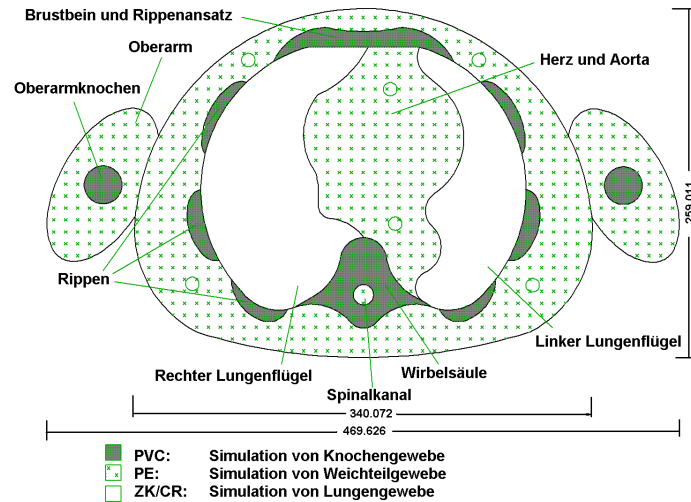


Abb. 2.16: Müller-Phantom, bestehend aus Polyethylen- (Weichteil), Zellkautschuk- (Lunge) und Polyvinylchlorid- (Knochen) Einsätzen. Konstruiert nach einer CT-Schicht eines Erwachsenen mit „Konfektionsgröße“ 52.

Messung 1: Transmissionsmessung am Müller-Phantom

Das Müller-Phantom wurde mit Meßzeiten von $t=30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110,$ und $120s$ transmittiert. Zum Zeitpunkt der Messung betrug die Quellenstärke der ^{68}Ge Quellen 70% der initialen $2 \times 370 \text{ MBq}$.

2.4.1.2 Erzeugung von Referenzdatensätzen für das Müller-Phantom

Zur Erzeugung einer Referenzmatrix für die spätere Bewertung der Segmentierung und zur Erzeugung eines mathematischen Emissionsphantoms wurde eine 5-stündige Transmissionsmessung des Phantoms durchgeführt. Diese Daten wurden mit einem Ramp-Filter rekonstruiert ($f_c^{-1}=8,5\text{mm}$, Größe der Matrix = 128×128 Pixel), und der Tisch mit der in Kap. 2.1.2 beschriebenen Methode (Gl. 2.1) entfernt. Die so gewonnene Schwächungsmatrix wird als μ_R bezeichnet.

Es wurden zwei weitere Referenzmatrizen nach unterschiedlichen Gesichtspunkten erzeugt. Einmal wurde eine segmentierte Schwächungsverteilung $\mu_{R,S}$ erzeugt, die unter Verwendung der Schwellen in Gl. 2.57 berechnet wurde.

$$\begin{aligned}
 T_{W,A} &= \frac{0,092 / \text{cm}}{2} = 0,046 / \text{cm} \\
 T_{L,W} &= \frac{0,092 / \text{cm} - 0,017 / \text{cm}}{2} + 0,017 / \text{cm} = 0,055 / \text{cm} \\
 T_{W,K} &= \frac{0,131 / \text{cm} - 0,092 / \text{cm}}{2} + 0,092 / \text{cm} = 0,111 / \text{cm}
 \end{aligned}
 \tag{2.57}$$

Die Größe der Rippeneinsätze des Müller-Phantoms liegt unter der 2-3-fachen Scanner-Auflösung, so daß bei der Messung (auch bei sehr langen Meßzeiten) Recovery-Effekte auftreten, die dazu führen, daß die oben beschriebenen Schwellen, die von den mittleren Schwächungswerten der eingesetzten Materialien ausgehen, die Anzahl der Knochenpixel im Bild unterschätzen. Dieser Effekt ist bei Erzeugung der Matrix $\mu_{R,S}$ gewollt, da mit ihr später bspw. der Einfluß der Segmentierung auf die Gesamtschwächung und die Korrekturfaktoren berechnet wird, und eine vollständige Wiederfindung der Knochenstrukturen auch bei Transmissionszeiten von $t=5h$ nicht erreicht wird. (Die segmentierte Referenzmatrix $\mu_{R,S}$ soll nicht besser sein als ein mit $t=5h$ gemessener realer Datensatz).

Die dritte erzeugte Matrix, $\mu_{R,C}$, ist eine Referenzmatrix, die die jeweilige Nummer des Clusters, dem ein Pixel angehört, enthält. Hier wurde die Weichteil-Knochenschwelle (Gl.

2.58) so gewählt, daß die korrekten Pixelzahlen für den Knochen gefunden werden. Diese Matrix wird später zur „Lokalisationsanalyse“ verwendet.

$$T_{WK} = 0,098 / cm \quad (2.58)$$

Die einzelnen Cluster wurden wie folgt numeriert. **A: Außenraum=1, L: Lunge=2, W: Weichteil=3 und K: Knochen=4**. Somit wurden aus der Messung eine unsegmentierte Referenzmatrix μ_R , die Schwächungskoeffizienten als Einträge enthält, eine segmentierte Referenzmatrix $\mu_{R,S}$, und eine Matrix, die die Nummer des jeweiligen Clusters $\mu_{R,C}$ des entsprechenden Schwächungskoeffizienten enthält, gewonnen.

2.4.1.3 Simulation einer rauschfreien Emissionsverteilung für das Müller-Phantom

Aus der Referenzmatrix $\mu_{R,C}$ wurde ein mathematisches Emissionsphantom erzeugt (Abb. 2.17), das zwei Läsionen und einen Myokardeinsatz enthält. Alle Weichteilpixel des Schwächungsphantoms wurden auf eine Aktivitätskonzentration von $A_{sim,W}=20\text{kBq/ml}$, alle Lungenpixel auf $A_{sim,L}=10\text{kBq/ml}$ gesetzt. Simulierte Herde wurden im rechten Lungenflügel mit Radius $r=4$ Pixel ($A_{sim,L2}=100\text{kBq/ml}$) und am Rand des linken Lungenflügels mit Radius $r=3$ Pixel ($A_{sim,L1}=150\text{kBq/ml}$) eingesetzt. Das Myokard wurde durch eine Lochscheibe mit $r_1=4$ Pixel und $r_2=7$ Pixel ($A_{sim,M}=70\text{kBq/ml}$), d.h. mit einer Wanddicke $d=3$ Pixel, realisiert.

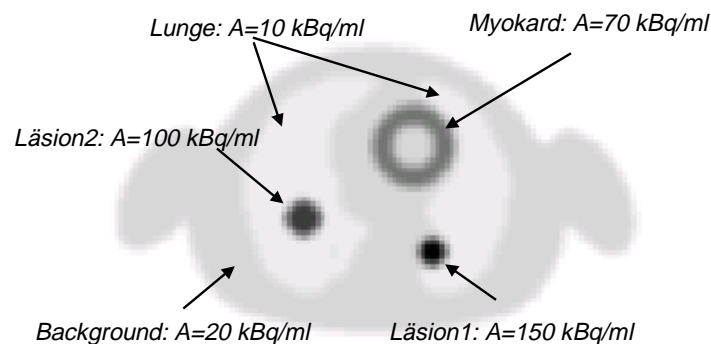


Abb. 2.17: Simulierte Emissionsverteilung, die aus dem Schwächungsreferenzdatensatz $\mu_{R,C}$ generiert wurde.

Aus dem Emissionsdatensatz A_{sim} läßt sich zunächst durch Vorwärtsprojektion ein simuliertes (rauschfreies) Emissionssinogramm $P_{E,sim}$ erzeugen. Gleichzeitig kann aus der Referenzmatrix $\mu_{R,S}$ durch Vorwärtsprojektion ein ideales (rauschfreies) Korrektursinogramm P_K erzeugt werden. Durch die Multiplikation beider Sinogramme läßt sich dann ein nicht schwächungskorrigiertes, simuliertes Emissionssinogramm $P_{E,nk}$ (nk =nicht korrigiert) erzeugen:

$$P_{E,nk} = P_{E,k} \cdot P_K \quad (2.59)$$

2.4.1.4 Monte Carlo-Simulation zur Erzeugung verrauschter Datensätze

Das mathematische Phantom wurde als Emissionsverteilung für eine Monte Carlo-Simulation zur Erzeugung von verrauschten Datensätzen verwendet. Hierzu wurden die gesetzten Aktivitätsverteilungen durch eine Numerierung von 0 bis 6 ersetzt. Das Simulationsprogramm „SimSET“ [Lew98, Har98] ist so angelegt, daß es aus der numerierten Matrix A_{simSET} mittels zweier Übersetzungsfiles eine Emissions- und Schwächungsverteilung erzeugt, wobei als Schwächungswerte die ICRU-Werte aller Gewebetypen und Organe zur Verfügung stehen.

Tab. 2.12 zeigt die Einteilung des mathematischen Phantoms in SimSET-Notation (A_{simSET}). Simuliert wurde eine Schicht mit einer dem ADVANCE entsprechenden Dicke von $d=4,25\text{mm}$. Der simulierte Durchmesser des Gesichtsfeldes und die Länge der Septen vor den Kristallen wurde ebenfalls an die Scannergeometrie angepaßt. Die Simulation liefert ein unkorrigiertes Emissionssinogramm mit 336 Winkeln und 281 Bins. Realisiert wurden Simulationen mit $I_0=5\cdot 10^7$, $7,5\cdot 10^7$ und $1\cdot 10^8$ gewürfelten Zerfällen und jeweils drei verschiedenen Aktivitätskonzentrationen bei der Lungenspeicherung ($A_{\text{sim,L}}=5\text{kBq/ml}$, 10kBq/ml und 20kBq/ml). Die mit $I_0=1\cdot 10^8$ Zerfällen realisierte Simulation lieferte eine Koinzidenzzählrate, wie sie für klinische Emissionsstudien mit 5min Akquisitionszeit typisch ist (ca. 250.000 Ereignisse).

Tab. 2.12: Übersetzung des mathematischen Phantoms für die SimSET Monte Carlo-Rechnung

Bereich	Matrizeintrag (SimSET)	Zuordnung Emissionswert (SimSET)	Schwächungstyp	Zuordnung Schwächungswert (SimSET)
Außenraum	0	0	Außenraum	0
Untergrund	1	20	Weichteil	3
Lunge	2	5/10/20	Lunge	5
Läsion1	3	150	Weichteil	3
Myokard	4	70	Weichteil	3
Läsion2	5	100	Weichteil	3

2.4.1.5 EEC-Phantom („Jordan-Phantom“)

Die 6 befüllbaren Kugeleinsätze mit Durchmessern $d=10\text{mm}$, 13mm , 17mm , 22mm , 28mm und 37mm wurden in einen luftgefüllten Zylindereinsatz ($d=20\text{cm}$) montiert. Dieser Zylinder wurde wiederum in das Torso-Phantom eingesetzt und der Zwischenraum mit Wasser gefüllt. Zusätzlich wurden die Armeinsätze angebracht. Das Phantom ist in Abb. 2.18 als rekonstruierte Schwächungsmatrix abgebildet.

Messung2: Emission und Transmission am Jordan-Phantom

Die Kugeln des Jordan-Phantoms wurden mit einer homogenen Lösung ^{18}F -Wasser mit einer Aktivitätskonzentration von 80kBq/ml gefüllt. Es wurden bei einer Quellenaktivität von 80% der initialen Aktivität 10 Transmissionsmessungen mit $t=20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100$ und 110s durchgeführt. Die niedrigste Meßzeit wurde so gewählt, daß sie der niedrigsten Zählrate von Messung 1 entspricht. Zusätzlich wurde eine Transmissionsmessung mit $t=15\text{min}$ und eine Transmissionsmessung mit 2h (Abb. 2.18) durchgeführt.

Die Emission wurde im 2D Modus aufgenommen, wobei eine Meßzeit von $t=7\text{min}$ realisiert wurde. Die gewählte Aktivitätskonzentration, als auch die Meßzeit entsprachen „normalen“ klinischen Verhältnissen.

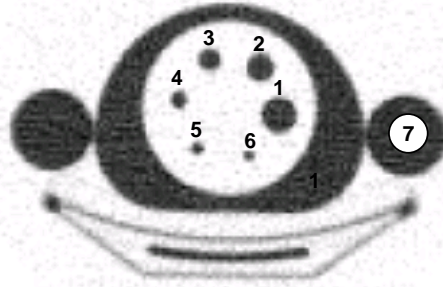


Abb. 2.18: Schwächungsmatrix des Jordan-Phantoms. Der Raum, in dem sich die Kugeln befinden, ist mit Luft gefüllt. Die Kugeln sind mit einer homogenen ^{18}F -Wasserlösung mit einer Aktivitätskonzentration von 80 kBq/ml gefüllt. Alle anderen mit Wasser gefüllten Bereiche blieben kalt.

2.4.2 Bestimmung der Genauigkeit der Segmentierung am Müller-Phantom

2.4.2.1 Lokalisationsanalyse

Die geometrische Abbildungsqualität der Segmentierung wurde anhand einer pixelweisen Analyse im Vergleich zur Referenzmatrix $\mu_{R,C}$ bestimmt. Ein Pixel, das in der Ausgangsmatrix dem Cluster i angehört, wird durch die Segmentierung in ein Cluster j der segmentierten Matrix abgebildet. Für $i=j$ ist das Pixel korrekt abgebildet worden, für $i \neq j$ handelt es um einen Abbildungsfehler. Geht man von jeweils vier Clustern in Ausgangs- und segmentierter Matrix aus, können theoretisch bei der Segmentierung 16 verschiedene Übergänge entstehen, von denen nur vier die richtig segmentierten Pixel repräsentieren. Die analysierten Schwächungsmatrizen wurden unter Verwendung der Schwellen aus Gl. 2.57 in die Clusterschreibweise überführt und mit $\mu_{R,C}$ verglichen.

Das Auswerteprogramm protokolliert die Anzahlen aller 16 Übergänge Ω_{ij} als Mittelwert über 10 ausgewertete Schichten. Zusätzlich wurde die Möglichkeit implementiert, für einen bestimmten Fehlertyp, wie z.B. Lungenpixel, die zu Weichteil segmentiert werden, eine Lokalisationsmatrix M_{Ω} zu berechnen, bei der alle Pixel, die den untersuchten Übergang machen, auf 1 gesetzt werden.

Um die Gesamtzahl der Pixel in der segmentierten Matrix ohne die Lokalisation relativ zur Referenzmatrix zu berechnen, wurden die Anzahlen der einzelnen Übergänge in das Cluster berechnet:

$$N_{\Omega_C} = \Omega_{A,C} + \Omega_{L,C} + \Omega_{W,C} + \Omega_{K,C} \quad (2.60)$$

2.4.2.2 Gesetzte Lungenwerte

Phantomdaten: Zur Bestimmung der Genauigkeit der gesetzten Werte der Lunge wurden zusätzlich zwei ROIs („Regions of Interest“) manuell in das Schwächungsbild der Referenzmessung μ_R eingezeichnet und gespeichert (Abb. 2.19). Berechnet wurden die Mittelwerte und die Abweichungen der Mittelwerte zum tatsächlichen Schwächungswert des Lungeneinsatzes des Phantoms bei segmentierten Phantomdatensätzen.

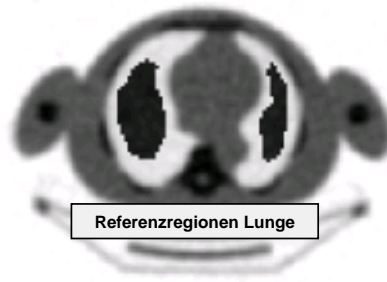


Abb. 2.19: ROI zur Bestimmung der Schwächungswerte der Lunge am Phantom.

2.4.2.3 Abweichungen der Korrekturfaktoren

Für die segmentierten Schwächungsbilder wurden mittels Vorwärtsprojektion die entsprechenden Korrektursinogramme berechnet, was nach Gl. 2.61 geschieht:

$$P_K(\varphi) = e^{-\sum_{i=1}^n \alpha_{i,j} \mu(i) \cdot d} \quad (2.61)$$

- n: Gesamtzahl der Pixel (128*128)
- α_{ij} : Übergangswahrscheinlichkeit von Pixel i nach Bin j
- d: Kantenlänge des Pixels

Die Größe, die als Abweichung der Korrekturfaktoren definiert wurde, ist der Mittelwert der Differenz der reziproken Werte der Korrekturfaktoren der segmentierten Matrix und der Referenzmatrix μ_R in Prozent.

$$\Delta P_K = \frac{100}{m} \sum_{j=1}^m \frac{P_{K,seg}^{-1}(j) - P_{K,R}^{-1}(j)}{P_{K,R}^{-1}(j)} = \frac{100}{m} \sum_{j=1}^m \frac{P_{K,seg}(j)}{P_{K,R}(j)} - 1 \quad (2.62)$$

- $P_{K,seg}$: Korrekturfaktoren der segmentierten Matrix
- $P_{K,R}$: Korrekturfaktoren der Referenzmatrix
- m: Anzahl der Sinogrammbins (281*336)

2.4.2.4 Gesamtschwächung

Als weiteres Maß für einen Vergleich zwischen Referenz- und segmentierter Matrix wurde die Gesamtschwächung $\Sigma \mu_{seg}$, d.h. die Summe der Schwächungswerte berechnet.

2.4.2.5 Quantifizierung simulierter Datensätze

Zur Überprüfung des Einflusses der Segmentierung auf Emissionsdaten wurde das unkorrigierte Emissionssinogramm $P_{E,nk}$ (Gl. 2.59) mit den segmentierten Datensätzen des Müller-Phantoms (Messung 1) korrigiert und iterativ ($Z=20$) rekonstruiert. Untersucht wurden die Abweichungen der eingesetzten Aktivitätskonzentrationen für Untergrund, Myokard, und in den beiden Läsionen. Die Auswertung der Läsionen und des Myokards erfolgte über Mittelwertbildung von drei vorgegeben ROIs („Regions of Interest“), die so gewählt wurden, daß sie allen Pixeln oberhalb der 70%-Isokonturlinie der jeweiligen Region im rekonstruierten, simulierten Emissionsbild entsprachen. Als Untergrundwert wurde der Mittelwert einer 10x10 Pixel großen, zentralen ROI berechnet.

Das verwendete Iterationsverfahren benützt bei der Vorwärtsprojektion eine Faltung mit einer Gaussfunktion, um das Auflösungsvermögens des Scanners im Rekonstruktionsprozeß zu berücksichtigen. Dadurch treten schon bei der Rekonstruktion des simulierten Sinogramms Recovery-Effekte auf, die vor der Auswertung durch eine entsprechende Korrektur eliminiert werden. Für alle fünf interessierenden Regionen wurde die Standardabweichung und der relative Fehler im Bezug auf die im Emissionsphantom eingesetzten Aktivitätswerte berechnet.

2.4.3 Bestimmung der Zählraten der Transmissionsmessungen

Für beide Transmissionsmessungen wurde die Anzahl der Ereignisse innerhalb und außerhalb des Phantoms, sowie die Anzahl der Koinzidenzlinien (LOR) innerhalb und außerhalb des Phantoms berechnet, die kein Ereignis registrierten (Nulllinien). Hierzu wurden die Daten einmal als Rohdaten aus dem System exportiert. Rohdaten enthalten keine Korrekturen (also nur die tatsächlich gemessenen Ereignisse) und haben eine Größe von 283×336 Koinzidenzlinien (vgl. Kap. 2.1.1). Die Datensätze wurden parallel mit GE-Software zu Korrektursinogrammen („Pseudo“-Rohdaten) rekonstruiert. Auf diesen Korrektursinogrammen (nicht auf den Rohdaten selbst) wurden mit dem in Kap. 2.3.1 beschriebenen Verfahren zur Berechnung der Sinogrammkontur zwei Konturlinien $K_{L,i}$, $K_{L,j}$ bestimmt, die dann auf die Rohdaten übertragen wurden. Das Verfahren wurde so abgewandelt, daß ausgehend von einem hohen Untergrund im Außenraum (Transmissionsmessung !) ein Randbin dann definiert wurde, wenn die Anzahl der Ereignisse in der Suchmatrix kleiner als $0,5 \times \text{Untergrund}$ wurde. Für die jeweiligen Anzahlen wurde der Mittelwert über 10 Rohdatensinogramme berechnet.

2.4.4 Bestimmung der Abweichung bei vordefinierten Schwächungswerten

Patientendaten: Die grundsätzlichen Abweichungen beim Einsetzen eines definierten, mittleren Schwächungswertes wurden anhand von Patientendaten verifiziert. Hierzu wurden retrospektiv 10 Patienten ausgewählt, die gemäß ihres Studienprotokolls eine lange Transmissionsmessung über der Lunge erhalten hatten. Die Transmissionen werden bei diesen Protokollen bei 75×10^6 Ereignissen/FOV, bzw. nach spätestens $t=20\text{min}$ gestoppt. Die Bilder wurden mit FBP und einem Hanning-Filter ($f_c^{-1}=8,5\text{mm}$) in einer 128×128 Pixel großen Matrix rekonstruiert. Es wurden sieben verschiedene ROIs festgelegt, die manuell auf den jeweiligen Patientendatensatz justiert wurden (Abb. 2.20).

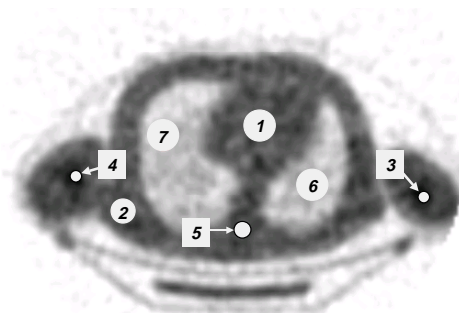


Abb. 2.20: Lage der ROI bei der Analyse der realen Schwächungskoeffizienten bei 10 Patientendatensätzen.

Berechnet wurde die Standardabweichung der ROI, deren Mittelwert, das Maximum und das Minimum der ROI. Diese Größen wurden mit der ADVANCE Software bestimmt. Tab. 2.13 zeigt die Daten der ROI, Tab. 2.14 eine Übersicht über die Patienten und die Transmissionszeit.

Tab. 2.13: Daten der gelegten ROI zur Bestimmung der realen Schwächungskoeffizienten

ROI	Region/Gewebe/Organ	Cluster	Durchmesser [mm]
1	Myokard	Weichteil	30
2	Fettgewebe	Weichteil	25
3	Oberarm links	Knochen	8
4	Oberarm rechts	Lunge	8
5	Wirbelsäule/Spinalkanal	Weichteil/Knochen	17
6	Lungenflügel links	Lunge	25
7	Lungenflügel rechts	Lunge	25

Tab. 2.14: Patientendaten, Transmissionszeit und Quellenstärke bei 10 Patienten mit Langtransmission

Nr.	Geschlecht	Alter [a]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Meßzeit [min:s]	Quellenstärke [%]
1	m	54	178	75	18:57	0,66
2	m	38	186	86	19:45	0,57
3	m	30	176	67	18:18	0,54
4	m	42	168	72	20:00	0,54
5	m	69	162	55	19:33	0,53
6	w	51	158	51	18:39	0,53
7	m	38	186	86	20:00	0,52
8	m	52	178	67	20:00	0,52
9	m	59	168	72	20:00	0,51
10	w	55	167	52	20:00	0,51

2.4.5 Genauigkeit der Segmentierung mit Histogramm-Fit (TSH)

2.4.5.1 Schwellen T_{LW} und T_{AW}

Lungenschwellen: Die Datensätze des Müller-Phantoms (Messung1) wurden iterativ rekonstruiert ($Z=20$) und mit den Verfahren TSH und dem Referenzverfahren (ATS) segmentiert. Bei TSH wurden vier Varianten der Schwellenberechnung für T_{LW} überprüft: $\alpha=5,3$ (TSH₅=Routinverfahren), $\alpha=7$ (TSH₇), die Berechnung der Schwelle nach der 2. Ableitung (TSH_d) und nach der Halbwertbreite (TSH_h). Die berechneten Werte wurden gegen die Gesamtzahl der Ereignisse pro Schicht I_s aufgetragen und mit den Schwellen des ATS-Verfahrens verglichen. Die mit den verschiedenen Verfahren segmentierten Schwächungsmatrizen wurden im Hinblick auf die Genauigkeit der Lungensegmentierung untersucht. Berechnet wurden die richtig segmentierten Lungenpixel Ω_{LL} und die Weichteilpixel, die der Lunge zugeordnet wurden (Ω_{WL}). Zusätzlich wurde für den Abbildungsfehler Ω_{WL} eine Lokalisationsmatrix $M(\Omega_{WL})$ für die Verfahren TSH₅, TSH_h und das Referenzverfahren ATS bei $t=30s$ berechnet.

Zur Untersuchung der Lungensegmentierung bei TSH_B (sequentiell bimodale Anpassung) wurden die Datensätze des Müller-Phantoms mit IR_{20} rekonstruiert und mit TSH_B segmentiert. Die Schwellen T_{AL} , T_{LM} und T_{MW} wurden gegen die mittlere Zahl der Ereignisse pro Schicht I_s aufgetragen. Es wurde der mittlere Schwächungswert der Lunge nach Kap. 2.4.2.2 bestimmt.

Zusätzlich wurde die Lokalisationsmatrix für das Weichteilcluster für $t=40s$ und $t=120s$ berechnet und dargestellt.

Überprüfung der Außenraum-Weichteilschwelle: Mit Hilfe des rekonstruierten Bildes der 5h Messung am Müller-Phantom wurde im ADVANCE Display manuell die Kontur-ROI des Schwächungsbildes des Phantoms bestimmt. Diese ROI wurde auf die iterativ rekonstruierten Daten (IR_{20}) der Phantommessung übertragen. Im Display wurde dann die untere und obere Aussteuerungsgrenze auf denselben Schwächungswert gesetzt, was ein Bild erzeugt, das in einer binären (schwarz-weiß) Darstellung erscheint. Diese gemeinsame Schwelle bei der Aussteuerung wurde dann so verschoben, daß die Kontur des Phantoms der Kontur-ROI entsprach. Der Schwellwert wurde für jeden Zeitpunkt notiert und mit den adaptiven Außenraum-Weichteilschwellen der TSH-Methode ($TSH_5, 0,5 * \bar{\mu}_W$) verglichen. Weitere Ergebnisse bezüglich der Außenraumschwelle ergaben sich aus der Untersuchung der Rekonstruktionsverfahren (nächstes Kapitel).

2.4.5.2 Einfluß des Rekonstruktionsverfahrens auf die Segmentierung

Der Einfluß des Rekonstruktionsverfahrens auf die Segmentierung wurde folgendermaßen untersucht: Die Datensätze aus Messung 1 (Müller-Phantom) wurden mit den in Tab. 2.15 und Tab. 2.16 dargestellten Verfahren rekonstruiert, und mit dem Routineverfahren TSH_5 segmentiert. Bei den iterativen Rekonstruktionen wurde die Zahl der Gesamtschritte und die Überrelaxationsfaktoren so variiert, daß die effektiven Iterationszahlen 20 (IR_{20}), 30 (IR_{30}), 50 (IR_{50}) und 100 (IR_{100}) betragen. Bei der gefilterten Rückprojektion wurde ein Hanning-Filter mit Cut-Off Frequenzen von $f_c^{-1}=8,5$ ($FBP_{Han8,5}$), 10 (FBP_{Han10}), 15 (FBP_{Han15}) und 20mm (FBP_{Han20}), sowie ein Shepp-Logan- ($f_c^{-1}=8,5mm$, $FBP_{SL8,5}$) und ein Butterworth-Filter ($f_c^{-1}=8,5mm$, $FBP_{BW8,5}$) untersucht.

Für alle 10 segmentierten Datensätze wurde die Lokalisationsanalyse im Hinblick auf die richtig segmentierten Pixel von Lunge, Weichteil und Knochen, sowie im Hinblick auf die Segmentierungsfehler Ω_{LA} , und Ω_{WK} durchgeführt. Für die Rekonstruktion mit IR_{20} wurde einmal der gesamte Abbildungsprozeß bei der Weichteilsegmentierung Ω_{wi} ($i=A, L, W, K$) betrachtet.

Für alle segmentierten Datensätze wurde der mittlere Lungenschwächungskoeffizient, die Gesamtschwächung und die Abweichungen der Korrekturfaktoren nach den oben beschriebenen Methoden bestimmt. Ebenso wurde für alle Datensätze die Schwächungskorrektur am mathematischen Phantom simuliert, und die Aktivitätskonzentrationen in den Regionen Läsion1, Läsion2, Myokard und Untergrund bestimmt. Zusätzlich wurden Artefakte im Emissionsbild für IR_{20} und $FBP_{BW8,5}$ bei Meßzeiten von $t=30s$ und $t=120s$ visuell und quantitativ untersucht und dargestellt.

Tab. 2.15: Konfigurationen für iterative Rekonstruktion

	IR_{10}	IR_{30}	IR_{50}	IR_{100}
<i>Anzahl der Iterationen</i>	4	5	6	7
<i>Relax Faktoren</i>	10,6,3,1	14,7,5,3,1	20,12,8,6,3,1	40,25,15,10,6,3,1
<i>effektive Iterationszahl</i>	20	30	50	100
<i>Glättung z</i>	1-2-1	1-2-1	1-2-1	1-2-1
<i>Matrixgröße</i>	128 x 128	128 x 128	128 x 128	128 x 128

Tab. 2.16: Konfiguration für gefilterte Rückprojektion

	$FBP_{Han8,5}$	FBP_{Han10}	FBP_{Han15}	FBP_{Han20}	$FBP_{SL8,5}$	$FBP_{BW8,5}$
Filter	Hanning	Hanning	Hanning	Hanning	Shepp Logan	Butterworth
Matrixgröße	128 x 128	128 x 128	128 x 128	128 x 128	128 x 128	128 x 128
Glättung z	nein	nein	Nein	nein	nein	nein
Cut-Off	8.6mm	10mm	15mm	20mm	8.6mm	8.6mm

2.4.5.3 Einflüsse des Transmissionsauflösungsvermögens (Jordan-Phantom)

Transmissionsrecovery: Die 2h Transmission am Jordan-Phantom wurde mit $FBP_{Ramp5,6}$, $FBP_{Han8,5}$ und IR_{20} rekonstruiert. Für jede Kugel wurde eine ROI manuell festgelegt, deren Durchmesser bei 70% des Kugeldurchmessers lag, die später auch auf alle anderen Datensätze übertragen wurden. Aufgetragen wurde der Mittelwert der Schwächungswerte der jeweiligen ROI, normiert auf den mittleren Schwächungswert der größten Kugel, gegen die Gesamtzählrate pro Schicht, die nach dem Verfahren in Kap. 2.4.3 bestimmt wurde.

Die Transmissionsdatensätze des Jordan-Phantoms (Messung 2) mit Meßzeiten von $t=20s$ - $110s$ wurden mit IR_{20} und $FBP_{Han8,5}$ rekonstruiert und mit dem Routineverfahren TSH_5 segmentiert. Analysiert wurde der Mittelwert der Schwächungswerte und dessen Standardabweichung vor und nach Segmentierung für beide Rekonstruktionsverfahren. Diese Werte wurden für drei Meßzeitpunkte $t=20s$, $t=60s$ und $t=110s$ dargestellt.

Quantifizierung des Emissionsdatensatzes: Die segmentierten Schwächungsmatrizen beider Rekonstruktionsverfahren wurden vorwärts projiziert und auf die Emissionssinogramme zur Korrektur angewendet. Die so korrigierten Emissionsdatensätze wurden mit IR_{20} rekonstruiert. Anhand der definierten ROI für das Phantom wurde der Mittelwert der Aktivitätskonzentration und dessen Standardabweichung bestimmt und wieder für die Meßzeiten (Transmission) $t=20s$, $t=60s$ und $t=110s$ in Abhängigkeit des Kugeldurchmessers d aufgetragen. Parallel dazu wurden die Emissionsdaten mit der gemessenen Transmission der Meßzeit $t=12min$ (ohne Segmentierung) korrigiert (MAC) und ebenfalls mit IR_{20} rekonstruiert. Die entsprechenden Aktivitätskonzentrationswerte wurden gegen den Kugeldurchmesser aufgetragen.

2.4.5.4 Patientendatensätze

Es wurden drei Patientendatensätze aus den etwa 1500 Patienten mit segmentierter Schwächungskorrektur ausgewählt.

Patient 1 (Limitierungen der Methode): Ein 100kg schwerer, 179cm großer, männlicher Patient wurde bei 70% der initialen Quellenaktivität mit $25 \cdot 10^6$ Ereignissen/FOV transmittiert. Der Datensatz wurde mit dem Referenzverfahren ATS, dem Routineverfahren TSH_5 und zusätzlich mit TSH_h segmentiert. Die Gesamtschwächung und die Anzahl der Nulllinien im Sinogramm wurden bestimmt.

Patient 2 (Quantifizierung und Vergleich zur Langtransmission): Bei einem Patient mit Bronchial-Ca. wurde der Datensatz sowohl mit einer segmentierten Kurztransmission ($t=1min$) als auch mit einer Standardtransmission ($t=20min$) korrigiert. Bei zwei diagnostizierten Lungenherden wurde die Quantifizierung mit den beiden Verfahren zur Schwächungskorrektur überprüft.

Patient 3 („Pseudo-Pleurakarzinose“): Ein 1,75m großer Patient (Gewicht 75kg) wurde mit $37,5 \cdot 10^6$ Ereignissen/FOV transmittiert und mit den zwei unterschiedlichen Fit-Methoden, begrenzter Fit-Bereich (*Fit-Methode 1*, Kap. 2.1.3) und Ersetzung der Histogrammwerte (*Fit-Methode 2*, Kap. 2.1.6.3), segmentiert. Die Schwächungskorrektur des Datensatzes erfolgte mit beiden Segmentierungen. An diesem Beispiel konnte sehr deutlich der Effekt einer zu klein segmentierten Lunge demonstriert werden, der bei ca. 5% der Patienten in der Routine bei der Anwendung von Fit-Methode 1 (begrenzter Fit-Bereich) in abgeschwächter Form vorkam.

2.4.6 Genauigkeit der Segmentierung mit TSF und Lungenkorrektur (LC)

Die Daten des transmittierten Schwächungsphantoms wurden mit IR_{20} rekonstruiert und mit dem Fuzzy-System (TSF) mit und ohne Lungenkorrektur (LC) segmentiert. Bei der kürzesten Meßzeit wurde die Lungenkorrektur zweimal hintereinander angewendet. Die so errechneten Datensätze wurden mit den in Kap. 2.4.2 beschriebenen Verfahren (Lokalisationsanalyse, Abweichung der Korrekturfaktoren, Gesamtschwächung, gesetzte Lungenwerte und Auswirkung auf simulierte Daten) ausgewertet.

2.4.7 Genauigkeit der Segmentierung von Emissionsbildern (ESF)

Bei der Segmentierung mit dem Prototyp ESF_{Proto} wurde im Rahmen der Machbarkeitsstudie eine Lungenschicht eines Patienten berechnet und im Hinblick auf die Quantifizierung einer kleinen Lungenläsion untersucht. Weitere Evaluierungen wurden mit diesem System nicht durchgeführt.

Zur Evaluierung der weiterentwickelten (automatischen) ESF wurden die simulierten Sinogramme (drei Realisationen für die Anzahl der gewürfelten Ereignisse und drei Realisationen für die Lungenspeicherung) mit IR_{20} rekonstruiert und segmentiert. Auch hier wurde die Segmentierung einmal mit und ohne Korrektur der Patientenkontur durchgeführt. Auf alle neun Datensätze wurden die Verfahren aus Kap. 2.4.2. zur Evaluierung der Genauigkeit angewendet: Lokalisationsanalyse, Abweichung der Korrekturfaktoren, Gesamtschwächung, gesetzte Lungenwerte und Auswirkung der Segmentierung auf simulierte (rauschfreie) Daten.

3 Ergebnisse

3.1 Zählraten der Transmission am „Müller-Phantom“

Abb. 3.1 zeigt die mittlere Anzahl der Ereignisse pro Schicht der Phantommessung bei Transmissionszeiten von 30s bis 120s außerhalb des Phantoms (I_a), innerhalb des Phantoms (I_i) und die mittlere Anzahl der Gesamtereignisse pro Schicht I_s . Die Abbildung verdeutlicht zunächst, daß der Großteil der Ereignisse auf Koinzidenzlinien entfällt, die außerhalb des Phantoms verlaufen. Für die Stabilität der Segmentierungsverfahren ist aber der Anteil maßgebend, der durch das Phantom verläuft. Diese Information kann nur retrospektiv, und nicht während der Messung selbst gewonnen werden, da beim ADVANCE Scanner während der Messung nur die Anzahl der Gesamtereignisse im Gesichtsfeld (FOV) als Abbruchkriterium der Transmission verwendet werden kann.

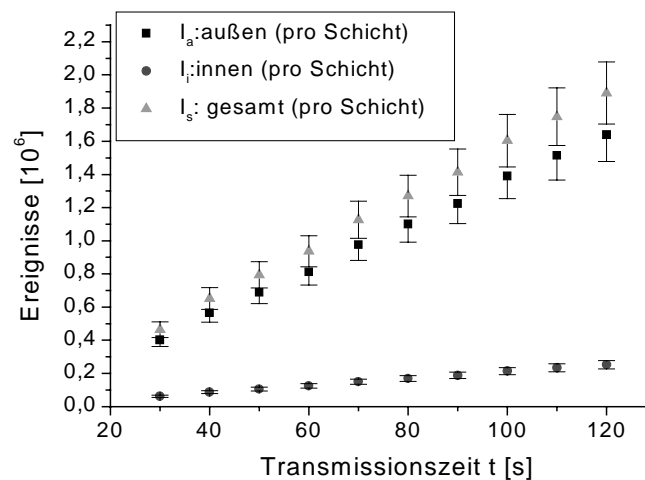


Abb. 3.1: Zählraten am Müller-Phantom bei $t=30s$ bis $t=120s$. Dargestellt sind die mittlere Anzahl der Ereignisse pro Schicht innerhalb des Phantoms I_i , außerhalb des Phantoms I_a und die Gesamtzahl der Ereignisse pro Schicht I_s .

Abb. 3.2 zeigt, daß eine signifikante Anzahl an Koinzidenzlinien (LOR), die kein Ereignis registrierten, nur im Inneren des Phantoms vorkamen. Die Anzahl dieser Nulllinien stieg mit Verkürzung der Meßzeit exponentiell an, so daß eine Reduktion der Transmissionsdauer von 40s auf 30s fast zu einem Anstieg der Nulllinien um 50% führte.

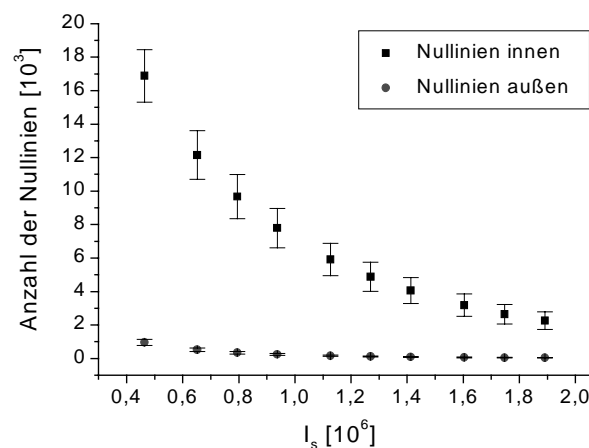


Abb. 3.2: Anzahl der Nulllinien innerhalb und außerhalb des Phantoms für Transmissionszeiten $t=30s-120s$.

Somit hat eine geringe Unterschätzung der nötigen Transmissionszeit signifikante Auswirkungen auf die Stabilität der Segmentierung. Bei der kürzesten Meßzeit blieben 18% der LOR ohne ein Ereignis.

3.2 Abweichungen durch vordefinierte Schwächungswerte (Patientendaten)

Tab. 3.1 zeigt die Schwächungsdaten der jeweils sieben individuell gelegten ROIs für 10 Patienten mit einer Langtransmission über dem Lungenfeld. Abgebildet sind die relativen Fehler der eingesetzten Schwächungswerte bezogen auf die tatsächlich gemessenen Schwächungswerte der Langtransmission. Die Fehlerangaben beschreiben also die Abweichung, die durch das Einsetzen von vordefinierten Schwächungswerten für Weichteil ($\mu=0,0935/\text{cm}$), Knochen ($\mu=0,0131/\text{cm}$) und Lunge ($\mu=0,025/\text{cm}$) entstehen. Patient 3 enthielt keine Lungenschichten, deshalb sind die entsprechenden Abweichungen nicht berechnet worden.

Bei den Weichteilclustern Myokard und Fett konnten keine systematischen Abweichungen beim Einsetzen eines vordefinierten Schwächungswertes festgestellt werden. In der Region der Wirbelsäule wurden die Werte um ca. 10% unterschätzt. Die größten Abweichungen gab es im Lungenbereich, was für die Segmentierung bedeutet, daß, wenn möglich, kein vordefinierter, mittlerer Schwächungswert eingesetzt werden darf.

Tab. 3.1: Schwächungswerte verschiedener Regionen bei Standardtransmission ($5 \cdot 10^8$ Ereignisse/FOV)

Patient ROI ↓	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Myo. ¹⁾	94,8(6,7)	94,9(5,6)	95,2(6,4)	95,4(5,2)	96,8(5,7)	94,6(5,8)	96,9(7,3)	93,2(4,1)	88,9(5,8)	96,4(5,5)
Err[%]	-1,27	-1,48	-1,79	-1,99	-3,41	-1,16	-3,51	0,32	5,17	-3,01
Fett ¹⁾	93,3(4,6)	97,1(5,1)	92,1(6,2)	91,6(5,3)	95,4(4,6)	97,8(5,7)	97,8(6,0)	92,7(5,4)	95,2(4,7)	95,9(6,8)
Err[%]	0,21	-3,71	1,52	2,12	-1,99	-4,40	-4,40	0,86	-1,89	-2,50
Spinal. ¹⁾	100,7(5,2)	101,3(4,6)	99,0(5,0)	101,1(6,7)	103,9(6,3)	102,8(5,7)	101,4(5,9)	98,6(2,0)	97,3(4,8)	103,0(4,2)
Err[%]	-7,24	-7,70	-5,58	-7,52	-10,01	-9,05	-7,79	-5,17	-3,91	-8,87
Lunge li ¹⁾	23,9(7,4)	34,3(4,4)	--	37,1(5,6)	16,1(4,2)	22,3(4,7)	37,0(8,8)	27,9(9,1)	22,3(5,0)	19,3(5,3)
Err[%]	4,60	-27,33	--	-32,61	55,28	12,11	-32,43	-10,39	12,11	29,53
Lunge re ¹⁾	19,9(4,5)	26,9(5,4)	--	36,6(7,8)	16,6(4,8)	18,0(4,6)	28,5(8,0)	23,4(5,8)	12,7(3,3)	20,6(4,9)
Err[%]	25,63	-7,06	--	-31,69	50,60	38,89	-12,28	7,76	96,85	21,36
Arm li ¹⁾	123,3(2,5)	119,5(3,7)	120,9(1,6)	124,4(2,7)	116,4(5,3)	108,9(7,2)	126,5(2,6)	134,8(3,0)	124,6(5,7)	118,1(1,9)
Err[%]	6,16	9,62	8,35	5,31	12,54	20,29	3,56	-2,82	5,22	10,92
Arm re ¹⁾	127,1(1,7)	119,8(6,1)	122,7(3,1)	127,8(2,8)	108,8(5,9)	115,2(6,6)	121,4(4,5)	125,9(4,1)	126,9(4,8)	112,0(3,7)
Err[%]	3,04	9,35	6,68	2,50	20,40	13,72	7,91	4,88	3,23	16,96

¹⁾ Angabe: Schwächungskoeffizient $\mu[10^{-3}/\text{cm}]$. Die Werte in Klammern sind die Standardabweichungen der Mittelwerte der ROIs, wie sie von der Scanner-Software berechnet wurden.

3.3 Transmissions-Segmentierung mit Histogramm-Fit (TSH)

3.3.1 Schwellenberechnung T_{LW} und T_{AW}

3.3.1.1 Lungen-Weichteilschwelle T_{LW}

Abb. 3.3 zeigt den Verlauf der Lungen-Weichteilschwelle in Abhängigkeit der mittleren Zählrate pro Schicht I_s für die Verfahren TSH₅ (Routinesegmentierung), TSH₇, TSH_d, TSH_h und das Referenzverfahren nach Xu (ATS). $\alpha = 5,3$ entspricht dem Wert, bei dem $T_{LW}(TSH)$ im oberen Meßbereich mit $T_{LW}(ATS)$ übereinstimmt.

Das wichtigste Ergebnis im Hinblick auf die Stabilität der Verfahren ist, daß bei Verkürzung der Meßzeit die Werte bei TSH kontinuierlich bis zur geringsten Zählrate fallen. Dies ist zur Anpassung der Schwellen an die Werteverchiebung des Weichteilpeaks und zur richtigen Erfassung der unterschätzten Weichteilwerte zwischen den Lungen nötig (vgl. Abb. 3.1). Die Schwelle bei ATS von Xu stieg bei der kürzesten Meßzeit wieder leicht an ($T_{LW} = 0,044/\text{cm}$ bei $I_s = 0,46 \cdot 10^6$), was letztendlich dazu führte, daß das Weichteilgewebe zwischen den Lungenflügeln komplett auf Lungenschwächung gesetzt wurde („mediastinaler Artefakt“).

Im oberen Meßbereich wurden die Werte bei TSH_d (2. Ableitung) und TSH_h (Halbwertbreite) signifikant überschätzt, was zu einer Überschätzung der Lungengröße führt, und diese Verfahren in diesem Meßbereich unbrauchbar macht.

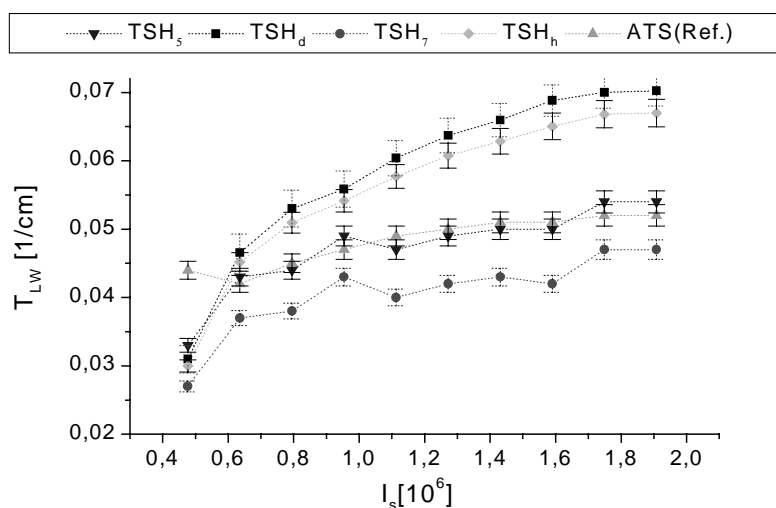


Abb. 3.3: Berechnete Lungen-Weichteilschwellen für TSH₅, TSH₇, TSH_d, TSH_h und für das Referenzverfahren ATS in Abhängigkeit der Anzahl der Ereignisse pro Schicht I_s .

Entsprechend der Schwellenverläufe verhielten sich die richtig segmentierten Lungenpixel Ω_{LL} (Abb. 3.4) bei den fünf untersuchten Verfahren: je niedriger die Lungen-Weichteilschwelle liegt, desto weniger Lungenpixel wurden richtig segmentiert. Bei den Verfahren, die bei höheren Meßzeiten eine zu hohe Lungenschwelle lieferten (TSH_d und TSH_h), wurden zwar dementsprechend viele Lungenpixel richtig segmentiert, aber gleichzeitig stieg auch die Zahl der Weichteilpixel, die zu Lunge abgebildet wurden (Tab. 3.2), was bedeutet, daß die Lunge zu groß segmentiert wurde. Die hohe Anzahl an richtig segmentierten Lungenpixeln beim Referenzverfahren (ATS) muß im Zusammenhang mit dem entstehenden Artefakt betrachtet werden (Abb. 3.5). Abb. 3.5 zeigt die segmentierten Schwächungsmatrizen und die Lokalisation der falsch segmentierten Weichteilpixel (Ω_{WL}) für TSH₅ im Vergleich zum Referenzverfahren (ATS) bei $I_s = 0,46 \cdot 10^5$ Ereignissen pro Schicht. Durch die Lokalisationsanalyse (untere Reihe, Abb. 3.5) wurden neben dem zentralen Artefakt bei Xu's ATS einige Pixel am Lungenrand markiert, die ohne Lokalisationsanalyse

nicht mehr visuell erkennbar gewesen wären. Daneben zeigte sich, daß durch die Anwendung von TSH₅ der mediastinale Artefakt reduziert werden konnte, und bei TSH_d schließlich ganz verschwand.

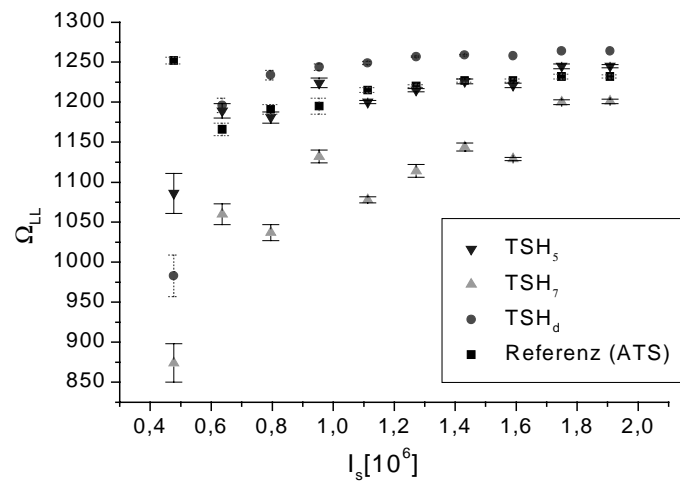


Abb. 3.4: Anzahl der richtig segmentierten Lungenpixel Ω_{LL} für TSH₅, TSH₇, TSH_d und das Referenzverfahren (ATS). Zu beachten ist der zentrale Segmentierungsartefakt bei der niedrigsten Zählrate und ATS (Abb. 3.5).

Tab. 3.2: Ω_{WL} für fünf verschiedene Verfahren zur Berechnung der Lungen-Weichteilschwelle T_{LW} . Die Werte in Klammern sind die Standardabweichungen der Mittelwerte über 10 Schichten.

I_s	$0,46 \cdot 10^6$	$0,65 \cdot 10^6$	$0,79 \cdot 10^6$	$0,89 \cdot 10^6$	$1,12 \cdot 10^6$	$1,26 \cdot 10^6$	$1,41 \cdot 10^6$	$1,60 \cdot 10^6$	$1,74 \cdot 10^6$	$1,89 \cdot 10^6$
ATS	576(71)	58(21)	51(7)	50(2)	58(3)	68(4)	70(5)	68(5)	90(4)	88(5)
TSH ₅	58(32)	81(33)	46(6)	75(4)	47(4)	56(4)	68(5)	61(4)	118(5)	119(6)
TSH ₇	1(1)	22(3)	9(4)	29(1)	8(2)	13(3)	20(1)	14(3)	51(5)	48(6)
TSH _d	14(0)	116(40)	130(26)	117(11)	205(8)	285(19)	294(10)	380(17)	385(12)	439(4)
TSH _h	17(9)	92(38)	107(21)	122(11)	130(9)	160(6)	184(8)	184(4)	257(4)	261(9)

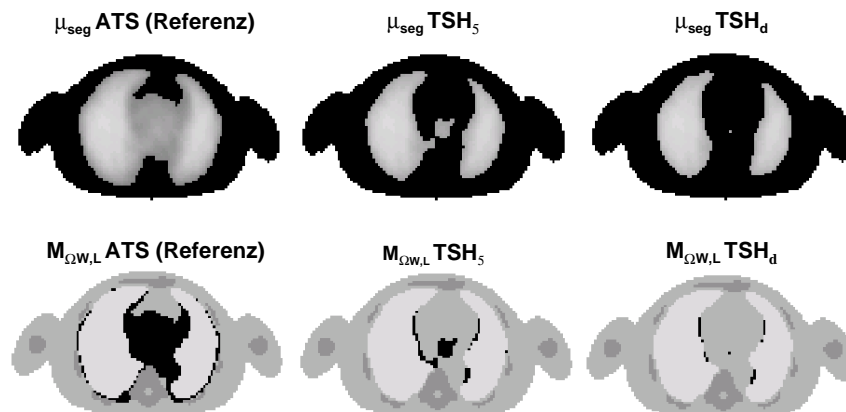


Abb. 3.5: Segmentierte Schwächungsmatrizen μ_{seg} und zu Lunge segmentierte Weichteilpixel ($M_{\Omega WL}$) bei $I_s=0,46 \cdot 10^6$ Ereignissen pro Schicht für das Referenzverfahren ATS (links), TSH₅ (Mitte) und TSH_d (rechts).

3.3.1.2 Schwellen bei sequentiell bimodalem Fitten (TSH_{B5})

Bei allen Zählraten $I_s > 0,46 \cdot 10^6$ konnte eine deutliche Trennung zwischen den „eindeutigen“ Weichteil- und Lungenpixeln festgestellt werden, was sich am Verlauf der Schwelle T_{MW} demonstrieren ließ, die deutlich zwischen der oberen (T_{MW}) und unteren Lungenschwelle (T_{AL}) (Abb. 3.6) verläuft. Bei der niedrigsten Zählrate fiel T_{MW} mit der „normalen“ Lungen-Weichteilschwelle zusammen, d.h. ein Mischbereich wurde nicht definiert. Die Abgrenzung der Lungenwerte zum Schwächungswert Luft T_{AL} war relativ unabhängig von den gemessenen Ereignissen und lag zwischen 0,015/cm und 0,012/cm, wobei hier zu beachten ist, daß das zugrunde liegende Schwächungsbild mit IR_{20} rekonstruiert wurde, was im Vergleich zur FBP höhere Lungenwerte liefert (Kap. 3.3.2). Die Werte von T_{MW} entsprechen den Werten aus Abb. 3.3.

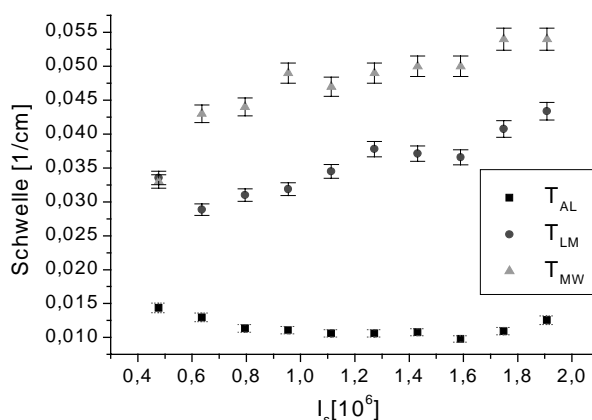


Abb. 3.6: Lungenschwellen bei TSH_{B5}.

Bei den mittleren Schwächungswerten der Lunge bei Verwendung von TSH_{B5}, ließ sich ein Anstieg von $\mu=0,020/\text{cm}$ bei $I_s=0,46 \cdot 10^6$ zu $\mu=0,034/\text{cm}$ bei $I_s=1,86 \cdot 10^6$ in beiden Lungenflügeln feststellen, wobei die Mischwerte nach Gl. 2.22 berechnet wurden (Lungeneinsatz Müller-Phantom: $\mu=0,0167/\text{cm}$). Die Anzahlen der Pixel, die dem Mischcluster zugeordnet wurden, sind in der letzten Zeile von Tabelle 3.3 abgebildet. Die Lokalisationsanalyse für das Mischcluster (Abb. 3.7) zeigte, daß am Phantom im wesentlichen nur Pixel am Lungenrand diesem Cluster zugeordnet wurden, und daß mit zunehmender Zählrate die Anzahl der Mischpixel stark sank. Für die klinische Routine hatte dieses Verfahren bisher keine Bedeutung, da die Ergebnisse der unveränderten Lungenwerte beim monomodalen Fitten (TSH) im Vergleich zum bimodalen TSH_{B5} keine signifikanten Überschätzungen der Lungenschwächung zeigten (Kap. 3.3.2).

Tab. 3.3: Mittlere Lungenschwächungswerte für TSH_{B,α7,5} in [1/cm] und Anzahl der Pixel im Mischcluster N_M

I_s	$0,46 \cdot 10^6$	$0,65 \cdot 10^6$	$0,79 \cdot 10^6$	$0,89 \cdot 10^6$	$1,12 \cdot 10^6$	$1,26 \cdot 10^6$	$1,41 \cdot 10^6$	$1,60 \cdot 10^6$	$1,74 \cdot 10^6$	$1,89 \cdot 10^6$
Links (Mittelwert)	0,0201	0,0251	0,0263	0,0277	0,0264	0,0251	0,0280	0,0272	0,0296	0,0342
Links (Std)	0,0024	0,0056	0,0049	0,0036	0,0033	0	0	0	0	0
Rechts (Mittelwert)	0,0203	0,0237	0,0253	0,0270	0,0260	0,0251	0,0278	0,0268	0,0296	0,0342
Rechts (Std)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
N_M	0	441	358	433	280	230	266	270	254	127

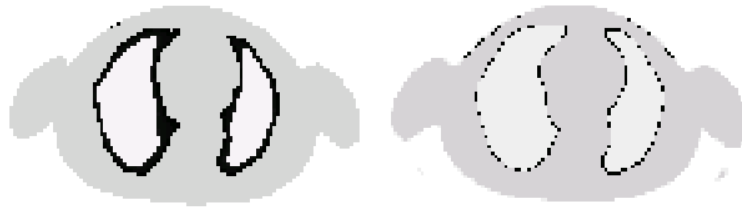


Abb. 3.7: Lokalisation M_{QLM} der Pixel im Mischcluster nach Anwendung von TSH_{B5} . Links: $I_s=0,69*10^6$, rechts: $I_s=1,89*10^6$. Die schwarzen Pixel dienen nur der Kennzeichnung.

3.3.1.3 Außenraum-Weichteilschwelle

Die optimale Außenraum-Weichteilschwelle für die iterative Rekonstruktion (IR_{20}), die aus dem Vergleich mit der Kontur der 5h Referenzmessung gewonnen wurde, zeigte im wesentlichen keine Abhängigkeit von der Zählrate (Abb. 3.8). Die adaptiven, aus dem Fit berechneten Werte, lagen bei $I_s=0,46*10^6$ Ereignissen pro Schicht bei beiden getesteten Verfahren unter der idealen Schwelle. Bei der Berechnung von T_{AW} mit TSH_5 und höheren Zählraten wurde die Schwelle zu hoch eingeschätzt, bei Verwendung des Ansatzes $T_{AW} = 0,5 \cdot \bar{\mu}_W$ wurde sie deutlich unterschätzt. Die Auswirkungen der Berechnung der Außenraum-Weichteilschwelle auf die Segmentierung wird anhand der Ergebnisse aus Kap. 3.3.2 später diskutiert werden. Grundsätzlich führt eine Unterschätzung der Außenraumschwelle zur einer Überschätzung der Objektmaske.

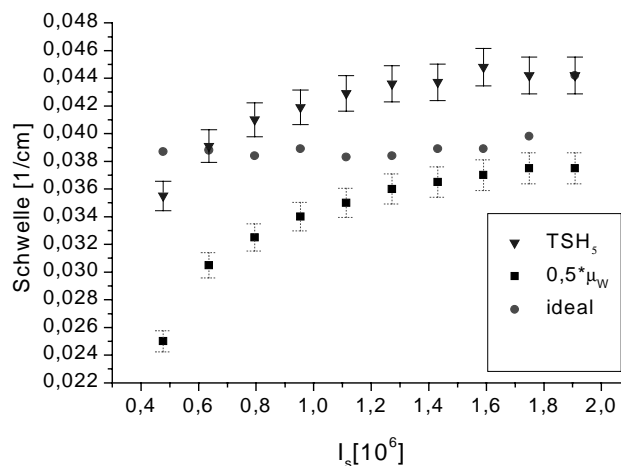


Abb. 3.8: Außenraum-Weichteilschwelle T_{AW} für TSH_5 und TSH_d im Vergleich zur manuell bestimmten Schwelle $T_{WA,opt}$ bei iterativ rekonstruierten Schwächungsbildern (IR_{20}).

3.3.2 Einflüsse des Rekonstruktionsverfahrens auf die Segmentierung mit TSH₅

3.3.2.1 Lokalisationsanalyse

Tab. 3.4 zeigt die in der Referenzmatrix $\mu_{R,C}$ enthaltenen Pixelzahlen für die vier Cluster Außenraum, Weichteil, Lunge und Knochen:

Tab. 3.4: Pixelzahlen der in der Referenzmatrix $\mu_{R,C}$ enthaltenen Cluster

	<i>Außenraum</i>	<i>Lunge</i>	<i>Weichteil</i>	<i>Knochen</i>	<i>Summe</i>
<i>Anzahl</i>	12058	1264	2665	397	16384

Lungensegmentierung:

Bei allen Rekonstruktionsverfahren erhöhte sich die Zahl der richtig segmentierten Lungenpixel Ω_{LL} mit ansteigender Zählrate (Tab 3.5). Bei der niedrigsten Meßzeit lieferten FBP_{Han20} und IR_{20} die höchsten Werte an richtig segmentierten Lungenpixeln (ohne Entstehung des mediastinalen Artefakts), wobei die Zahlen in etwa bei 85% der korrekten 1264 Lungenpixel lagen. Die schlechteste Lungensegmentierung bei der niedrigsten Zählrate wurde mit $FBP_{SL8,5}$ und $FBP_{BW8,5}$ beobachtet.

Bei höheren Zählraten lieferten IR_{20} und IR_{30} die besten Werte für die Lungensegmentierung, wobei grundsätzlich festgestellt werden konnte, daß die Erhöhung der effektiven Iterationszahl Z die Lungensegmentierung verschlechterte. Die Erhöhung des Cut-Offs zeigte eine leichte Verbesserung bei den richtig segmentierten Lungenpixeln. Die Werte in Klammern in Tab. 3.5 sind die Standardabweichungen des Mittelwertes über 10 ausgewertete Schichten.

Tab. 3.5: Ω_{LL} : Richtig segmentierte Lungenpixel bei verschiedenen Rekonstruktionsverfahren und TSH₅

$I_s [10^6]$	IR_{20}	IR_{30}	IR_{50}	IR_{100}	$FBP_{Han8,5}$	FBP_{Han10}	FBP_{Han15}	FBP_{Han20}	$FBP_{SL8,5}$	$FBP_{BW8,5}$
0,46	1086(25)	1029(23)	939(18)	944(20)	1054(35)	1059(37)	1115(34)	1140(28)	930(22)	821(29)
0,65	1189(7)	1076(9)	1000(8)	1017(7)	1025(25)	1065(22)	1163(21)	1217(15)	895(32)	565(16)
0,79	1181(6)	1124(8)	1000(8)	1062(19)	933(24)	929(23)	1111(16)	1172(12)	947(24)	884(25)
0,69	1224(4)	1201(4)	1139(4)	980(9)	1091(12)	1016(12)	1149(13)	1207(14)	952(14)	904(18)
1,12	1200(5)	1188(4)	1105(11)	1051(30)	909(20)	1012(27)	983(29)	1172(30)	830(22)	924(15)
1,26	1215(5)	1177(4)	1148(8)	1010(13)	960(17)	1067(19)	1064(19)	1128(20)	942(16)	934(15)
1,41	1226(4)	1226(7)	1175(22)	1007(28)	1050(25)	1060(24)	1028(29)	910(32)	1033(23)	1005(15)
1,60	1221(3)	1214(8)	1182(17)	1118(29)	1100(24)	1097(23)	1100(24)	1050(19)	1023(25)	1026(22)
1,74	1245(4)	1247(5)	1229(14)	1127(27)	1123(21)	1146(25)	1166(27)	1189(23)	1111(19)	1044(23)
1,89	1245(1)	1253(2)	1213(11)	1190(26)	1150(23)	1150(23)	1195(27)	1228(21)	1138(25)	1051(17)

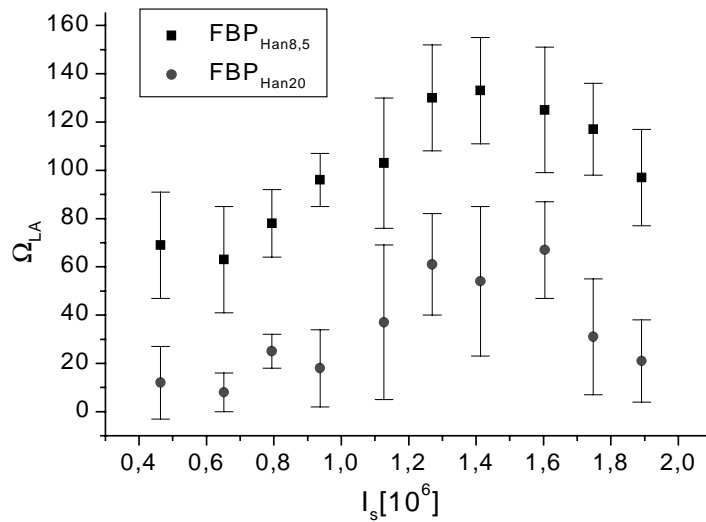


Abb. 3.9: Anzahl der Lungenpixel, die auf $\mu=0/cm$ gesetzt werden (Ω_{AL}) bei $FBP_{Han8,5}$ und FBP_{Han20} .

Die Untersuchung des Segmentierungsfehlers der Lungenpixel, die zu $\mu=0/cm$ (Ω_{AL}) segmentiert wurden, ergab, daß dieser Übergang nur bei der gefilterten Rückprojektion vorkam. Mit zunehmender Glättung der Schwächungsbilder, die durch eine Erhöhung des Cut-Offs f_c^{-1} erreicht wurde, verringerte sich der Fehler (Abb. 3.9).

Fazit der Lokalisationsanalyse bei der Lungensegmentierung ist, daß bei den richtig segmentierten Lungenpixeln entweder IR_{20} oder FBP_{20} als Verfahren der Wahl in Betracht gezogen werden muß, wobei die FBP immer das Problem der Nullwerte in den segmentierten Lungen hat.

Knochensegmentierung

Bei den niedrigsten Zählraten konnte im wesentlichen keine befriedigende Knochensegmentierung erreicht werden (Tab. 3.6). Außer mit $FBP_{SL8,5}$ $\Omega_{KK}=12\pm3$ konnte mit keinem anderen Rekonstruktionsverfahren ein richtig segmentiertes Knochenpixel bei dieser Meßzeit gefunden werden. Eine Erhöhung der effektiven Iterationszahl führte bei allen Meßzeiten zu einer Verbesserung der Knochensegmentierung, die Erhöhung des Cut-Offs führte eher zu einer Verschlechterung.

Tab. 3.6 Ω_{KK} : Richtig segmentierte Knochenpixel bei verschiedenen Rekonstruktionsverfahren. Die Werte in Klammern sind die Standardabweichungen der Mittelwerte aus 10 Schichten.

$I_s [10^6]$	IR_{20}	IR_{30}	IR_{50}	IR_{100}	$FBP_{Han8,5}$	FBP_{Han10}	FBP_{Han15}	FBP_{Han20}	$FBP_{SL8,5}$	$FBP_{BW8,5}$
0,46	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	12(3)	0(0)
0,65	0(0)	1(0)	1(1)	1(1)	9(3)	7(2)	0(0)	0(0)	0(0)	18(5)
0,79	9(3)	16(3)	1(1)	17(4)	22(5)	20(5)	15(4)	5(1)	24(7)	41(8)
0,69	7(2)	13(2)	15(1)	17(4)	22(6)	21(4)	9(2)	0(0)	36(7)	47(5)
1,12	7(4)	17(6)	19(3)	19(6)	46(12)	40(12)	13(7)	2(2)	53(13)	89(16)
1,26	24(4)	43(6)	48(6)	49(6)	85(12)	71(12)	43(11)	18(5)	95(12)	113(10)
1,41	52(9)	67(11)	73(7)	79(14)	116(22)	103(19)	71(16)	41(10)	125(23)	138(22)
1,60	64(8)	84(12)	86(13)	93(13)	140(16)	131(17)	140(20)	71(14)	148(15)	162(14)
1,74	76(14)	95(15)	101(12)	107(15)	139(20)	128(22)	110(20)	82(16)	149(19)	165(20)
1,89	91(18)	111(15)	119(15)	117(15)	162(18)	162(18)	138(23)	107(20)	169(18)	183(18)

Hier zeigte sich eine leichte Überlegenheit der FBP im Vergleich zur Iteration, wobei die Knochensegmentierung im Hinblick auf die Quantifizierung nicht im Vordergrund steht. Zudem muß beachtet werden, daß bei einer hohen Anzahl von richtig segmentierten Knochenpixeln mehr Weichteilpixel wegen statistischer Schwankungen zu Knochen abgebildet werden (Tab. 3.8).

Weichteilsegmentierung

Bei den richtig segmentierten Weichteilpixeln zeigte sich für alle Rekonstruktionsverfahren ein Abfall mit ansteigender Meßdauer (Tab. 3.7). Dieser Effekt war bei der iterativen Rekonstruktion stärker ausgeprägt, als bei der FBP, und ist ein Indiz für die Überschätzung der Außenraum-Weichteilschwelle. Bei keinem Verfahren wurden mit diesem Test alle Weichteilpixel richtig segmentiert, wobei grundsätzlich berücksichtigt werden muß, daß die Gesamtzahl der Weichteilpixel höher liegt, da bspw. auch Knochen- oder Lungenpixel zu Weichteil segmentiert werden können, was in Abb. 3.10 dargestellt wird.

Tab. 3.7: Richtig segmentierte Weichteilpixel bei verschiedenen Rekonstruktionsverfahren. Die Werte in Klammern sind die Standardabweichungen des Mittelwertes über 10 Schichten.

$I_s [10^6]$	IR_{20}	IR_{30}	IR_{50}	IR_{100}	$FBP_{Han8,5}$	FBP_{Han10}	FBP_{Han15}	FBP_{Han20}	$FBP_{SL8,5}$	$FBP_{BW8,5}$
0,46	2508(25)	2555(23)	2572(18)	2571(20)	2562(35)	2564(37)	2516(34)	2467(28)	2591(22)	2605(29)
0,65	2454(7)	2527(9)	2540(8)	2543(7)	2591(25)	2585(22)	2528(21)	2402(15)	2606(32)	2565(16)
0,79	2478(6)	2512(8)	2540(8)	2530(19)	2586(24)	2586(23)	2573(16)	2529(12)	2585(24)	2567(25)
0,69	2432(4)	2472(4)	2504(4)	2514(9)	2560(12)	2576(12)	2550(132)	2498(14)	2570(14)	2551(18)
1,12	2459(5)	2474(4)	2497(11)	2503(30)	2542(20)	2564(19)	2559(29)	2529(30)	2536(12)	2418(15)
1,26	2443(4)	2474(4)	2491(8)	2494(13)	2552(17)	2560(24)	2564(19)	2542(20)	2552(22)	2525(15)
1,41	2429(4)	2450(7)	2478(22)	2465(28)	2556(25)	2557(23)	2545(24)	2469(32)	2551(16)	2517(15)
1,60	2425(3)	2449(8)	2464(17)	2459(29)	2536(24)	2447(25)	2536(27)	2542(19)	2537(23)	2500(22)
1,74	2381(4)	2403(5)	2416(14)	2459(27)	2497(21)	2468(24)	2506(27)	2495(23)	2445(25)	2468(23)
1,89	2378(1)	2393(2)	2448(11)	2431(26)	2472(23)	2472(23)	2472(27)	2415(21)	2460(19)	2468(17)

Tab. 3.8: Ω_{WK} : Anzahl der Weichteilpixel, die zu Knochen segmentiert wurden (TSH₅).

$I_s [10^6]$	IR_{20}	IR_{30}	IR_{50}	IR_{100}	$FBP_{Han8,5}$	FBP_{Han10}	FBP_{Han15}	FBP_{Han20}	$FBP_{SL8,5}$	$FBP_{BW8,5}$
0,46	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	1(0)
0,65	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	9(0)	0(2)
0,79	0(0)	0(0)	0(0)	0(1)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	10(1)	0(4)
0,69	0(0)	0(1)	0(1)	0(3)	4(4)	0(4)	0(1)	0(0)	23(5)	5(12)
1,12	0(0)	2(5)	3(6)	4(6)	10(8)	5(7)	0(5)	0(0)	58(7)	14(8)
1,26	1(0)	4(1)	3(3)	9(3)	12(5)	7(5)	2(1)	0(0)	54(6)	15(9)
1,41	2(1)	6(1)	9(3)	13(4)	14(5)	10(5)	4(2)	4(2)	61(6)	18(7)
1,60	11(2)	14(4)	20(3)	22(3)	34(4)	25(4)	34(4)	10(2)	80(4)	39(10)
1,74	6(1)	5(4)	7(6)	12(7)	16(11)	11(9)	11(4)	11(2)	83(12)	20(16)
1,89	6(1)	7(4)	11(4)	13(4)	29(8)	29(8)	13(2)	11(1)	93(8)	38(6)

Mit der iterativen Rekonstruktion wurden weniger Weichteilpixel zu Knochen abgebildet (Tab. 3.8), als mit der gefilterten Rückprojektion, was eben genau der gegenläufige Effekt zur

Anzahl der richtig segmentierten Knochenpixel ist. Die höchste Anzahl bei diesem Segmentierungsfehler wies $\text{FBP}_{\text{SL}8,5}$ mit 83 ± 12 Pixeln bei $I_s = 1,74 \cdot 10^6$ auf. Durch die Erhöhung der effektiven Iterationszahl (=Erhöhung der Auflösung), bzw. durch die Verringerung des Cut-Offs stieg die Zahl der falschen Knochenpixel an. Dieser Effekt hängt von den statistischen Fluktuationen des Bildes ab, die mit zunehmender Glättung (Erhöhung des Cut-Offs, bzw. Reduktion der effektiven Iterationszahl) abnehmen.

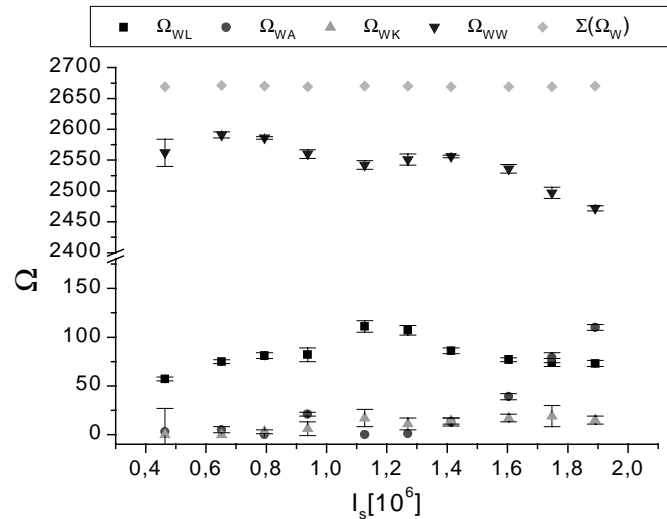


Abb. 3.10: Weichteilsegmentierung bei IR_{20} . Dargestellt sind die Anzahl der richtig segmentierten Pixel (Ω_{WW}), die Segmentierungsfehler Ω_{WL} , Ω_{WA} , Ω_{WK} und die Summe über die einzelnen Cluster.

Abb. 3.10 zeigt für IR_{20} den gesamten Abbildungsprozeß aller Weichteilpixel. Es konnte festgestellt werden, daß die Zahl der richtig segmentierten Weichteilpixel bei diesem Rekonstruktionsverfahren (und der adaptiven Außenraumschwelle) mit ansteigender Zählrate sank. Gleichzeitig stieg die Anzahl der Weichteilpixel, die dem Außenraum zugeordnet wurden (Ω_{WA}), an. Dieser Effekt ist durch die leichte Überschätzung der Außenraumschwelle zu deuten, die dazu führt, daß die Objektmaske unterschätzt wird. Die Summe aller Übergänge bei einer Meßzeit ergab wieder die in Tab. 3.4 abgebildete Anzahl der Weichteilpixel in der Referenzmatrix (2664).

3.3.2.2 Mittlere Lungenschwächungswerte

Die Schwächungswerte der Lungen im segmentierten Bild, die bei Standard-TSH₅ nicht verändert werden (und somit den rekonstruierten Lungenschwächungswerten entsprechen), lagen für IR_{20} etwas höher als der tatsächliche Schwächungswert des Phantoms ($\mu = 0,0167/\text{cm}$), blieben aber über die gesamte Meßzeit relativ konstant (Tab. 3.9).

Eine Erhöhung der effektiven Iterationszahl führte zu einer Verringerung der rekonstruierten Schwächungswerte auf Werte zwischen $0,009/\text{cm}$ und $0,012/\text{cm}$ bei IR_{100} . Bei Verwendung der gefilterten Rückprojektion wurden die Lungenschwächungswerte grundsätzlich unterschätzt, was wieder ein Hinweis auf die zu Luft segmentierten Schwächungswerte ist, die nur bei der gefilterten Rückprojektion vorkommen. Die Erhöhung des Cut-Offs führte zu keiner signifikanten Veränderung der mittleren Lungenschwächungswerte. Die Berechnung der mittleren Schwächungswerte erfolgte mit den Referenzregionen, die in Kap. 2.4.2.2 beschrieben sind.

Tab. 3.9: Mittelwerte und Standardabweichungen (in Klammern) der rekonstruierten Lungenschwächung bei verschiedenen Rekonstruktionsverfahren.

I_s [10^6]	IR_{20}	IR_{30}	IR_{50}	IR_{100}	$FBP_{Han8,5}$	FBP_{Han10}	FBP_{Han15}	FBP_{Han20}	$FBP_{SL8,5}$	$FBP_{BW8,5}$
	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$
0,46	17,6(2,6)	14,5(2,9)	13,3(3,3)	12,5(4,7)	10,7(6,3)	10,8(6,3)	11,8(5,7)	12,8(5,1)	12,8(6,5)	12,0(9,3)
0,65	19,6(2,8)	15,8(3,2)	14,5(3,5)	13,8(4,8)	13,0(6,1)	13,2(5,8)	13,9(5,2)	14,7(4,9)	10,6(6,5)	12,9(10,1)
0,79	19,3(2,8)	15,5(3,1)	14,5(3,5)	13,6(4,7)	14,5(6,6)	12,7(6,2)	13,5(5,5)	14,5(4,4)	12,5(6,9)	13,5(10,3)
0,69	18,9(2,8)	14,8(3,1)	13,6(3,5)	12,0(5,3)	11,6(7,5)	11,8(6,3)	12,6(5,4)	13,9(4,5)	11,6(6,8)	12,5(10,7)
1,12	18,1(3,0)	13,7(3,5)	11,8(4,7)	9,3(6,9)	9,7(7,0)	9,7(7,5)	10,3(7,1)	11,5(7,0)	9,6(7,6)	9,8(10,7)
1,26	17,8(2,7)	13,4(2,9)	11,3(4,8)	8,9(6,1)	9,8(6,1)	9,8(6,9)	10,5(6,4)	11,9(6,1)	9,8(7,2)	10,6(12,3)
1,41	18,1(2,3)	13,7(2,5)	12,0(4,6)	9,8(5,3)	10,9(7,3)	11,0(5,9)	11,8(5,1)	12,8(4,3)	10,8(6,4)	11,5(11,2)
1,60	18,0(2,6)	13,5(3,3)	11,4(3,4)	9,3(6,3)	10,5(6,2)	10,5(7,0)	10,5(7,3)	11,9(6,4)	10,5(7,6)	10,3(11,1)
1,74	18,2(2,1)	13,8(2,2)	12,1(3,3)	10,0(5,3)	11,2(6,4)	11,4(5,8)	12,2(4,8)	13,7(3,2)	11,3(6,5)	12,1(11,5)
1,89	18,7(2,0)	14,5(2,2)	13,2(2,8)	13,2(4,7)	13,2(6,4)	13,2(6,4)	13,9(4,9)	14,7(4,1)	13,2(6,8)	12,9(12,3)

3.3.2.3 Abweichung der Korrekturfaktoren

Tab. 3.10 zeigt die mittleren Abweichungen der Korrekturfaktoren, die aus den segmentierten Schwächungsmatrizen mittels Vorwärtsprojektion berechnet wurden. Bei allen Rekonstruktionsverfahren wurden die mittleren Korrekturfaktoren bei der niedrigsten Meßzeit überschätzt. Den geringsten Fehler lieferte hier IR_{20} mit $\Delta P_k=4,97\%$, die höchste Abweichung bei dieser Zählrate war $\Delta P_k=10,58\%$ bei Verwendung von $FBP_{BW8,5}$. Bei steigender Zählrate wurden die Überschätzungen geringer. Bei der iterativen Rekonstruktion stellte sich sogar eine Unterschätzung der Korrekturfaktoren ein, die bei IR_{20} bei ca. -3% lag. Mit der Erhöhung der effektiven Iterationszahl wurde die Spanne der Abweichungen zwischen der geringsten Zählrate und der höchsten Zählrate größer.

Die besten Ergebnisse bei Meßzeiten über 1min ($I_s > 1,12 \cdot 10^6$) lieferte die gefilterte Rückprojektion mit Hanning-Filter. Bei dieser Konfiguration schwankten die Abweichungen zwischen $-0,8\%$ für $f_c^{-1}=8,5mm$ und $1,1\%$ bei $f_c^{-1}=20mm$. Den schlechtesten Wert lieferte die Rekonstruktion mit $FBP_{BW8,5}$ ($\Delta P_k=30,22\%$).

Tab. 3.10: Mittlerer Fehler [%] der Korrekturfaktoren ΔP_k der segmentierten Schwächungsmatrix. Die Werte in Klammern entsprechen den Standardabweichungen über alle Projektionen. Hervorgehoben sind die geringsten Abweichungen.

I_s [10^6]	IR_{20}	IR_{30}	IR_{50}	IR_{100}	$FBP_{Han8,5}$	FBP_{Han10}	FBP_{Han15}	FBP_{Han20}	$FBP_{SL8,5}$	$FBP_{BW8,5}$
	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$	$\mu[10^{-3}/cm]$
0,46	4,97(2,60)	5,58(2,32)	8,33(2,50)	7,66(2,42)	6,45(3,79)	6,82(4,01)	6,96(4,04)	7,61(4,26)	5,99(2,28)	10,58(3,99)
0,65	0,12(1,46)	1,78(1,38)	3,29(1,33)	2,85(1,28)	4,85(2,39)	4,47(2,40)	3,51(2,72)	3,17(2,97)	8,68(3,68)	15,22(3,50)
0,79	-0,36(0,96)	-0,12(0,86)	3,29(1,33)	0,34(0,97)	4,80(1,35)	5,08(1,36)	3,40(1,83)	3,06(2,00)	4,03(1,31)	7,81(2,51)
0,69	-2,21(0,92)	-2,71(0,93)	-1,21(0,94)	1,10(1,18)	1,03(1,40)	2,84(1,47)	1,58(1,68)	1,78(1,97)	2,89(1,44)	6,18(2,76)
1,12	-2,05(0,75)	-2,99(0,77)	-2,17(0,75)	-2,30(0,91)	2,33(1,28)	1,47(1,11)	2,33(1,22)	1,20(1,52)	2,72(1,32)	30,80(5,67)
1,26	-2,91(0,72)	-3,47(0,73)	-3,41(0,77)	-2,71(0,75)	0,75(0,81)	0,12(1,22)	0,53(1,01)	0,93(1,27)	0,82(0,88)	1,76(1,31)
1,41	-3,10(0,63)	-4,28(0,98)	-4,05(1,05)	-3,03(0,83)	0,10(1,13)	-0,11(1,07)	-0,03(0,93)	0,92(1,74)	0,13(1,16)	1,42(1,72)
1,60	-3,01(0,71)	-4,12(0,95)	-4,23(1,10)	-4,34(1,32)	-0,32(1,47)	-0,29(1,32)	-0,32(1,47)	1,08(1,05)	-0,18(1,14)	0,99(1,53)
1,74	-3,99(0,70)	-4,88(1,15)	-5,05(1,26)	-4,59(1,24)	-0,96(1,27)	-1,35(1,27)	-0,84(1,15)	-0,08(0,97)	-1,50(1,38)	0,11(1,49)
1,89	-3,70(0,84)	-4,96(1,23)	-4,49(1,15)	-4,71(1,30)	-0,84(1,52)	-0,84(1,52)	-1,00(1,19)	-0,78(1,09)	-0,85(1,57)	0,30(1,70)

3.3.2.4 Gesamtschwächung

Die Gesamtschwächung zeigte eine ähnliche Abhängigkeit von der Meßzeit wie die Abweichungen der Korrekturfaktoren. Im Vergleich zum entsprechenden Wert der Referenzmatrix, $\Sigma\mu_R=315,9$ wurde dieser Wert bei der kürzesten Transmissionszeit bzw. bei der niedrigsten Zählrate immer überschätzt und sank bei allen Verfahren mit der Erhöhung der Transmissionszeit ab. Die besten Ergebnisse bei höheren Zählraten und den geringsten Gradienten bei der Erhöhung der Transmissionszeit lieferte die FBP_{Han} , unabhängig von der Wahl des Cut-Offs. $FBP_{BW8,5}$ lieferte über den gesamten Meßbereich die höchsten Abweichungen.

Tab. 3.11: $\Sigma\mu_{seg}$: Gesamtschwächung in den segmentierten Matrizen für verschiedene Rekonstruktionsverfahren. Der hervorgehobene Bereich zeigt die geringsten Abweichungen zum Sollwert ($\Sigma\mu_{seg} = 315/cm$)

$I_s [10^6]$	IR_{20} $\mu[1/cm]$	IR_{30} $\mu[1^3/cm]$	IR_{50} $\mu[1/cm]$	IR_{100} $\mu[1/cm]$	$FBP_{Han8,5}$ $\mu[1/cm]$	FBP_{Han10} $\mu[1/cm]$	FBP_{Han15} $\mu[1/cm]$	FBP_{Han20} $\mu[1/cm]$	$FBP_{SL8,5}$ $\mu[1/cm]$	$FBP_{BW8,5}$ $\mu[1/cm]$
0,46	326,85	328,86	335,25	333,84	330,92	331,98	331,92	3330,7	330,91	343,38
0,65	314,06	319,01	323,16	321,61	327,96	326,73	324,05	321,64	336,98	352,42
0,79	313,98	314,68	323,16	316,74	329,63	330,12	324,65	323,85	328,21	336,91
0,96	307,58	307,08	310,91	316,97	318,63	322,90	319,30	318,95	323,71	332,40
1,12	308,71	306,12	309,39	309,34	323,13	320,60	321,91	317,91	324,15	371,61
1,26	306,24	305,47	305,99	307,78	318,68	316,46	316,98	317,33	319,70	325,50
1,41	306,21	303,60	305,17	307,88	318,03	317,20	316,63	317,31	318,63	323,84
1,60	306,98	305,08	305,21	304,84	318,18	317,51	318,18	320,01	318,87	323,65
1,74	305,06	302,51	302,57	304,33	316,87	315,64	316,34	316,97	315,97	321,46
1,89	305,70	302,58	304,58	303,82	316,47	316,47	315,89	315,74	317,07	323,02

3.3.2.5 Quantifizierung simulierter Datensätze

Die visuelle Betrachtung (Abb. 3.11) zeigt, daß sich eine schlechte Segmentierung direkt auf die Emissionsbilder in Form von Artefakten auswirkt, wie hier anhand des Vergleichs von $FBP_{BW8,5}$ (1. Spalte) bei $I_s=0,46 \cdot 10^6$ (1. Reihe) und $I_s=1,89 \cdot 10^6$ (2. Reihe) mit IR_{20} demonstriert wurde. Bei der kürzesten Transmissionsmeßzeit entstanden bei beiden Rekonstruktionsverfahren scheinbar erhöhte Aktivitätskonzentrationen am Lungenrand (1: „Pseudo-Pleurakarzinose“) und eine Unterschätzung der Aktivität in der Wirbelsäulenregion durch die fehlende Knochensegmentierung (2). Bei $FBP_{BW8,5}$ blieben auch bei höheren Meßzeiten Artefakte bestehen (3). Die Quantifizierung ergab, daß die Fehler bei IR_{20} geringer waren als bei $FBP_{BW8,5}$, was die Bedeutung der richtigen Wahl des Rekonstruktionsverfahrens unterstreicht. Die Pseudo-Pleurakarzinose ist in der zu klein segmentierten Lunge begründet, was bei dieser Meßzeit bei praktisch allen Verfahren vorkommt (vgl. richtig segmentierte Lungenpixel, Abb. 3.4).

Daneben zeigte sich, daß eine fehlende Knochensegmentierung sehr wohl zu lokalen Unterschätzungen und Fehlern führen kann. Man muß aber berücksichtigen, daß bei Patientendatensätzen massiver Knochen nur in den Oberarmen und Oberschenkeln vorkommt und dort für die Quantifizierung keine Rolle spielt.

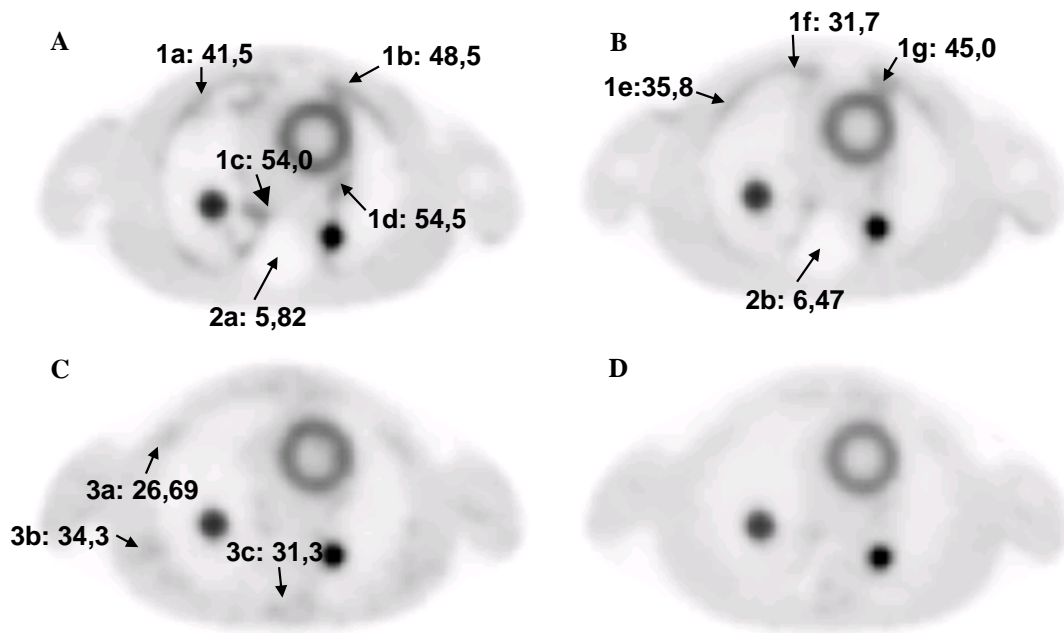


Abb. 3.11: Segmentierte Schwächungskorrektur auf simulierten Datensätzen: A/C: $FBP_{BW8,5}$ B/D: IR_{20} . Obere Zeile (A,B) $I_s=4,6 \cdot 10^5$, untere Zeile (C,D) $I_s=1,87 \cdot 10^6$ Ereignisse je Schicht. Die Werte sind Aktivitätskonzentrationen in kBq/ml

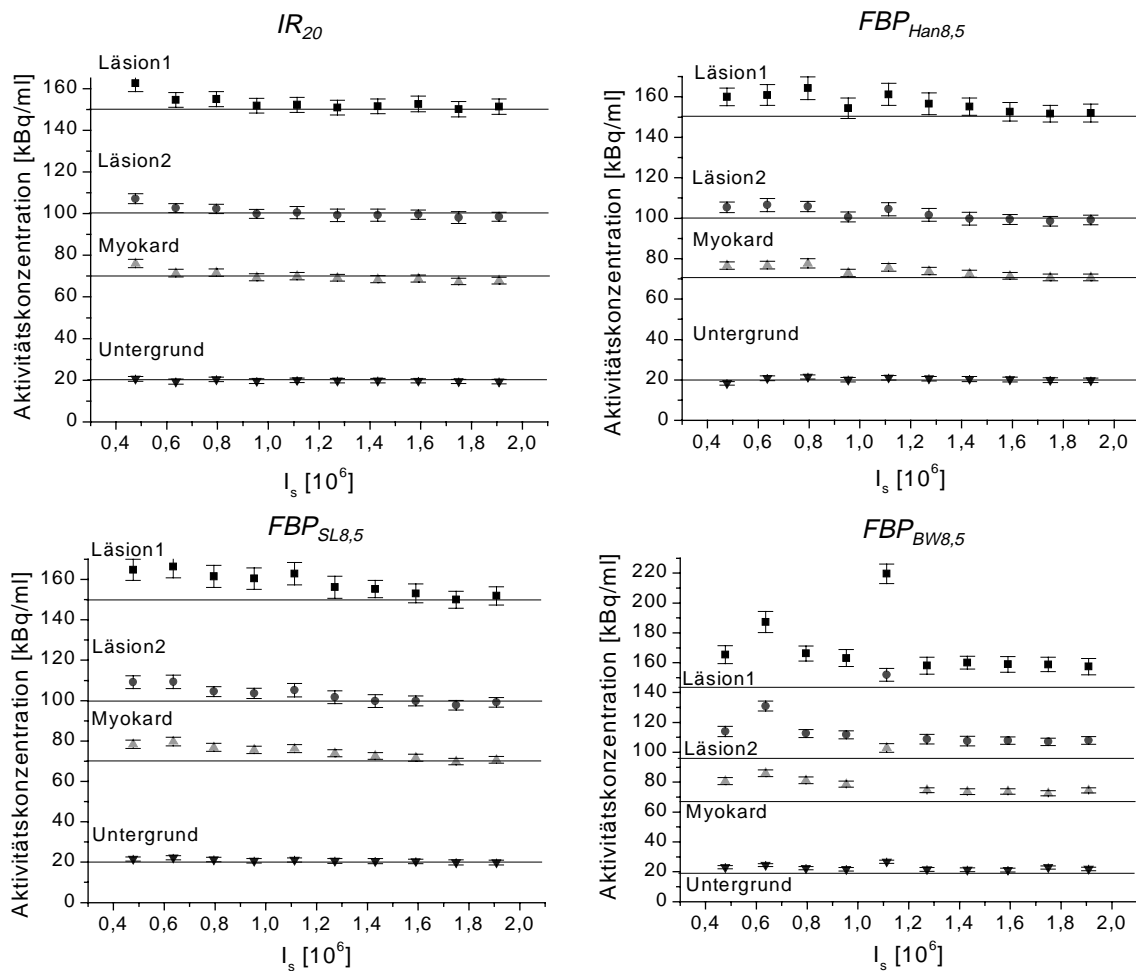


Abb. 3.12: Einflüsse der segmentierten Schwächungskorrektur auf die Quantifizierung idealer Daten für verschiedene Verfahren zur Rekonstruktion der Schwächungsdaten vor Segmentierung.

Die Quantifizierung simulierter Datensätze (Abb. 3.12) macht deutlich, daß es bei der Wahl eines ungeeigneten Rekonstruktionsverfahrens, wie z.B. $FBP_{SL8,5}$ oder $FBP_{BW8,5}$, zu sehr großen Fehlern bei der Bestimmung der Aktivitätskonzentrationen kommen kann, wobei hier in den Herden noch keine lokalen Effekte, wie die Transmissionsrecovery, berücksichtigt wurden. Bei den beiden Verfahren IR_{20} und $FBP_{Han8,5}$ kann davon ausgegangen werden, daß eine Quantifizierung mit einer Abweichung von 5% möglich ist, wenn etwas oberhalb der für die Stabilität relevanten minimalen Meßzeit (hier 30s), gearbeitet wird. Aufgrund der größeren Überschätzung der Werte bei $FBP_{Han8,5}$ in Läsion1 sind hier leichte Vorzüge für die Iteration zu erkennen, die aber im Prinzip nicht signifikant sind. Am Myokard und im Untergrund zeigt sich bei IR_{20} andeutungsweise eine Parallele zu den vorherigen Ergebnissen (Gesamtschwächung, Abweichungen der Korrekturfaktoren), nämlich leicht abfallende Konzentrationswerte mit steigender Meßzeit.

3.3.3 Einflüsse des Transmissions-Auflösungsvermögens bei TSH (Jordan-Phantom)

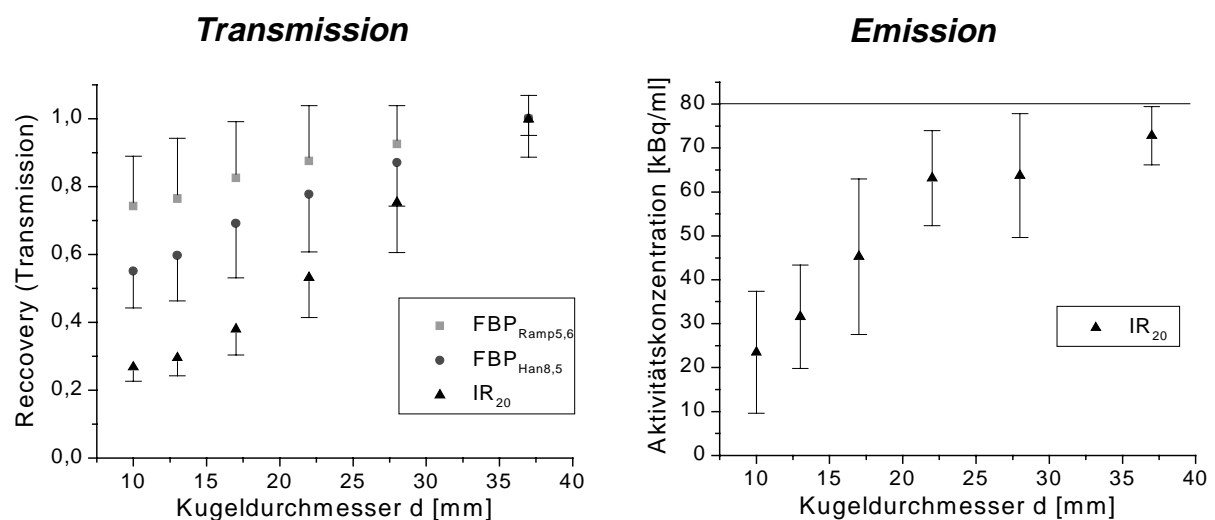


Abb. 3.13: Links: Recovery der Transmission normiert auf $d=37\text{mm}$ für $FBP_{Ramp5,6}$, $FBP_{Han8,5}$ und IR_{20} bei einer Transmissionszeit von $t=2\text{h}$. Rechts: Recovery der gemessenen Aktivitätskonzentration bei gemessener Schwächungskorrektur (MAC, $t=12\text{min}$) und iterativer Rekonstruktion (IR_{20}).

Die Recovery-Koeffizienten (gemessenes μ /wahres μ , normiert auf den Wert der 37mm Kugel) bei einer 2h Transmission am Jordan-Phantom (Abb. 3.13, links) zeigten einen deutlich ungünstigeren Verlauf bei Verwendung der iterativen Rekonstruktion mit IR_{20} : während sich beim kleinsten Kugeldurchmesser bei der Rekonstruktion der Daten mit $FBP_{Ramp5,6}$ noch eine Wiederfindung von 73% zeigte, konnten bei $FBP_{Han8,5}$ nur noch 68% und bei IR_{20} sogar nur noch 23% des Schwächungskoeffizienten gemessen werden.

Die Aktivitätskonzentrationen bei Anwendung der gemessenen Schwächungskorrektur (MAC) mit einer Meßzeit von $t=12\text{min}$ und anschließender iterativer Rekonstruktion der Emissionsdaten mit IR_{20} zeigten Werte von $A_{d=37\text{mm}}=72,82\text{ kBq/ml}$ bis zu $A_{d=10\text{mm}}=23,52\text{ kBq/ml}$ (Abb. 3.13 rechts), was in Prozent ausgedrückt einer Recovery des Emissionsscans von 91% bei $d=37\text{mm}$ und 30% bei $d=10\text{mm}$ entspricht.

Das wichtigste Ergebnis der Auswertung der mit segmentierter Schwächungskorrektur (TSH_5) berechneten Datensätze der Messung am Jordan-Phantom war, daß bei allen realisierten Zählraten im Emissionsbild alle Kugeln deutlich sichtbar waren.

In Abb. 3.14 sind für drei Meßzeitpunkte $t=20\text{s}$, $t=60$ und $t=110\text{s}$ die gemessenen Schwächungskoeffizienten, die Schwächungskoeffizienten nach Segmentierung und die Aktivitätskonzentration der Kugeln nach segmentierter Schwächungskorrektur abgebildet. Die Schwächungsbilder wurden mit IR_{20} und $FBP_{Han8,5}$ rekonstruiert. Bei den nicht

segmentierten Schwächungskoeffizienten zeigte sich eine deutliche Erhöhung der gemessenen Werte mit ansteigender Meßzeit (Abb. 3.14, 1. Zeile). Grundsätzlich lieferte das iterative Verfahren niedrigere Werte als die gefilterte Rückprojektion. Nach Segmentierung konnte bei allen Meßzeiten eine deutliche Anhebung der Schwächungskoeffizienten in den Kugeln mit $d > 17\text{mm}$ festgestellt werden (Abb. 3.14, 2. Zeile), wobei auch hier die gefilterte Rückprojektion überlegen war. Die Werte bei $d = 10\text{mm}$ und $d = 13\text{mm}$ blieben durch die Segmentierung unverändert, der Wert der 17mm Kugel wurde nur bei der kürzesten Meßzeit und $\text{FBP}_{\text{Han8,5}}$ angehoben (Abb. 3.14, 1.Sp./2.Zeile.).

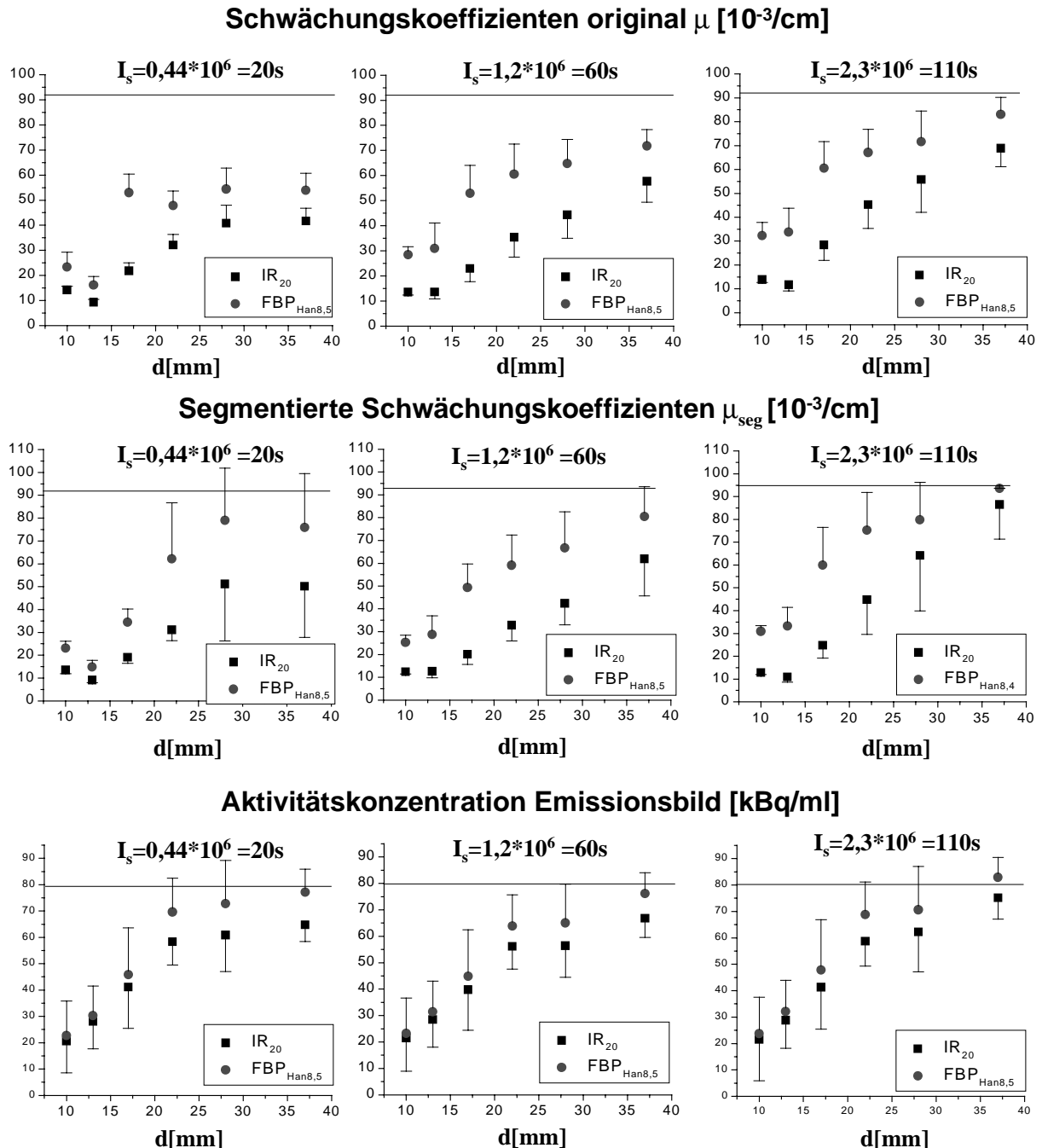


Abb. 3.14: Messung am Jordan-Phantom: Die Spalten der Grafik entsprechen jeweils gleichen Zählraten, die erste Zeile zeigt die gemessenen mittleren Schwächungswerte der Kugeln in Luft, die zweite Zeile die Schwächungswerte nach Segmentierung und die dritte Zeile die gemessene Aktivitätskonzentration bei homogener Kugelfüllung mit einer ^{18}F -Wasser-Lösung mit $A = 80\text{ kBq/ml}$, 7min Emissionsmeßzeit und segmentierter Schwächungskorrektur (TSH₅).

Hier läßt sich im Bezug auf den Einsatz des Rekonstruktionsverfahrens ein deutlicher Vorteil der gefilterten Rückprojektion erkennen. Die Recovery der Transmission wird im Vergleich zu IR_{20} wesentlich verbessert, was zu einer Anhebung der Schwächungswerte in den segmentierten Daten für größere Kugeldurchmesser führte. Dadurch wird auch die Recovery der korrigierten Emission signifikant verbessert, so daß eine abschließende Betrachtung von Abb. 1.14 bei fast allen Meßpunkten bessere Werte für die FBP zeigt. Andererseits sind die Recovery-Werte bei IR_{20} -Segmentierung und mit gemessener Schwächungskorrektur ($75 \cdot 10^6$ Ereignissen/FOV = 12min) gleich gut.

3.3.4 Patientendatensätze

Patient 1: Das erste Beispiel zeigt einen Vergleich zwischen der Segmentierung mit TSH und dem Referenzverfahren (ATS) bei einem 100kg schweren Patienten, der mit einer Gesamtzählrate von $25 \cdot 10^6$ Ereignissen pro FOV transmittiert wurde. Das entsprechende Wertehistogramm ist in Kap. 2.1 abgebildet (Abb. 2.1). Die Meßzeiten der einzelnen Felder, die mit jeweils drei Schichten überlappend aufgenommen wurden, waren (beginnend am Kopf) 48,72,75,69,60,57 und 51s bei einer Quellenstärke von 70%.

Die berechneten Schwellen für den Datensatz waren $T_{LW}(\text{Referenzverfahren})=0,06/\text{cm}$, $T_{LW}(\text{TSH}_7)=0,043/\text{cm}$ und $T_{LW}(\text{TSH}_d)=0,037/\text{cm}$. Bei der Referenzmethode ATS wurde praktisch der gesamte Innenraum auf Lungenschwächung gesetzt (Abb. 3.15, links), die Anwendung der niedrigeren Schwelle mit TSH_5 reduzierte die Artefakte im wesentlichen auf den Übergang zwischen 2 Feldern (FOV) (Abb. 3.15, Mitte), und TSH_d lieferte eine fast vollständig artefaktfreie Schwächungsmatrix (Abb. 3.15, rechts).

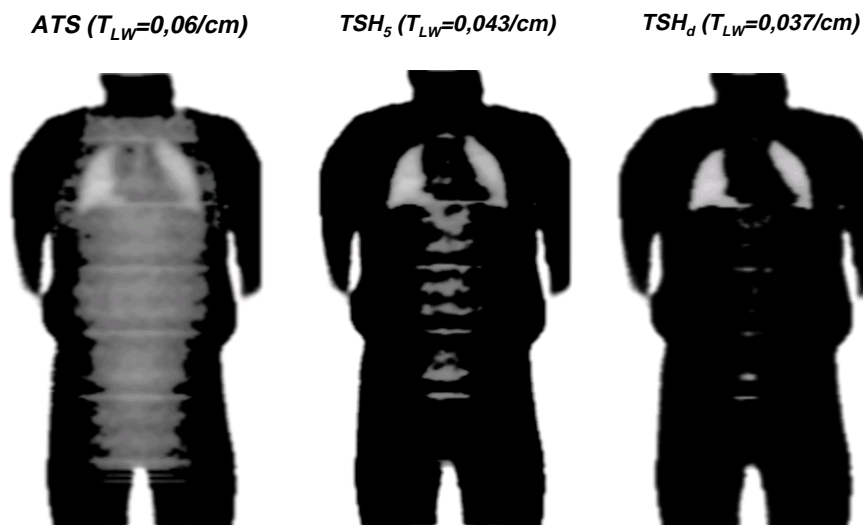


Abb. 3.15: Patientenstudie 1: 100kg schwerer Patient (179cm) wurde mit $25 \cdot 10^6$ Ereignissen/FOV transmittiert und mit ATS (Referenz), TSH_5 (Standardverfahren Routine) und TSH_d segmentiert.

Die Anzahl der Nulllinien in den Rohdaten (Abb. 3.16, linke Skala) und die Summe der Schwächungsmatrix des segmentierten Bildes zeigten den gleichen Verlauf (Abb. 3.16, rechte Skala). Die Spitzen bei den Nulllinien entsprechen den Randschichten des Gesichtsfeldes, deren Empfindlichkeit um den Faktor zwei reduziert ist. Innerhalb des Gesichtsfeldes (FOV) wurden noch die Schwankungen der Empfindlichkeiten der einzelnen Schichten sichtbar, die bei Emissionsmessungen durch eine Kalibrierung (Well-Counter) ausgeglichen werden.

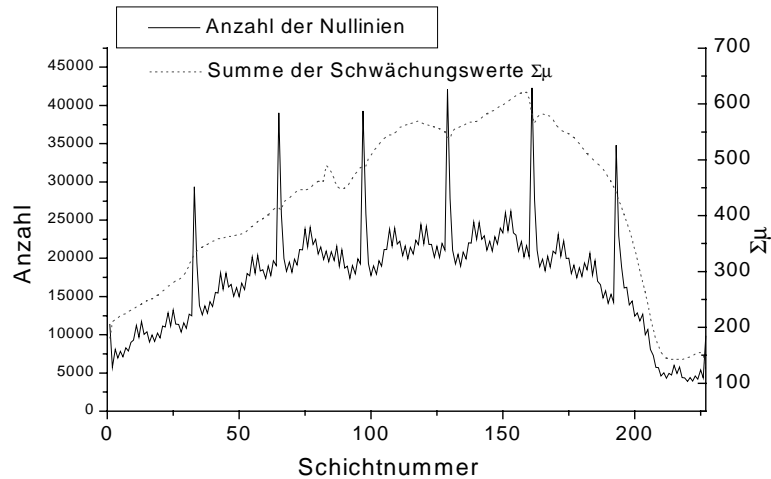


Abb. 3.16: Anzahl der Nulllinien im Transmissionssinogramm (linke Skala) und Summe der Schwächungswerte der mit TSH_d segmentierten Matrix (rechte Skala).

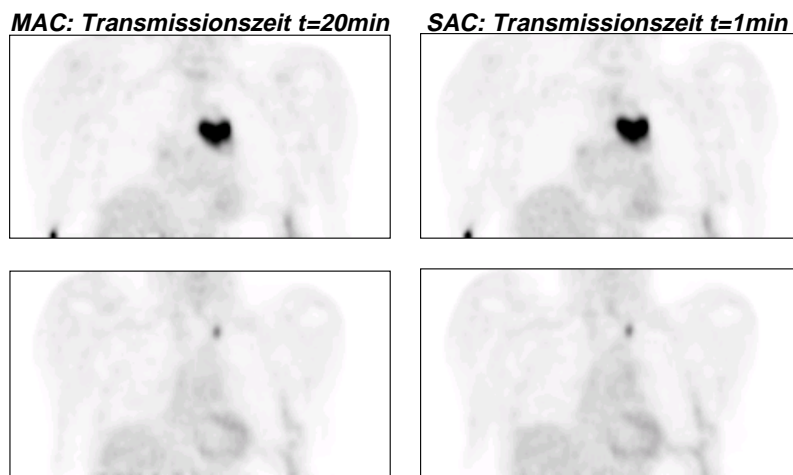


Abb. 3.17: Vergleich zwischen Standardtransmission (MAC, 20min) (links) und segmentierter Schwächungskorrektur (SAC) mit 1min Transmissionszeit (rechts) bei einem Patienten mit Bronchial-Ca.

Patient 2: Dieses Beispiel zeigt einen Vergleich der Quantifizierung eines Patienten mit Bronchial-Ca bei Standard-Langtransmission über dem Lungenfeld (20min) und einer ca. 1-minütigen Kurztransmission für den Ganzkörper. Betrachtet wurden zwei Läsionen mit unterschiedlichen Durchmessern in der Lunge. Die Werte sind in Tab. 3.12 abgebildet, die Patientendatensätze in Abb. 3.17 dargestellt.

Tab. 3.12: Vergleich zwischen MAC(20min) und TSH(1min) bei einem Patienten mit Bronchial-Ca. Dargestellt sind die Aktivitätskonzentrationen in [kBq/ml] des Primärtumors und einer kleinen Metastase.

	Tumor			Kleine Läsion		
	MAC	SAC	Differenz	MAC	SAC	Differenz
Mittelwert	36,49(6,61)	37,55(6,7)	+2,9%	12,44(4,51)	11,89(4,60)	-4,68%

Patient 3: Patient 3 ist ein Extrembeispiel für die Unterschätzung der Lungen-Weichteilschwelle T_{LW} bei Anwendung der Fit-Methode mit Begrenzung des Wertebereichs (*Fit-Methode 1*). In dieser Deutlichkeit kam der Effekt bei zwei von den insgesamt 1500 Patienten vor. Fit-Methode 1 (Begrenzung des Fit-Bereichs auf das Intervall von T_{LW} bis 0,12/cm) führte zu einer Schwelle von 0,025/cm und somit zu einer signifikanten Unterschätzung der Lungengröße, wie in Abb. 3.18 leicht erkennbar ist. Die Auswirkungen auf das Emissionsbild waren dementsprechend ein deutlich abgebildeter Lungenrand (1), eine fragliche zweite Läsion (2) und eine Überschätzung der Tumorgröße (3). Am Histogramm erkennt man (Abb. 3.18, untere Bilderreihe), daß die Fit-Funktion zwar eine gute Anpassung an die linke Flanke des Peaks lieferte, die Werte in der Gegend von $\mu=0$ /cm aber zu hoch waren. Wurde der Fit-Bereich konstant gehalten und dafür die Werte zwischen 0/cm und T_{LW} durch die Werte der Fit-Funktion für jede Iteration ersetzt (*Fit-Methode 2*), konnte eine Schwelle von $T_{LW}=0,055$ /cm berechnet werden. Diese Schwelle ermöglichte eine artefaktfreie Darstellung.

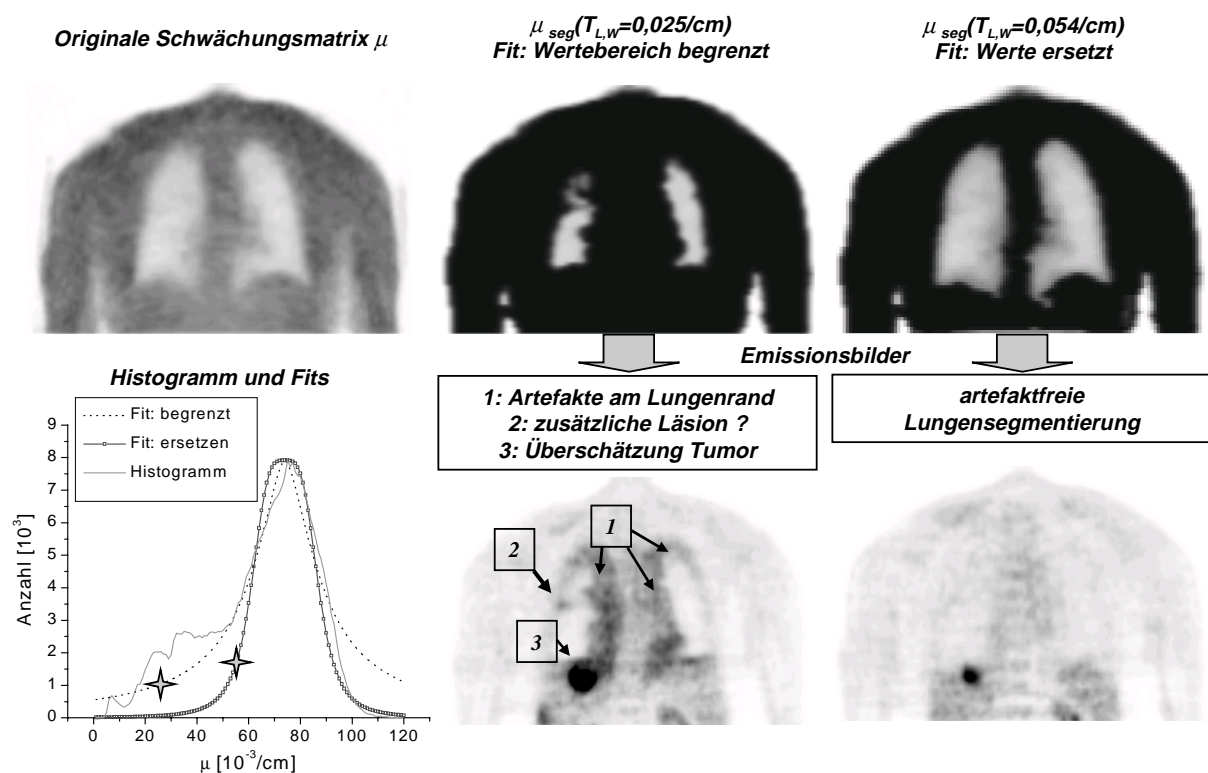


Abb. 3.18: Segmentierungsfehler bei begrenztem Wertebereich des Fits (*Fit-Methode 1*, 2. Spalte), und Eliminierung des Artefakts durch Anwendung der Werteersetzung (*Fit-Methode 2*, 3. Spalte). Dargestellt sind die originalen Schwächungswerte μ (1. Spalte, oben), die segmentierten Schwächungsmatrizen (1. Zeile, Spalte 2 und 3), die dazugehörigen Emissionsbilder und das gefittete Wertehistogramm.

Bei etwa 5% aller Patienten kam der Effekt der „Pseudo-Pleurakarzinose“ in sehr viel abgeschwächterer Form, d.h. als Überbewertung eines schmalen Lungenrandes im Emissionsbild, bei Anwendung des begrenzten Fit-Bereiches in der klinischen Routine vor. Im Normalfall beeinträchtigte dieser Effekt die Befundung nicht, wobei in Zweifelsfällen der Vergleich mit den unkorrigierten Bildern herangezogen wurde.

3.4 Transmissions-Segmentierung mit Fuzzy Logic (TSF)

3.4.1 Strategie zur Defuzzifizierung des Inferenzsystems

Untersucht wurden zwei zentrale Strategien zur Defuzzifizierung, d.h. zur Umwandlung der Fuzzy-Inferenz in einen Schwächungskoeffizienten bei TSF ohne Lungenkorrektur (LC, „lung correction“). Die Basisbilder vor Segmentierung wurden iterativ rekonstruiert (IR_{20}). Das Inferenzsystem wurde an die Lungen-Weichteilschwelle $T_{LW}(TSH_5)$ angepaßt. Abb. 3.19 zeigt die segmentierten Schwächungsmatrizen der ersten drei Messungen ($I_s=0,46*10^6$, $0,65*10^6$ und $0,75*10^6$ Ereignisse pro Schicht) für die Strategie des „besten Kompromisses“ („Centroid“) und die wahrscheinlichste Lösung („Middle of Maximum“).

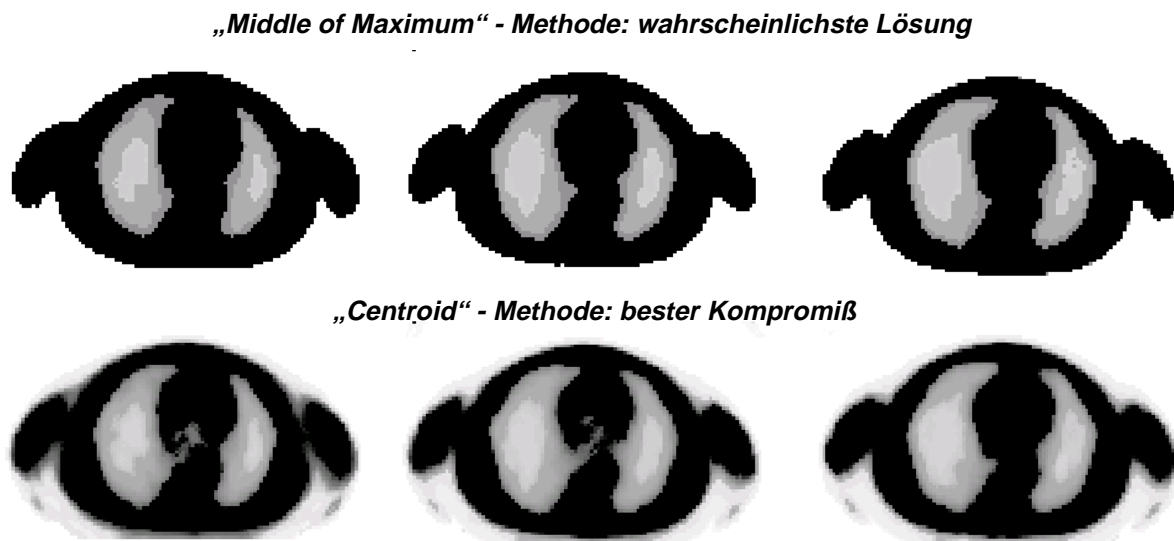


Abb. 3.19: Einflüsse der Defuzzifizierungsmethode auf die Segmentierung für Zählraten von $0,47*10^6$ Ereignissen (Spalte 1), $0,65*10^6$ (Spalte 2) und $0,79*10^6$ Ereignisse (Spalte3) für die Strategien „bester Kompromiß“ und „wahrscheinlichste Lösung“.

Die mit der Centroid-Methode erzeugten Schwächungsmatrizen zeigten im zentralen Bereich den „typischen“ Schwächungsartefakt. Bei der später angewendeten Kantenkorrektur wurde auch dieser Bereich erfaßt und nachsegmentiert, was zu einer Vergrößerung des Artefaktes führte. Die Entscheidung für die wahrscheinlichste Lösung lieferte hier artefaktfreie Schwächungsmatrizen und wurde deshalb als Standardeinstellung des Systems gewählt. Das bedeutet, daß auch hier zur Kompensation der Verschiebung der Weichteilwerte das Setzen eines vordefinierten Weichteilswächungswertes, was durch die Strategie der wahrscheinlichsten Lösung realisiert wird, erforderlich ist.

3.4.2 Genauigkeit der Segmentierung mit TSF

3.4.2.1 Lokalisationsanalyse

In Abb. 3.20 sind richtig segmentierte Lungenpixel bei TSF und TSF_{LC} im Vergleich abgebildet. Während die Segmentierung mit TSF ohne die lokale Korrektur einen ähnlichen Verlauf wie bei der binären Segmentierung zeigt, wurde bei der Anwendung der Lungenkorrektur ein Wert von $\Omega_{LL}=1241$ Pixel erreicht. Bei $I_s=0,46*10^6$ Ereignissen pro Schicht wurde die Lungenkorrektur zweimal hintereinander angewendet, was zu einer fast vollständigen Kompensation des Fehlers bei Ω_{LL} führte.

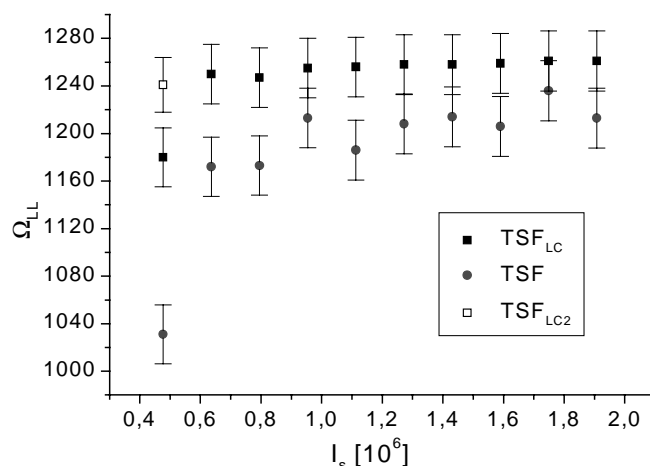


Abb. 3.20: Lungensegmentierung bei TSF und TSF_{LC} : richtig segmentierte Lungenpixel mit (TSF_{LC}) und ohne Kantekorrektur (TSF). Bei $I_s=0,46 \cdot 10^6$ wurde die Kantekorrektur nochmals angewendet (TSF_{LC2})

In Abb. 3.21 sind für beide Systeme die von Weichteil zu Lunge abgebildeten Pixel Ω_{WL} dargestellt. Nach Anwendung der Lungenkorrektur zeigte sich eine höhere Anzahl von Lungenpixeln, die zu Weichteil segmentiert wurden. Diese Zahlen müssen natürlich unter dem Aspekt betrachtet werden, daß die Lokalisationsanalyse auf dem binären Prinzip arbeitet, und daß die im Randbereich eingesetzten Lungenwerte bewußt Mischwerte aus Lunge und Weichteilschwächung sind.

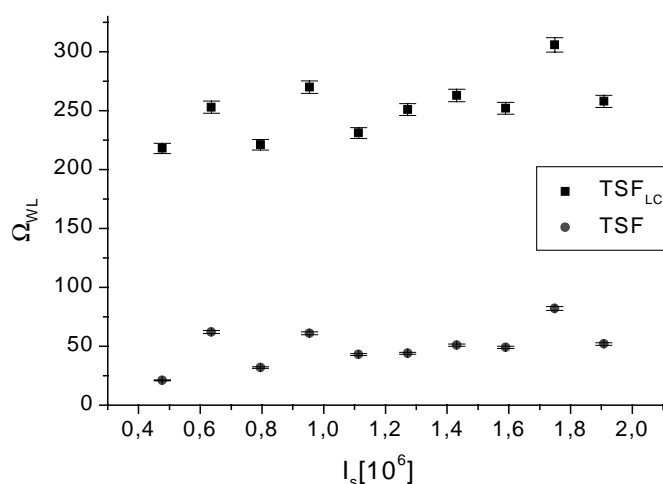


Abb. 3.21: Ω_{WL} : Weichteilpixel, die zu Lunge segmentiert wurden. Dargestellt sind die Ergebnisse für die Verfahren TSF und TSF_{LC} (mit Lungenkorrektur).

3.4.2.2 Mittlere Lungenschwächungswerte

Das Fuzzy-System ohne Kantekorrektur lieferte nur leicht erhöhte Schwächungswerte über den gesamten Meßbereich im Vergleich zum tatsächlichen Phantomwert ($\mu=0,0167/\text{cm}$), so daß diese Art der Berechnung der Lungenwerte eine alternative Möglichkeit zu den unveränderten Werten des Routineverfahrens TSH darstellt (Tab. 3.13). Die Lungenkorrektur führte zu einer leichten Verringerung der eingesetzten Werte, die aber vor allem im höheren Meßbereich signifikant war und zu einer leichten Unterschätzung der Werte führte.

Tab. 3.13: Mittelwerte und Standardabweichung der gesetzten Lungenwerte $\mu[1/cm]$ bei TSF.

		linker Lungenflügel									
TSF	Mittelwert	0,022	0,021	0,020	0,018	0,018	0,017	0,018	0,018	0,017	0,018
	Std.	0,005	0,006	0,006	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,004	0,005
TSF _{LC}	Mittelwert	0,021	0,021	0,021	0,019	0,019	0,018	0,018	0,018	0,018	0,019
	Std.	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005
		rechter Lungenflügel									
TSF	Mittelwert	0,021	0,018	0,017	0,016	0,016	0,015	0,016	0,016	0,015	0,015
	Std.	0,005	0,005	0,004	0,003	0,003	0,003	0,002	0,001	0,001	0,001
TSF _{LC}	Mittelwert	0,019	0,018	0,018	0,017	0,016	0,016	0,016	0,016	0,016	0,015
	Std.	0,04	0,004	0,004	0,003	0,002	0,002	0,002	0,001	0,002	0,002

3.4.2.3 Abweichungen der Korrekturfaktoren

Bei den Abweichungen der Korrekturfaktoren ΔP_k im Vergleich zur Referenzmatrix konnte bei der Segmentierung mit TSF (ohne Korrektur) eine Erhöhung der Werte bei Zählraten $I_s < 0,9 \cdot 10^6$ ($t=50s$) von bis zu +6% festgestellt werden (Abb. 3.22). Für höhere Zählraten wurde ΔP_k nur noch leicht überschätzt und verlief auf konstantem Niveau. Durch die Anwendung der Lungenkorrektur konnte ein fast konstanter Verlauf erreicht werden, wobei durch die zweimalige Anwendung bei $I_s = 0,46 \cdot 10^6$ der Wert leicht unterschätzt wurde. Bei einfacher Anwendung der Kantenkorrektur bei $I_s = 0,46 \cdot 10^6$ wurde der ΔP_k noch um 2% überschätzt.

Zur Vermeidung eines systematischen Fehlers wurden zuvor alle Knochenpixel der Referenzmatrix auf Weichteil gesetzt. Die Auswertung gibt also keinen Aufschluß über die Auswirkungen der fehlenden Knochensegmentierung.

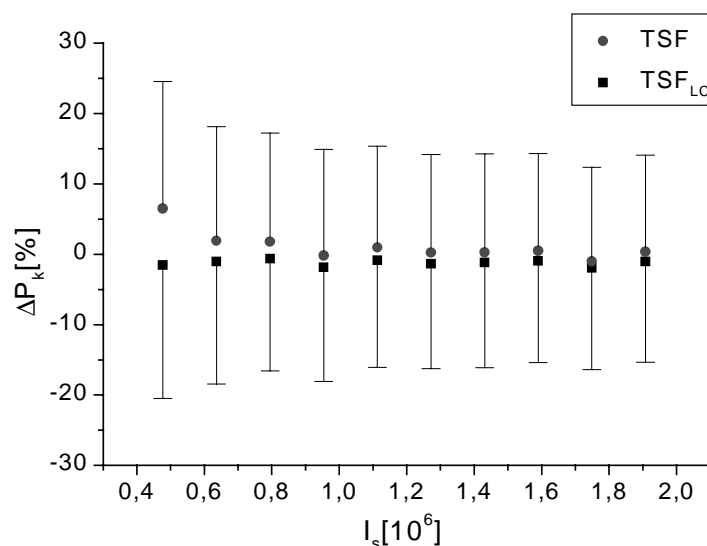


Abb. 3.22: Abweichungen der Korrekturfaktoren für die Segmentierung mit einem Fuzzy-Inferenzsystem (TSF) mit und ohne Lungenkorrektur.

3.4.2.4 Gesamtschwächung

Die Summen der Schwächungswerte $\Sigma\mu$ spiegelten einen ähnlichen Verlauf wieder, wie im vorherigen Absatz beschrieben wurde. Bei der niedrigsten Zählrate betrug $\Sigma\mu=335,14/\text{cm}$ bei TSF, nach Kantenkorrektur reduzierte sich $\Sigma\mu$ auf $303,98/\text{cm}$, wobei die zweimal angewendete Kantenkorrektur berücksichtigt wurde. Bei der höchsten Zählrate waren die entsprechenden Werte $\Sigma\mu=312,8/\text{cm}$ (TSF) und $305,9/\text{cm}$ für (TSF_{LC}). Auf den Daten für TSF_{LC} wurde ein linearer Fit durchgeführt, der ebenfalls abgebildet ist. Die Steigung des Fits betrug $B=-7,12\cdot 10^{-7}$, was praktisch einen konstanten Verlauf repräsentiert (Abb. 3.23). Dieses Ergebnis bedeutet die Möglichkeit zu einer weiteren Stabilisierung der Segmentierung bei kurzen Meßzeiten. Die Gesamtschwächung der Referenzmatrix nach Entfernen der Knochenpixel beträgt $\Sigma\mu(\mu_R)=307,3/\text{cm}$.

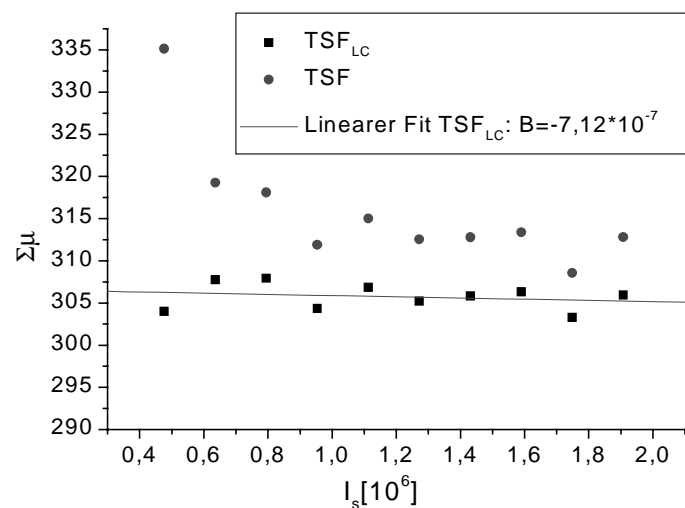


Abb. 3.23: Gesamtschwächung für TSF und TSF_{LC}. Die Steigung eines linearen Fits verdeutlicht den fast konstanten Verlauf bei Anwendung der Lungenkorrektur (LC)

3.4.2.5 Quantifizierung simulierter Datensätze

Die Quantifizierung der idealen Daten ergab bei TSF eine deutliche Überhöhung bei der kürzesten Zählrate (Abb. 3.24, links) ohne Lungenkorrektur. Bei Läsion1 wurde die Abweichung mit ansteigender Meßzeit zwar geringer und verlief dann konstant, blieb aber auf einem Niveau von +6%. Bei Läsion2 wurde bei höheren Zählraten nahezu der Sollwert der Aktivitätskonzentration erreicht, ebenso am Myokard. Ein konstanter Verlauf auf dem Niveau der Soll-Aktivitätskonzentration von $A=20\text{ kBq/ml}$ zeigte sich im Untergrund.

Nach Anwendung der Kantenkorrektur ließen sich die Ergebnisse signifikant verbessern und führten (wie schon bei der Gesamtschwächung) zu einem konstanten Verlauf der Aktivitätskonzentrationen im gesamten Meßbereich.

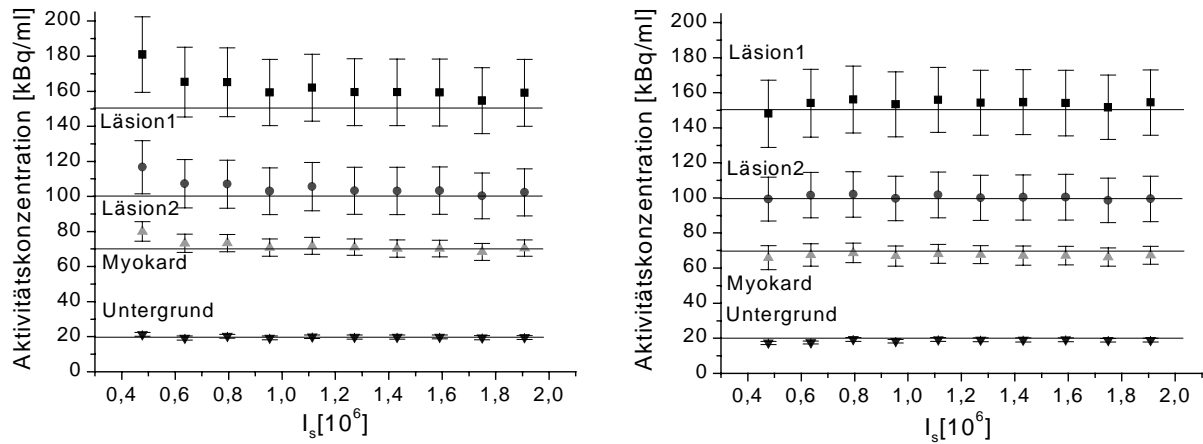


Abb. 3.24: Quantifizierung simulierter Datensätze: links TSF (keine Lungenkorrektur), rechts TSF_{LC}. Die eingesetzten Aktivitätskonzentrationen waren für Läsion1=150kBq/ml, Läsion2=100kBq/ml, Myokard=70kBq/ml und im Untergrund 20kBq/ml.

3.5 Emissions-Segmentierung mit Fuzzy Logic (ESF)

3.5.1 Prototyp ESF_{Proto}: Patientenstudie

Abb. 3.25 zeigt einen ersten Vergleich zwischen einer gemessenen Schwächungsmatrix und einer Schwächungsmatrix, die mit ESF_{Proto} aus einem unkorrigierten Bild berechnet wurde. Es sind deutliche Unterschiede zu erkennen, was letztendlich schon ein Hinweis auf die erreichbare Genauigkeit ist. Der Konturverlauf und die Form der Lungen stimmen nicht exakt überein. Das Problem der Patientenkontur resultiert aus der konvexen Objektmaske, deren Korrektur sich als sehr schwierig erwies. Am Lungenrand ist in den Emissionsbildern (C),(D) ein Herd mit einem Durchmesser $d=2\text{cm}$ zu sehen, der auch in beiden Schwächungsmatrizen zu Weichteil segmentiert wurde, wobei er bei ESF_{Proto} von Lungengewebe umgeben wird, was im gemessenen Schwächungsbild (B) nicht der Realität entspricht.

Die mit „2“ markierte Region wird mit gemessener Schwächungskorrektur (MAC) noch als schwache Anreicherung erkannt. Im mit ESF_{Proto} korrigierten Emissionsbild stellt sie sich kaum noch dar.

Die Quantifizierung des mit „1“ markierten Tumors ergab 3,3kBq/ml bei gemessener Schwächungskorrektur (MAC) und 2,9kBq/ml bei ESF_{Proto}, was einer Unterschätzung der Aktivitätskonzentration um 15% entspricht. Das ist im Prinzip die erreichbare Genauigkeit.

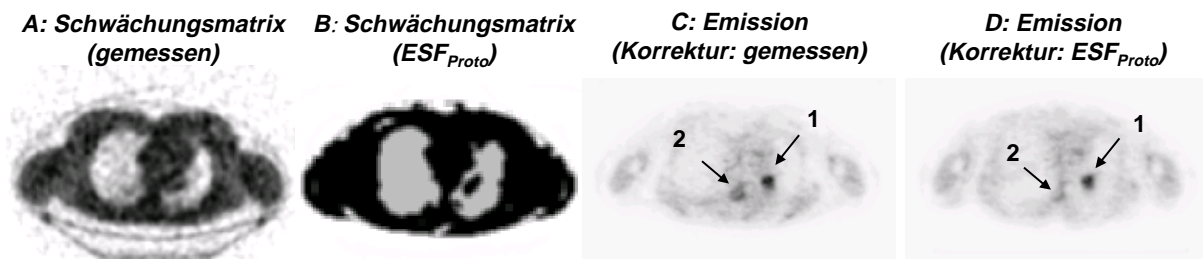


Abb. 3.25: Machbarkeitsstudie: A) gemessene Transmissionsmatrix ($t=20\text{min}$). B) Aus einem Emissionsbild mit ESF_{Proto} berechnete Schwächungsmatrix. C) Emissionsbild mit gemessener Korrektur: die Aktivitätskonzentration des Herdes (1) betrug 3,3kBq/ml. D) Emissionsbild mit ESF_{Proto}-Korrektur: die Aktivitätskonzentration des Herdes (1) betrug 2,9kBq/ml.

3.5.2 Monte Carlo-Simulation unkorrigierter Datensätze

Abb. 3.26 zeigt unkorrigierte, simulierte Emissionsbilder für im mathematischen Emissionsphantom realisierte Lungenspeicherungen von $A_L=5\text{ kBq/ml}$, 10 kBq/ml und 20 kBq/ml bei einer Untergrund-Aktivitätskonzentration von 20 kBq/ml (Verhältnisse = 1:4, 1:2 und 1:1). Von den $I_0=1\cdot 10^8$ gewürfelten Zerfällen wurden $I_{E,k}=246.000$ als koinzidente Ereignisse im simulierten Sinogramm registriert, was in etwa den Ereignissen einer typischen klinischen Ganzkörperstudie entspricht.

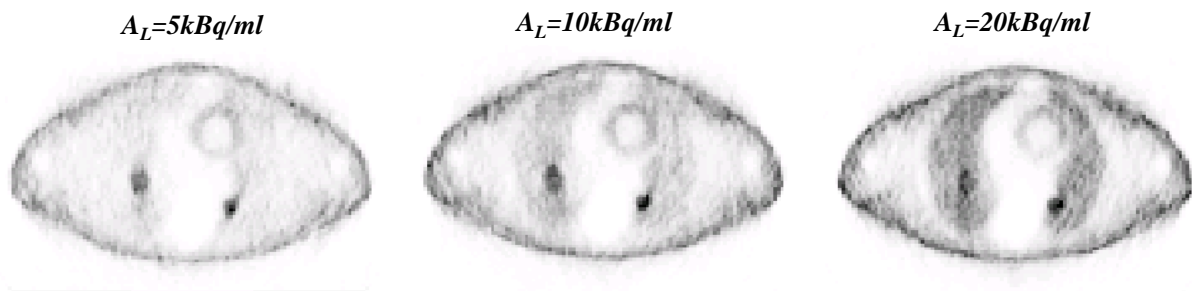


Abb. 3.26: Iterativ rekonstruierte, unkorrigierte Emissionsbilder, die durch Monte Carlo-Simulation anhand des mathematischen Emissionsphantoms erzeugt wurden. Die simulierte Untergrundaktivität lag bei $A=20\text{ kBq/ml}$. Realisiert wurden Lungenspeicherungen von 5, 10 und 20 kBq/ml .

Das Querprofil der simulierten Aktivitätsverteilung durch das Myokard für $A_{\text{sim,L}}=5\text{ kBq/ml}$ und $A_{\text{sim,L}}=20\text{ kBq/ml}$ zeigte, daß im Falle der geringeren Lungenspeicherung die Intensität im unkorrigierten Bild in der gleichen Größenordnung („mittlere Intensität“) liegt, wie die des Myokards. Für die höhere Lungenspeicherung war eine deutliche Abgrenzung der Lungen zum Untergrund und zum Myokard zu beobachten (Abb. 3.27). Diese Überschneidung führte dazu, daß im Prinzip bei speicherndem Myokard keine hinreichend genaue Segmentierung erreicht werden konnte.

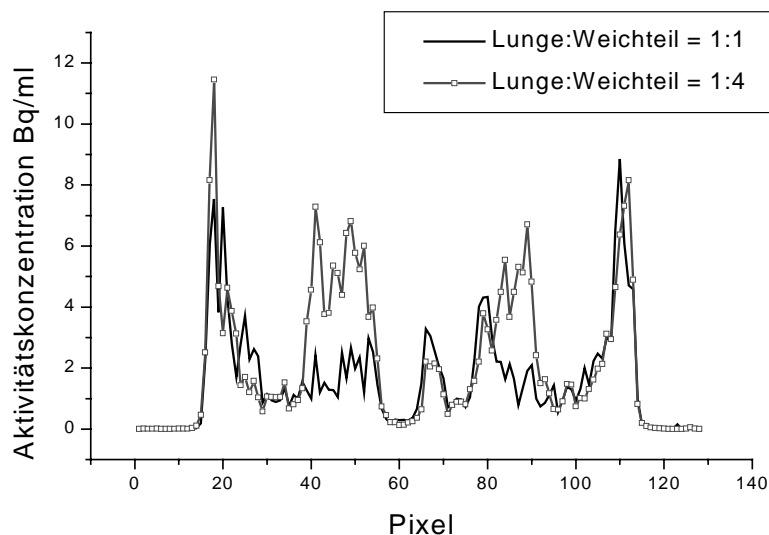


Abb. 3.27: Profil der Aktivitätskonzentration längs einer Linie durch das Myokard. Bei einer simulierten Lungenanreicherung von $A_L=5\text{ kBq/ml}$ liegt die Lungenanreicherung im unkorrigierten Bild unter der des Myokards, bei $A_L=20\text{ kBq/ml}$ liegen die Lungenwerte deutlich höher.

Bei der Betrachtung der segmentierten Schwächungsmatrizen (Abb. 3.28) konnte zunächst nur bei $A_{\text{sim,L}}=20\text{ kBq/ml}$ eine visuell zufriedenstellende Segmentierung festgestellt werden. Die Bilder mit $A_{\text{sim,L}}=10\text{ kBq/ml}$ zeigten schon eine deutliche Verschlechterung bei der

Abgrenzung der Strukturen, und im Falle der niedrigsten simulierten Lungenspeicherung war die Schwächungsmatrix „vollständig entartet“. Die detektierten Koinzidenzereignisse bei den drei realisierten Anzahlen von Zerfällen ($5 \cdot 10^7$, $7,5 \cdot 10^7$ und $1 \cdot 10^8$) betrugen 124.000, 182.000 und 246.000 (Spalten in Abb. 3.28). Bei allen drei realisierten Zählraten änderte sich das Ergebnis der Segmentierung kaum in Abhängigkeit der Zählrate.

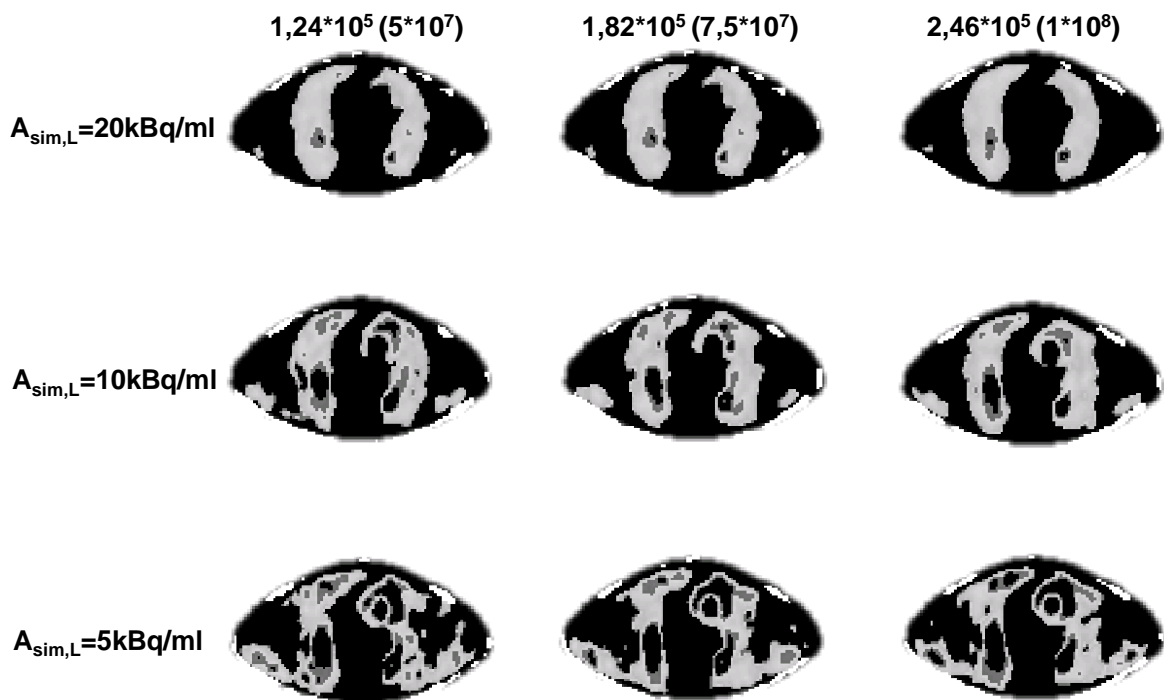


Abb. 3.28: Aus simulierten, nicht schwächungskorrigierten Emissionsbildern berechnete Schwächungsmatrizen für drei verschiedene Lungenanreicherungen mit einem Lungen zu Untergrundverhältnis von 1:1 (erste Zeile), 1:2 (zweite Zeile) und 1:4 (letzte Zeile). Die Spalten entsprechen drei realisierten Zählraten, die zu 124.000, 182.000 und 246.000 koinzidenten Ereignissen im simulierten Sinogramm führten.

3.5.3 Genauigkeit der Segmentierung mit ESF

Bei den hier dargestellten Ergebnissen wurde zwischen angewandeter Konturkorrektur (ESF) und nicht angewandeter Konturkorrektur ESF_{nC} („non-corrected“) unterschieden. Bei ESF_{nC} bleibt die Außenkontur der Schwächungsmatrix als konvexe Form erhalten und wird nicht mehr verändert.

3.5.3.1 Lokalisationsanalyse

Bei der Analyse der richtig segmentierten Lungenpixel (Tab. 3.14) konnte der visuelle Eindruck aus der Betrachtung der Schwächungsmatrizen dahingehend bestätigt werden, daß die höchste Anzahl an richtigen Lungenpixeln bei einer simulierten Lungenspeicherung von $A_{sim,L} = 20 \text{ kBq/ml}$ gefunden wurde. Die Werte für $A_{sim,L} = 10 \text{ kBq/ml}$ lagen deutlich darunter und verschlechterten sich noch für $A_{sim,L} = 5 \text{ kBq/ml}$. Analog dazu wurde bei der geringsten Lungenspeicherung die höchste Anzahl der Weichteilpixel, die zu Lunge (Ω_{WL}) und Lungenpixel, die zu Weichteil (Ω_{LW}) segmentiert wurden, verzeichnet.

Bei der Betrachtung der Weichteilpixel, die durch die Korrektur der Patientenkontur dem Außenraum zugeordnet wurden, konnte eine Verringerung des Fehlers durch Abschalten der Korrektur gemessen werden.

Tab. 3.14: Lokalisationsanalyse für ESF und ESF_{nc}.

		$A_{sim,L}=5kBq/ml$			$A_{sim,L}=10kBq/ml$			$A_{sim,L}=20kBq/ml$		
		$1,24*10^5$	$1,82*10^5$	$2,46*10^5$	$1,24*10^5$	$1,82*10^5$	$2,46*10^5$	$1,24*10^5$	$1,82*10^5$	$2,46*10^5$
Ω_{LL}	ESF	754	741	767	966	970	966	1031	1015	1042
	ESF _{nc}	754	741	767	966	970	966	1031	1015	1042
Ω_{LW}	ESF	512	525	499	300	296	300	233	248	221
	ESF _{nc}	512	525	499	300	296	300	235	251	224
Ω_{WL}	ESF	908	885	767	651	650	668	451	467	438
	ESF _{nc}	908	885	767	651	650	668	451	467	438
Ω_{WA}	ESF	447	429	446	431	437	445	434	430	436
	ESF _{nc}	309	309	309	310	312	315	305	312	309

3.5.3.2 Mittlere Lungenschwächungswerte

Die mittleren Schwächungskoeffizienten der Lunge sind in Tab. 3.15 dargestellt. Hierbei ist zu beachten, daß das Auswerteprogramm die Mittelwerte einer vorgegebenen Region bildet. In dieser Region sind bei den mit ESF berechneten Daten die Pixel der Läsionen auf Weichteilschwächung gesetzt, die hier über eine Schwelle zur Berechnung der Mittelwerte ausgespart wurden. Da die Lungensegmentierung von der Konturkorrektur unberührt bleibt, gelten die Werte für beide Verfahren.

Tab. 3.15: Mittlere Lungenschwächung [1/cm]. ESF und ESF_{nc} lieferten gleiche Werte

		$A_{sim,L}=5kBq/ml$			$A_{sim,L}=10kBq/ml$			$A_{sim,L}=20kBq/ml$		
		$1,24*10^5$	$1,82*10^5$	$2,46*10^5$	$1,24*10^5$	$1,82*10^5$	$2,46*10^5$	$1,24*10^5$	$1,82*10^5$	$2,46*10^5$
linker Lungenflügel										
Mittelwert		0,011	0,014	0,018	0,017	0,019	0,021	0,019	0,019	0,019
Std.		0,010	0,001	0,009	0,009	0,006	0,003	0,002	0,002	0,001
Minimum		0	0	0	0	0	0	0	0,0161	0,0160
Maximum		0,025	0,024	0,025	0,025	0,025	0,023	0,024	0,023	0,023
rechter Lungenflügel										
Mittelwert		0,009	0,009	0,009	0,011	0,014	0,013	0,017	0,017	0,017
Std.		0,01	0,01	0,01	0,009	0,009	0,009	0,006	0,007	0,007
Minimum		0	0	0	0	0	0	0	0	0
Maximum		0,025	0,025	0,025	0,025	0,025	0,024	0,024	0,025	0,025

Die gesetzten Lungenwerte stiegen mit der realisierten Lungenspeicherung an, wobei im linken Lungenflügel zwischen den Werten für $A_{sim,L}=10kBq/ml$ und $A_{sim,L}=20kBq/ml$ kein Unterschied mehr festgestellt werden konnte.

3.5.3.3 Abweichungen der Korrekturfaktoren

Bei der Abweichung der Korrekturfaktoren zeigte sich analog zur Betrachtung der Gesamtschwächung (Tab. 3.17) eine Verringerung der Abweichungen mit zunehmender

Lungenspeicherung bzw. bei Ausschalten der Korrektur. Die realisierte Zählrate hatte keinen signifikanten Einfluß auf die Ergebnisse (Tab. 3.16).

Tab.3.16: Abweichungen der Korrekturfaktoren für ESF und ESF_{nc}.

		$A_{sim,L}=5kBq/ml$			$A_{sim,L}=10kBq/ml$			$A_{sim,L}=20kBq/ml$		
		$1,24*10^5$	$1,82*10^5$	$2,46*10^5$	$1,24*10^5$	$1,82*10^5$	$2,46*10^5$	$1,24*10^5$	$1,82*10^5$	$2,46*10^5$
ΔP_K	ESF	-24,87	-24,92	-23,15	-22,03,	-22,39	-24,22	-18,78	-18,37	-18,58
	ESF _{nc}	-19,06	-19,30	-17,65	-16,94	-17,17	-18,07	-13,64	-13,54	-13,70

3.5.3.4 Gesamtschwächung

Auch bei der Gesamtschwächung verschlechterte sich das Ergebnis mit abnehmender Lungenspeicherung. Für die Gesamtschwächung der Referenzmatrix gilt hier der gleiche Wert $\Sigma\mu=307,3/cm$ wie in Kap. 3.4.3, ohne Berücksichtigung der Knochensegmentierung. Durch das Abschalten der Korrektur der Patientenkontur stieg die Gesamtschwächung bei allen Realisationen an.

Tab. 3.17: Gesamtschwächung für ESF und ESF_{nc}

		$A_{sim,L}=5kBq/ml$			$A_{sim,L}=10kBq/ml$			$A_{sim,L}=20kBq/ml$		
		$1,24*10^5$	$1,82*10^5$	$2,46*10^5$	$1,24*10^5$	$1,84*10^5$	$2,46*10^5$	$1,24*10^5$	$1,82*10^5$	$2,46*10^5$
$\Sigma\mu$	ESF	262,39	265,01	266,71	268,10	265,31	261,95	274,17	274,25	273,99
	ESF _{nc}	274,14	275,69	278,43	279,43	277,41	275,00	286,20	286,79	286,54

3.5.3.5 Quantifizierung simulierter Datensätze

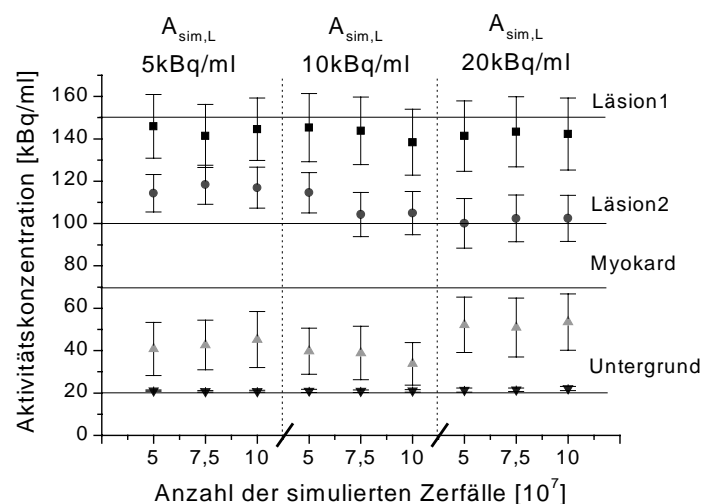


Abb. 3.29a: Einflüsse der Segmentierung auf die Quantifizierung bei idealen Datensätzen: ESF ohne Korrektur der Patientenkontur (ESF_{nc}).

Die höchste Unterschätzung einer eingesetzten Aktivitätskonzentration wurde am Myokard festgestellt. Diese Abweichungen ließen sich auch nicht durch die Abschaltung der Konturkorrektur signifikant verbessern und lagen im schlechtesten Fall bei einer mittleren

Aktivitätskonzentration von $A_M=40\text{kBq/ml}$ bei einer Lungenspeicherung von $A_{\text{sim,L}}=10\text{kBq/ml}$. Visuell konnte anhand von Abb. 3.30 festgestellt werden, daß in keinem Fall eine homogene Speicherung des Myokards durch die Korrektur hergestellt werden konnte. Das Ergebnis der Quantifizierung im Untergrund war unabhängig von der Lungenspeicherung und der Korrektur der Patientenkontur konstant und zufriedenstellend genau (Abb. 3.29). Durch Abschalten der Kantenkorrektur (Abb. 3.29b) konnte nur die Quantifizierung von Läsion1 signifikant verbessert werden, wobei die Werte bestenfalls im Mittel $A_{L1}=138\text{kBq/ml}$ bei der höchsten realisierten Lungenspeicherung betrogen.

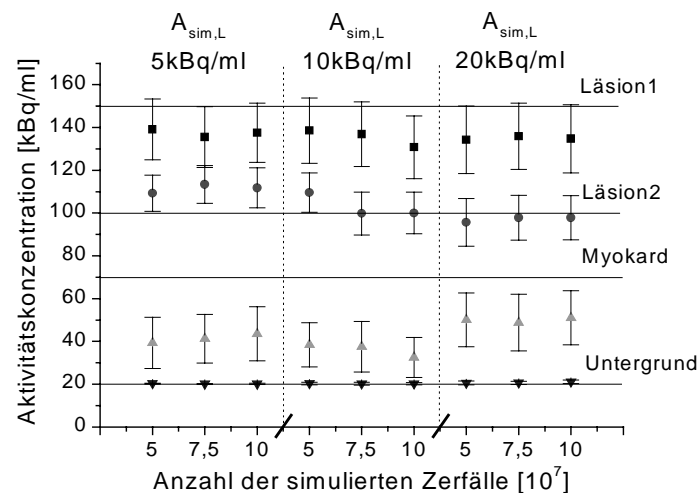


Abb. 3.29b: Einflüsse der Segmentierung auf die Quantifizierung bei idealen Datensätzen. ESF mit Korrektur der Patientenkontur.

3.5.3.6 Visuelle Beurteilung hinsichtlich der Befundung

Abb. 3.30 zeigt mit ESF korrigierte Emissionsbilder, die analog zur Bildrekonstruktion in der klinischen Routine rekonstruiert wurden für $2,46 \cdot 10^5$ Ereignisse ($=1 \cdot 10^8$ simulierte Zerfälle) im Sinogramm und $A_{\text{sim,L}}=5\text{kBq/ml}$, 10kBq/ml und 20kBq/ml . In keinem Fall wurde das Myokard als homogenes Gebilde erkannt. Die Strukturen der Segmentierungsfehler sind deutlich erkennbar, wobei im Falle von $A_{\text{sim,L}}=5\text{kBq/ml}$ durch die diffusen Fehlsegmentierungen der Lunge das Bild nicht bewertbar war. Bei $A_{\text{sim,L}}=20\text{kBq/ml}$ zeigte sich immer noch ein deutlicher Artefakt am Lungenrand („Pseudo-Pleurakarzinose“).

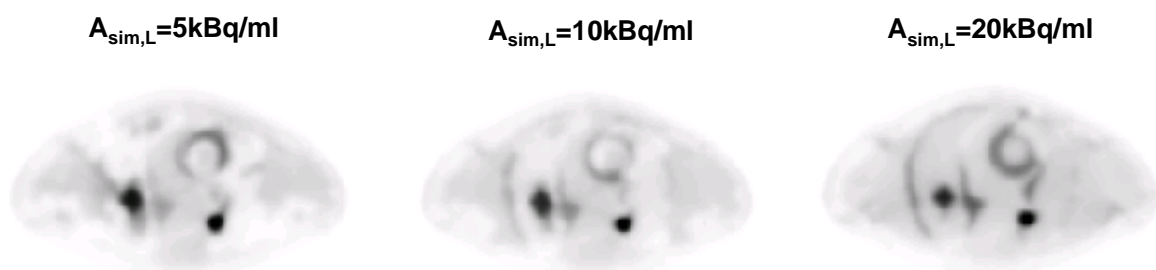


Abb. 3.30: Einflüsse der Segmentierung mit ESF auf die visuelle Beurteilung der Bilder. Die Schwächungsmatrizen, mit denen die Korrektur berechnet wurde, wurden mit $I_0=1 \cdot 10^8$ Zerfällen simuliert. Die Darstellung bezieht sich auf die drei unterschiedlichen realisierten Lungenspeicherungen.

4 Diskussion

4.1 Zielsetzung der Arbeit

Mit PET kann aufgrund der Möglichkeiten zur Schwächungskorrektur eine gemessene Aktivitätskonzentration absolut quantifiziert werden. Die Standardmethode zur Schwächungskorrektur vor der Einführung der Segmentierung war die direkte Anwendung der gemessenen Schwächungsfaktoren auf die Emissionsdatensätze, wobei in der Regel Meßzeiten von 10-20min pro FOV benötigt wurden, um eine ausreichende Bildstatistik zu erreichen. Somit ist sie für den Einsatz bei Ganzkörperstudien im Hinblick auf die Patientenbelastung aufgrund der hohen Meßzeit ungeeignet, bzw. in entsprechender Qualität nicht durchführbar. Die Zielsetzung dieser Arbeit war es, Verfahren zur Verkürzung der Transmissionsmeßzeit zu entwickeln, zu testen und letztendlich in die klinische Routine zu integrieren.

Anfänglich stand bei dieser Arbeit die Entwicklung eines automatischen Verfahrens zur Berechnung von segmentierten Schwächungsmatrizen aus FDG-Emissionsbildern im Vordergrund, woraus das System ESF („Emission Segmentation by Fuzzy-Inference“) entstand. Vorarbeiten waren in Form eines MATLAB-Tools vorhanden, das es ermöglichte, die zur Segmentierung benötigten Regionen manuell einzuzeichnen und so die Schwächungsmatrix zu bestimmen [Sta99]. Die Formulierung der Problemstellung (Kap. 2.3) zeigt, daß aufgrund der Unschärfe der vorliegenden Information der Einsatz von Fuzzy Logic die Methode der Wahl war.

Die zweite Strategie, die verfolgt wurde, war die Implementierung und Optimierung eines Verfahrens zur Segmentierung gemessener Transmissionen, was durch die Methode des Histogramm-Fits (TSH) realisiert wurde. Für die zu Beginn dieser Arbeit bekannten Techniken (bspw. das Referenzverfahren von Xu) wurden minimale Meßzeiten von 2-4min pro FOV angegeben, wobei zu diesem Zeitpunkt (1996) solche Verfahren und die damit erreichbare Meßzeitverkürzung hinreichend bekannt, aber noch nicht als Standardmethoden in der klinischen Routine integriert waren.

Die gleichzeitige Entwicklung beider Methoden ESF (als Prototyp) und TSH zeigten schnell, daß mit der Segmentierung gemessener Transmissionen praktisch die gleiche Genauigkeit erreicht werden konnte, wie mit lang transmittierter (10-20min) Schwächungskorrektur, wobei anfangs mit dem noch nicht optimierten System eine Transmissionsmeßzeit von 2-4min realisiert wurde (FBP der Schwächungsdaten). Deshalb wurde die Optimierung und Integration dieses Verfahrens in die klinische Routine forciert, was dazu führte, daß in Tübingen 1997 erstmals der bis dahin gültige Standard der gemessenen Schwächungskorrektur ohne Segmentierung mit gefilterter Rückprojektion der Emissionsdaten konsequent durch segmentierte Schwächungskorrektur mit iterativer Rekonstruktion (der Emissionsdaten) ersetzt, als Routineverfahren etabliert und seither bei 100% aller Ganzkörperuntersuchungen (über 1500 Patienten) angewendet wurde.

Die Stärken des jetzt optimierten TSH-Verfahrens sind die seit 1998 verwendete iterative Rekonstruktion zur Berechnung der Schwächungsbilder (mehr Stabilität bei Lungensegmentierung), die Wahl der Fit-Funktion (hohe Anpassungsfähigkeit auch an verbreiterte Peaks), und das Setzen eines mittleren Weichteilschwächungswertes (Kompensation der Werteverchiebung), wodurch sich (ohne die erst später entwickelte lokale Lungenkorrektur) Meßzeiten von 50s-90s pro FOV stabil realisieren ließen. Zudem zeigt der Schmidlin'sche Projektor exzellente Eigenschaften im Hinblick auf die Unterdrückung statistischer Effekte durch die Vorwärtsprojektion.

Mittlerweile ist ein ähnliches Programmpaket auch herstellerseitig verfügbar. Dieser Algorithmus ist dadurch charakterisiert, daß die Peaks im Histogramm automatisch durch einen Fuzzy-Clustering Algorithmus detektiert werden, der auf einer Symmetriebetrachtung beruht [Bet99]. Da als Schwächungswerte die Mittelwerte der gefundenen Histogrammpeaks

eingesetzt werden, kann dieser Algorithmus wegen der somit nicht kompensierten Werteverchiebung eine Meßzeit von ca. 2min/FOV nicht unterschreiten [Lew99]. Eine Studie zur Optimierung dieses Verfahrens zeigte, daß die Breite, auf der die Symmetriebetrachtung durchgeführt wird, zur Vermeidung zu vieler „Subcluster“ so eingestellt werden sollte, daß letztendlich nur der Weichteil- und Lungenpeak erkannt wird [Ros99], was dem Prinzip von TSH entspricht. Zudem basiert der Algorithmus derzeit noch auf der gefilterten Rückprojektion zur Erzeugung der Schwächungsbilder und verwendet eine Matrixrotation zur Vorwärtsprojektion, was eher zu einer Erhöhung der statistischen Schwankungen bei der Berechnung der Korrekturfaktoren führt.

Nach der Optimierung des Routineverfahrens TSH wurde die Frage untersucht, ob sich die Segmentierung durch den Einsatz eines Fuzzy-Inferenzsystems (TSF, ohne Lungenkorrektur) weiter verbessern läßt. Da das System im Bezug auf die meßzeitabhängige Werteverchiebung adaptiv arbeiten sollte, wurden die Zugehörigkeitsfunktionen wiederum durch den Histogramm-Fit angepaßt. Da TSH und TSF diesbezüglich auf dem gleichen Prinzip basieren, zeigten sie auch sehr ähnliche Ergebnisse, so daß das Fuzzy-Inferenzsystem für sich alleine (ohne Lungenkorrektur) keine weitere Verbesserung erbracht hat.

Der zentrale Ansatz, der eine weitere Stabilisierung der Segmentierung leistete, war die Lungenkorrektur, bestehend aus einem Fuzzy-Kantendetektor und lokal berechneten Segmentierungsschwellen, womit die unterschiedlichen Weichteilniveaus und die sich daraus ergebende Notwendigkeit für lokale Lungen-Weichteilsschwellen in der Segmentierung berücksichtigt werden konnten.

Mit einem solchen System, das sowohl auf TSH-segmentierte als (wie bisher ausschließlich geschehen) auf TSF-segmentierte Daten anwendbar ist, läßt sich zwar nur noch eine weitere Meßzeitverkürzung von etwa 50s auf 40s realisieren (=ca. 2min Zeitersparnis bei 10-Felder-Ganzkörperuntersuchung), die Beantwortung der Frage sollte aber unter dem Aspekt der Stabilität eines Systems betrachtet werden: ein System, das im Mittel eine Meßzeit von 2min erlaubt, kann eventuell auch noch eine 1,5min Transmission fehlerfrei segmentieren, wobei die Quote der Fehlsegmentierung ansteigt. Ein System, das eine Meßzeit von 1min erlaubt, kann bei 1,5min Transmissionszeit mit 1,5-facher Sicherheit arbeiten, so daß jede weitere Verkürzung der minimalen Transmissionszeit zwar keinen drastischen Zeitgewinn mehr bringt, aber die Stabilität für einen vorgegeben Meßbereich (hier zwischen 50s und 90s) erhöht, bzw. eine bessere Genauigkeit der Segmentierung liefert.

Tab. 4.1: Übersicht zu den Segmentierungsmethoden: Die schattierten Verfahren sind Gegenstand dieser Arbeit, wobei das Verfahren in der drittletzten Zeile seit 1997 (mit IR – HOSP- seit 1998) das Routineverfahren in Tübingen ist.

Zeit	Autor/ Verfahren	System	Methode	global/ lokal	Kompensation der Werteversch.	Rekon.
2-4min	Xu [Xu96]	SIEMENS EXACT HR+	Varianz bimodal	global	nein	FBP
	GE [Bed98]	GE ADVANCE	Fuzzy-Clustering	global	nein	FBP
1-2min	Xu	GE ADVANCE	Varianz bimodal	global	ja	IR (HOSP)
	Mix [Mix99]	SIEMENS EXACT HR+	Fit bimodal (Gauss)	global	ja	IR (OSEM)
	Karp [Kar95]	C-PET (Cs-137)	ohne Segmentierung		--	IR (OSEM)
50s-90s	TSH	GE ADVANCE	Fit (Weichteilpeak) („Wiener-Funktion“)	global	ja	IR (HOSP)
40s	TSH/TSF + LC	GE ADVANCE	Lungenkorrektur (Fuzzy-Kantendetektion)	lokal	ja	IR (HOSP)
0s	ESF	systemunabhängig	Emissionssegmentierung		ja	IR (HOSP)

Betrachtet man die Aufteilung der Arbeitsanteile aller drei Komponenten (TSH, TSF und ESF), so entfallen etwa 70% auf die Entwicklung von TSH und auf die Implementierung eines routinefähigen Softwarepakets zur Anwendung der Segmentierung in Kombination mit der iterativen Rekonstruktion (SAC/IR), 15% auf die bisherigen Entwicklungen der Fuzzy-Inferenz (TSF mit Lungenkorrektur) für gemessene Daten und 15% auf die Entwicklung von ESF. ESF mußte bisher nur zweimal eingesetzt werden, als durch ein Hardwareproblem die Transmissionsdaten zweier Patienten verloren gingen. Tab. 4.1. zeigt eine Übersicht über die jetzigen Verfahren.

4.2 Transmissions-Segmentierung mit Histogramm-Fit (TSH)

4.2.1 Allgemeine Prinzipien bei binärer Segmentierung

Eine Reihe von Ansätzen, die sich in den Verfahren TSH, TSF, und teilweise auch in ESF niedergeschlagen haben, sind allgemeine Strategien, um grundsätzliche Probleme bei der Segmentierung zu lösen.

Alle Segmentierungen für gemessene Transmissionen basieren auf der Betrachtung des globalen Wertheistogramms. Bei der Erzeugung dieses Histogramms ist es von großer Bedeutung im Hinblick auf die Lungensegmentierung, den Lungenpeak erkennbar zu machen, was durch die Wegnahme der Außenraum- und Tischpixel geschieht. Hierzu kann bspw. zunächst eine Außenraum- Weichteilschwelle mit einem bimodalen Varianzansatz, wie in der Einleitung dieser Arbeit erläutert, berechnet werden, was auch bei den Verfahren von Xu [Xu94 und Xu96] geschieht. Mit diesen Schwellen läßt sich dann die Patientenkontur berechnen und der Außenraum abgrenzen. Der analoge Prozeß bei TSH ist die Maskierung der Lungenregion mit LRM, in Kombination mit einer festen Schwelle, die alle Weichteilpixel erfassen soll, was nur zur Histogrammberechnung verwendet wird. Zur eigentlichen Segmentierung wird die feste Schwelle durch eine adaptive Schwelle ersetzt.

Ein weiteres Prinzip, das den Schwellwertverfahren gemeinsam ist, ist die Zweistufigkeit der Segmentierung. Es sind grundsätzlich zwei verschiedene Schwellen zur Abgrenzung von Weichteilgewebe zu niedrigeren Werten nötig, da es zur Lunge und nach außen abgegrenzt werden muß. Die Anwendung dieser Schwellen darf nicht gleichzeitig oder ohne Ortsinformation erfolgen, da sonst eine richtige Segmentierung der Patientenkontur nicht möglich ist. Beim Histogramm-Clustering werden lediglich die Schwächungswerte auf die Mittelwerte der Peaks gezogen, was also keine Anwendung einer binären Schwelle ist.

Deshalb wird bei den meisten binären Verfahren [Xu94, Mix99] zunächst die Patientenkontur bestimmt, und dann die Lungenwerte eingesetzt.

4.2.2 Eingesetzte Schwächungswerte

Bei den eingesetzten Schwächungswerten sind bei den Autoren (Tab. 4.1) verschiedene Strategien implementiert worden, wobei man grundsätzlich zwischen meßwertbasierten Systemen und Systemen, die einen vordefinierten Wert setzen, unterscheiden muß.

Beim Referenzverfahren (Xu) werden die gesetzten Schwächungswerte mit den gemessenen Werten gewichtet, d.h. es findet in gewisser Weise wieder eine Angleichung an die Meßwerte statt, was sich aber nicht zur Kompensation starker lokaler Werteunterschätzungen, wie hier beschrieben, eignet. Das GE-Verfahren (Fuzzy-Clustering) setzt alle Werte histogrammbasiert ein, d.h. es werden überhaupt keine Annahmen über die Schwächungswerte getroffen. Die Anzahl der eingesetzten Werte ist hier abhängig davon, wie viele Cluster gefunden werden. In der Regel wird das System so eingestellt, daß nur zwei Cluster (Lunge und Weichteil) gefunden werden. Der gesetzte Wert entspricht aber immer dem Mittelwert eines möglicherweise auch verschobenen Peaks, so daß auch dieses System keine Werteverchiebung kompensieren kann.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen aber, daß beim Einsetzen eines vordefinierten Schwächungswertes für Weichteilgewebe maximal ein Fehler von -10% entsteht, der in der Gegend der Wirbelsäule gefunden wurde. Hier ist zwar kein massiver Knochen auflösbar, die vorhandenen Knochenstrukturen führen aber zu einer Erhöhung der Werte (Tab. 3.1). In der Myokardregion und im Fettgewebe konnten keine systematischen Abweichungen festgestellt werden, so daß das Einsetzen eines mittleren Schwächungswertes für Weichteil möglich ist. Die Quantifizierung der Patientendatensätze aus Kap. 3.3.4 bestätigt dies. Dieselbe Strategie ist bei dem Fit-Verfahren von Mix [Mix99] realisiert, der im Prinzip ähnliche Aussagen trifft. Das Setzen des vordefinierten Wertes bei TSH erlaubt durch die Kompensation der Peakverschiebung eine weitere Reduktion der Meßzeit.

Ein vordefinierter Schwächungswert sollte nicht in die Lunge eingesetzt werden. Hier wurden bei den Patientendaten (Kap. 3.2) Abweichungen bis zu 50% bei Einsetzen des ICRU-Mittelwertes für die Lunge festgestellt. In den Knochenregionen waren Abweichungen von bis zu 20% aufgetreten, wobei aufgrund der geringen Anzahl der Knochenpixel im Vergleich zur Weichteilschwächung (ca. 5%) die dadurch auftretenden Fehler nicht relevant sind. Zudem ist im Gegensatz zum Müller-Phantom am Patient nur in den Oberarmen und in den Oberschenkeln massiver Knochen vorhanden. Diese Regionen sind i.d.R. für eine Quantifizierung irrelevant.

4.2.3 Berechnung der Schwellen

Zur Berechnung der Schwellen können, wie gezeigt, statistische Ansätze [Kit86, Ots79, Xu96] verwendet werden, die bei der hier vorgegebenen Struktur der Ersetzung der Nulllinien im Sinogramm aber nicht die Stabilität der Fit-basierten Schwellenberechnung aufwiesen (Patient 3, Müller-Phantom).

Die zweite Möglichkeit ist der Fit des Weichteilpeaks, wie in TSH verwendet. Dieser Ansatz wird auch von Mix verwendet, wobei hier ein bimodaler Fit mit einer Gaussfunktion durchgeführt wird. Experimente mit einer Gaussfunktion bei TSH zeigten, daß sich diese Funktion nicht zur Anpassung der verbreiterten Peaks eignete, weshalb TSH von Anfang an mit der adaptiveren Fit-Funktion ausgestattet wurde. Die Berechnung der Lungen-Weichteilschwelle erwies sich dann als schwierig, da die gedanklich nahe liegenden Ansätze (Mittelwert – Halbwertbreite – TSH_h , bzw. Wendepunkt – TSH_d) im höheren Meßbereich am Müller-Phantom zu hohe Werte lieferten. Deshalb mußte der empirische Ansatz TSH_5 implementiert werden, der bei kurzen Meßzeiten zwar nicht so stabil ist wie die beiden erstgenannten, aber dafür im unkritischen Meßbereich gleiche Werte liefert wie das Referenzverfahren von Xu.

Am Patientenbeispiel (Patient 2, Kap. 3.3.4, Abb. 3.15) zeigte sich der Zugewinn an Stabilität durch den Einsatz der TSH-Methode im Vergleich zur Referenzmethode ATS sehr deutlich: bei TSH_h blieben die Artefakte auf die Randschichten reduziert. Abb. 3.16 verdeutlicht, daß die Anzahl der Nulllinien an den Randschichten ungefähr doppelt so hoch wie in den inneren Schichten ist und deshalb dort die Segmentierung am schwierigsten wird. Im klinischen Protokoll werden die Randschichten zweier FOV überlappend gemessen, um diesen Effekt zu kompensieren.

Sowohl die Wahl der Fit-Funktion als auch die Methode, wie der Fit bei TSH durchgeführt wird, sind entscheidende Kriterien im Hinblick auf die Stabilität. Das dritte Patientenbeispiel demonstrierte, daß zur Berechnung der Lungen-Weichteilschwelle Fit-Methode 2, d.h. den Fit über den gesamten Wertebereich laufen zu lassen und die Lungenwerte durch die Werte des Fits im Intervall $[0, T_{LW}]$ zu ersetzen, eine stabilere Schwelle lieferte, und das Problem der sog. „Pseudo-Pleurakarzinose“, d.h. der leichten Schattierung des Lungenrandes, was bei ca. 5% der Patienten vorkam, eliminiert. Es sei nochmals darauf verwiesen, daß das Patientenbeispiel diesen Effekt in extremer Form wiedergibt, und daß dies nur bei zwei Patienten so ausgeprägt war.

Im Hinblick auf die zentrale Unterschätzung der Schwächungswerte bei kurzen Meßzeiten sei an dieser Stelle nochmals darauf verwiesen, daß die Strategie der Berechnung der Lungen-Weichteilschwelle dahingehend implementiert wurde, diesen Bereich als Weichteil zu erkennen.

Bimodal sequentielles Fitten wurde bisher nicht in der Routine angewendet. Die Gründe hierfür waren die mangelnde Stabilität bei der Erkennung des Lungenpeaks an Patientendatensätzen, da das Maximum der verbleibenden Verteilung nach Abzug der Weichteilpixel nicht unbedingt innerhalb der Lungenverteilung liegt und der Fit dann fehlschlägt. Zudem werden die gesetzten Werte in der Lunge leicht überschätzt. Angesichts der guten Ergebnisse mit dem normalen TSH (monomodaler Fit) wurde dieser Ansatz bisher nicht weiter ausgebaut.

Der annähernd konstante Verlauf der optimalen Außenraum-Weichteilschwelle T_{AW} (Abb. 3.8) verdeutlicht, daß eine adaptive Schwelle, wie sie derzeit in der Routine mit TSH_5 berechnet wird, nicht unbedingt nötig ist. Das Schaubild verdeutlicht auch, daß eine Berechnung der Außenraum-Weichteilschwelle basierend auf dem mittleren Schwächungswert des Peaks $\bar{\mu}_w$ aufgrund der starken Verschiebung der Werte im Inneren des Patienten zu einer drastischen Unterschätzung der Schwelle führt. Als Konsequenz daraus wird die Objektmaske überschätzt, was sich global als Erhöhung der Aktivitätskonzentration der Emissionsverteilung auswirkt.

Andere Verfahren [Xu94, Kar94] grenzen den Außenraum mittels automatischer Berechnung einer Konturlinie ab. Probleme bei der Berechnung von Konturlinien können u.a. dann entstehen, wenn zusätzlich zum Körperstamm auch die Arme abgegrenzt werden müssen. Deshalb und aus Gründen der Erhöhung der Emissionszählrate werden in einigen Fällen die Arme aus dem Gesichtsfeld genommen, was bei langer Liegedauer für den Patienten nicht zumutbar ist, und Bewegungsartefakte provoziert. Die Konturfindung mit LRM wies bisher eine sehr hohe Stabilität auf und ermöglicht dem Patienten ein bequemes Liegen (Arme am Körper).

Ein Problem der bisherigen Implementierung der LRM ist die fehlende z-Achsen-Diskriminierung, d.h. die Einschränkung von LRM auf Schichten, die sicher zur Lunge gehören, was im Beinbereich zu Problemen führt. Bisher wurde dieser Effekt durch eine Nachsegmentierung des Außenraums (Kap. 2.1.5) kompensiert. Es ist aber geplant, basierend auf der segmentierten Schwächungsmatrix die Lungenregion zu maskieren (in z-Richtung) und dementsprechend das Setzen von Lungenpixeln außerhalb dieser Region zu unterbinden.

4.2.4 Wahl des Rekonstruktionsverfahrens

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, daß aufgrund der Messungen am Müller-Phantom, im Bezug auf die Lungensegmentierung, die iterative Rekonstruktion der gefilterten Rückprojektion überlegen ist. Das zeichnet sich auch bei der Betrachtung der anderen Verfahren in Tab. 4.1 ab, die mehrheitlich OSEM zur Rekonstruktion der Schwächungsbilder verwenden.

Die Iteration liefert im Allgemeinen sehr glatte Bilder und kann keine negativen Werte liefern. Dafür verlangsamt sich die Konvergenz von multiplikativen Verfahren, wie HOSP, beim Auffinden kalter Läsionen drastisch. Ein klassisches Experiment in dieser Hinsicht ist die Betrachtung der Konvergenz einer kalten Region ($A=0$ kBq/ml) innerhalb eines homogen speichernden Zylinders oder am sog. Ananasphantom [Sch94], bei dem der Zylinder an einer Seite aufgeschnitten wurde. Die Anzahl der Iterationen, die benötigt werden, um in der kalten Region tatsächlich einen Wert in der Gegend von 0 zu erhalten (meistens wird er gar nicht erreicht) liegt um ein Vielfaches höher als im umgekehrten Fall, einen Hotspot in kalter Umgebung zu rekonstruieren.

Die gefilterte Rückprojektion hat dieses Problem nicht, dafür liefert sie höhere statistische Schwankungen und zudem sind negative Werte möglich, die in der Regel an den Flanken von Anreicherungen als „Unterschwinger“ auftreten. Die beiden getesteten Parameter, effektive

Iterationszahl und Cut-Off, sind mit dem Auflösungsvermögen des rekonstruierten Bildes verknüpft. Der optimale Cut-Off beträgt nach Gl. 1.19 eine halbe Schwingung pro Pixel. Eine Verringerung des Cut-Offs entspricht einer Glättung, wodurch sich die Statistik verbessert und die Auflösung verschlechtert. Eine Erhöhung der effektiven Iterationszahl führt zum gegenläufigen Effekt, nämlich zu einer Erhöhung des Auflösungsvermögens, der Recovery und der statistischen Schwankungen.

Am Müller-Phantom konnte festgestellt werden, daß die Iteration zu einer besseren Segmentierung der Lungengröße führte, da keine negativen Werte in der Lunge vorkamen, so daß die gesetzten Schwächungswerte hier in guter Übereinstimmung mit den Werten des Phantoms waren.

Die Messung am Jordan-Phantom zeigte hingegen eine deutliche Überlegenheit der gefilterten Rückprojektion bei der Transmissionsrecovery, und somit auch bei der Quantifizierung der Kugeln nach Segmentierung. Der Grund hierfür liegt in den oben geschilderten Problemen der Iteration mit kalten Regionen, die innerhalb einer speichernden Umgebung liegen. In beiden Fällen waren alle Kugeln erkennbar, was für die Befundung der wichtigste Aspekt ist. Die Recovery nach Segmentierung iterativ rekonstruierter Schwächungsbilder war gleich hoch wie im Fall der gemessenen Transmission mit 12min ($=75 \cdot 10^6$ Ereignissen im FOV). Das entspricht der Zählrate der Patientenmessungen in Tab. 3.1, wobei am Patient die Meßzeit 20min betrug.

Im Hinblick auf einen möglichen Vorteil in der klinischen Routine für die FBP muß hinzugefügt werden, daß in der Praxis das Phänomen der Recovery und die Notwendigkeit ihrer Korrektur hinreichend bekannt ist. Aufgrund ihrer Komplexität wird sie fast nie durchgeführt. Die beiden Hauptgründe hierfür sind die Bestimmung des exakten Läsionsvolumen, das teilweise noch aus einem CT-Bild entnommen werden kann, und die meistens sehr inhomogene FDG-Aufnahme der Läsionen, die nicht richtig zu korrigieren ist. Deshalb kann der Vorteil der Anhebung der Recovery durch FBP nicht genutzt werden. Es bleiben die weitaus besseren Eigenschaften der Iteration bei der Lungensegmentierung.

Bei der Knochensegmentierung konnte kein Verfahren ein zufriedenstellendes Resultat liefern, so daß sich folgern läßt, daß eine gute Knochensegmentierung bei sehr kurzen Meßzeiten nicht möglich ist. Problematisch bei der Knochensegmentierung ist, daß die Zahl der richtig segmentierten Knochenpixel steigt, wenn die Weichteil-Knochenschwelle abgesenkt wird. Gleichzeitig steigt dann aber die Zahl der Weichteilpixel, die zu Knochen segmentiert werden, auf Grund der statistischen Schwankungen der Daten an. Die gefilterte Rückprojektion lieferte durchweg eine höhere Zahl von richtig segmentierten Knochenpixeln, aber auch eine höhere Zahl von Weichteilpixeln, die auf Knochenschwächung gesetzt werden. Im Hinblick auf die klinische Routine ist folgende Betrachtung im Bezug auf die Knochensegmentierung relevant: Das Müller-Phantom mit Rippeneinsätzen und massiven Spinalkanal spiegelt die Verhältnisse bei einer normalen PET Messung nicht wieder, da hier nur die Oberarmknochen und Oberschenkelknochen sichtbar sind. Die FDG-Aufnahme des massiven Knochens ist vergleichsweise sehr gering. Wenn ein Knochenpixel im Oberarm zu Weichteil segmentiert wird, wird in einer Region, die wenig speichert und in der Regel nicht quantifiziert wird, die Aktivitätskonzentration im Bild unterschätzt. Werden ein oder mehrere Weichteilpixel aufgrund statistischer Schwankungen, bspw. im Abdomen, zu Knochen segmentiert, entsteht eine scheinbare Anreicherung, die unter Umständen als Läsion interpretiert werden könnte. Es ist also sinnvoll, eher den Artefakt zu vermeiden, als das Segmentierungssystem dahingehend einzustellen, daß eine möglichst korrekte Knochensegmentierung in den Armen und Beinen stattfindet. Zudem wirkt sich aufgrund der geringen Anzahl der Knochenpixel (weniger als 5% der gesamten Weichteilpixel) eine Unterschätzung der Knochenschwächung in den Oberarmen nicht auf die Quantifizierung eines Herdes in einer entfernten Region aus.

4.2.5 Quantifizierung mit segmentierter Schwächungskorrektur

Generell wurde von allen bisherigen Arbeiten bestätigt, daß sich die segmentierte Schwächungskorrektur zur Quantifizierung eignet, solange das System stabil bleibt.

Mit der Simulation am Müller-Phantom konnte verdeutlicht werden, daß bei der Quantifizierung lokale Segmentierungsfehler eine größere Rolle spielen als geringfügige Fehler bei globalen Parametern, wie der Gesamtschwächung oder der Abweichung der Korrekturfaktoren. Das zeigte sich besonders deutlich bei der Unterschätzung der Aktivität in der Wirbelsäulenregion bei fehlender Knochensegmentierung (Abb. 3.11) und bei den aufgetretenen Effekten am Lungenrand, die teilweise zu einer Überhöhung von bis zu 100% führten. Tendentiell war der Verlauf der nicht lokalen Parameter auch in der Quantifizierung erkennbar, d.h. eine Überschätzung der Gesamtschwächung führte auch zu einer allgemeinen Überschätzung in den quantifizierten Regionen, allerdings waren die Abweichungen bei Verwendung von IR_{20} und $FBP_{Han8,5}$ alle im Bereich von 10%. Bei den nicht lokalen Parametern können sich verschiedene Faktoren (bspw. Anzahl der Weichteilpixel, Anzahl und Werte der gesetzten Lungenpixel) kompensieren, was eine Beurteilung schwieriger macht.

Da TSH bei kurzen Meßzeiten unter der Prämisse der möglichst hohen Stabilität zur Unterschätzung der Lunge neigt, ist die Darstellung des Lungenrandes („Pseudo-Pleurakarzinose“) der am häufigsten auftretende Artefakt, was durch die Methode des begrenzten Fit-Bereichs verstärkt werden könnte.

Durch einen Segmentierungsartefakt, bspw. wenn Lungenpixel auf Weichteil gesetzt werden, kann die Aktivitätskonzentration in der jeweiligen Region um den Faktor 2-3 überschätzt werden, was eine sehr sorgfältige Überprüfung einer vermeintlichen Läsion erfordert und der quantitative Beweis für die lokalen Einflüsse von Segmentierungsfehlern ist. Im Falle der Pseudo-Pleurakarzinose kann sich in der klinischen Routine dadurch beholfen werden, daß zusätzlich das unkorrigierte Bild betrachtet wird. Eine reale Anreicherung läßt sich in diesen Bildern zwar nicht quantifizieren, aber erkennen.

Grundsätzlich lieferte die segmentierte Schwächungskorrektur an simulierten Daten bei allen untersuchten Zählraten Abweichungen $<10\%$ der Aktivitätskonzentration, wenn IR_{20} oder $FBP_{Han8,5}$ zur Rekonstruktion der Schwächungsbilder verwendet wurde. Klammert man den Wert bei $t=30s$ aus, lieferte IR_{20} sogar maximale Abweichungen von 5%. Die Simulation zeigte auch, daß $FBP_{SL8,5}$ und $FBP_{BW8,5}$ (maximale Abweichung $+40\%$) aufgrund der schlechten Quantifizierung und der entstehenden Artefakte nicht zur Rekonstruktion von Schwächungsbildern vor Segmentierung verwendet werden sollten.

Patientenbeispiel 3 ist ein Beleg dafür, daß sich auch bei realen Daten eine Quantifizierung kleiner Läsionen (2. Lungenherd) mit Meßzeiten von $t=60s$ bei etwa 70% der initialen Quellenaktivität mit einem Fehler $<5\%$ durchführen läßt, was bei PET im Vergleich zu den sonstigen Fehlerquellen hinreichend genau und angesichts einer Meßzeitersparnis von 10-20min pro FOV ein hervorragendes Ergebnis ist.

4.2.6 Zählraten und Stabilität der Routinesegmentierung TSH₅

TSH wird bei einer Unterschreitung der minimalen Transmissionszeit dadurch instabil, daß die Werte in den zentralen Bereichen der jeweiligen Schicht so stark unterschätzt werden (Abb. 1.3), daß ein „globaler“ Schwellwert diese Bereiche der Lunge zuordnet. Die Unterschätzung der Werte ist in der Anzahl der Nulllinien im Sinogramm und deren Ersetzung begründet.

An der Betrachtung der Zählrate an der Phantommessung konnte deutlich gemacht werden, daß die Anzahl der Nulllinien auf bis zu 18% der gesamten Projektionen bei $t=30s$ ansteigt (Abb. 3.1). Die Ereignisse, die hier gemessen werden, liegen im Mittel bei den Werten 0 und 1, d.h. die Ersetzung der Nulllinien wirkt sich aufgrund der Anzahl der zu ersetzenden Projektionswerte und aufgrund der Höhe des eingesetzten Wertes dahingehend aus, daß die

Schwächung in der entsprechenden Region unterschätzt wird, was sich auch in der Verschiebung und Verbreiterung des Weichteilpeaks äußert (Abb. 2.2).

Der Algorithmus zur Ersetzung der Nulllinien ist bei der hier verwendeten Art des Datenzugriffes für die Routineapplikation (Rekonstruktion der Transmissionsdaten mit der GE-Software und dem Export aus der INFORMIX-Datenbank) herstellerseitig fest codiert, da alle vom GE-System rekonstruierten Transmissionsdaten unter Verwendung dieser Ersetzung („Ersetzen-Glätten“) berechnet werden. Ein direkter Rohdatenzugriff ist bei diesem System im Hinblick auf eine Implementierung für die Routine wegen der Einbindung der Systemkorrekturen und der Trennung zwischen Roh- und Bilddaten fast unmöglich.

Es konnte gezeigt werden, daß die Anzahl der Nulllinien logarithmisch mit steigender Meßzeit bzw. Gesamtzählrate fällt (Abb. 3.2), so daß eine Verkürzung der Meßzeit von 40s auf 30s am Phantom fast eine Verdoppelung der Nulllinien hervorruft, und somit eine geringe Unterschätzung der minimalen Transmissionszeit signifikante Auswirkungen auf die Stabilität haben kann. Bei der Messung des Schwächungsphantoms lagen im Mittel ca. 80% der Ereignisse auf Koinzidenzlinien, die außerhalb des Patienten verliefen, wobei bei einem Projektionswinkel $\varphi=90^\circ$ nur etwa 10% der Ereignisse und bei $\varphi=0^\circ$ 30% der Ereignisse auf LORs lagen, die durch den Patienten gingen.

Die Anzahl der Nulllinien hängt im einzelnen von der Meßzeit, der Höhe der Schwächungswerte und ihrer Verteilung (Geometrie), und der Aktivität der verwendeten Quellen ab. Ein einfacher Zusammenhang zwischen den zu erwartenden Nulllinien und den genannten Parametern zur Abschätzung der minimalen Meßzeit wurde bisher nicht gefunden. Geplant ist, dieses Problem durch eine Monte Carlo-Simulation mit SimSET zu evaluieren, wobei momentan Transmissionssimulationen mit diesem Programm noch nicht möglich sind, aber implementiert werden. Im Hinblick auf ein zählratenabhängiges Abbruchkriterium der Transmission muß auf die beim ADVANCE-Scanner implementierte Möglichkeit zurückgegriffen werden, den Transmissionsscan nach Erreichen einer bestimmten Anzahl von Ereignissen im gesamten FOV (I_{FOV}) zu stoppen. Diese Zählrate wird momentan in Abhängigkeit des Gewichts des Patienten berechnet, wobei diese Größe nicht als minimale Transmissionsmeßzeit angesehen werden kann, sondern in der Regel um den Faktor 1,5-2 über der tatsächlich minimalen Meßzeit liegt:

$$I_{FOV} = \text{Gewicht} [\text{kg}] \cdot 0,5 \cdot 10^6 \frac{\text{Ereignisse}}{\text{kg}} \quad (4.1)$$

Ein zweites Abbruchkriterium (Gl. 3.2) kann aus dem Beispiel (Patient 2) aus Kap. 3.3.4 abgeleitet werden, der mit 100kg, 179cm und $I_{FOV}=25 \cdot 10^6$ Ereignissen gerade nicht mehr richtig segmentiert werden konnte. Dieses Abbruchkriterium bedeutet, daß $25 \cdot 10^6$ Ereignissen pro FOV ausreichend sind, wenn Größe und Gewicht des Patienten folgende Bedingung erfüllen:

$$\frac{\text{Größe} [\text{cm}] - 100\text{cm}}{\text{Gewicht} [\text{kg}]} > 0,8 \quad (4.2)$$

Der Vergleich beider Abbruchkriterien (Gl. 4.1 und 4.2) zeigt, daß bei dem eben erwähnten Beispiel ein Faktor 2 in der Anzahl der Gesamtereignisse liegt, so daß momentan mit zweifacher Sicherheit in der Routine gearbeitet wird, wobei die Meßzeiten im Mittel bei 60s-90s pro FOV liegen (80% der initialen Quellenaktivität). Diese Angaben gelten noch ohne die Lungenkorrektur, die noch nicht in der Routine integriert ist.

4.3 Transmissions-Segmentierung mit Fuzzy-Inferenz (TSF)

4.3.1 TSF ohne Lungenkorrektur

Das Fuzzy-Inferenzsystem mußte bei den kurzen Meßzeiten zur Stabilisierung und zur Erkennung des Weichteilbereiches zwischen den Lungenflügeln mit der „Middle of Maximum“-Methode (MOM) defuzzifiziert werden, so daß auch hier das System gezwungen wurde, die Werteverchiebung und die lokale Unterschätzung der Schwächungswerte zu kompensieren. Die sinnvolle Anwendung einer „Kompromiß“-Defuzzifizierung (Centroid-Methode) ist vermutlich erst bei höheren Zählraten möglich, wenn der Weichteilchwächungswert tatsächlich datenbasiert berechnet werden kann und nicht mehr gesetzt werden muß. Dies soll im Rahmen eines Forschungsprojektes zusammen mit der University of Pennsylvania an einem C-PET, das mit einer ^{137}Cs -Quelle zur Schwächungskorrektur ausgestattet ist, untersucht werden. Die Schwächungsmessung mit ^{137}Cs bietet eine vielfach höhere Zählratausbeute und ermöglicht Transmissionsmessungen im Bereich von 1-2min, die nicht segmentiert werden müssen (Tab. 4.1).

Ohne die Lungenkorrektur wurden bei der Anwendung des reinen Fuzzy-Systems TSF im Hinblick auf die Anzahl der richtig segmentierten Lungenpixel vergleichbare Werte gefunden wie bei der binären Segmentierung mit dem Routineverfahren TSH₅. Die gesetzten Lungenwerte zeigten nur bei niedrigen Meßzeiten ein leichte Überhöhung, so daß das Inferenzsystem eine Alternative zu den unveränderten Schwächungswerten der binären Segmentierung mit TSH darstellt. Die Gesamtschwächung und die Korrekturfaktoren wurden bei höheren Meßzeiten nur leicht überschätzt (3%), wohingegen bei der kürzesten Meßzeit diese Überschätzung auf 10% (Gesamtschwächung) und 7% bei der Abweichung der Korrekturfaktoren ΔP_k (ohne Lungenkorrektur) stieg.

Die Ähnlichkeit der Ergebnisse von TSH (Routineverfahren) und TSF ohne Lungenkorrektur liegt darin begründet, daß beide Systeme auf der aus dem globalen Histogramm bestimmten Lungen-Weichteilsschwelle T_{LW} basieren, die die lokalen Komponenten noch nicht berücksichtigt. Andererseits konnte durch den Ansatz, die binäre Lungen-Weichteilsschwelle zur Festlegung der Zugehörigkeitsfunktionen zu verwenden, die Implementierung eines adaptiven Inferenzsystems erst ermöglicht werden.

4.3.2 TSF mit Lungenkorrektur

Die Ergebnisse der Auswertung am Müller-Phantom zeigten nach Anwendung der Lungenkorrektur auf die TSF-Datensätze bei allen Tests (Lokalisationsanalyse, Gesamtschwächung, Abweichung der Korrekturfaktoren und simulierte Daten) konstante Verläufe über den gesamten Meßbereich von $t=30\text{s}$ bis $t=120\text{s}$. Bei der niedrigsten Zählrate konnte bspw. die Lungensegmentierung auf 1240 richtig segmentierte Lungenpixel verbessert werden, was einer Wiederfindung von 98,4% entspricht. Eine weitere Bestätigung für die Verbesserung der Segmentierung mit Lungenkorrektur ist der Verlauf der Gesamtschwächung nach der Korrektur, der quasi konstant war, was anhand eines linearen Fits mit einer Steigung von $B=-7,1 \cdot 10^{-7}$ demonstriert werden konnte.

Die Lungenkorrektur wurde zwar nur für TSF-segmentierte Daten geprüft, kann aber direkt auf die mit dem Routineverfahren berechneten Daten übertragen werden.

Aufgrund der Ergebnisse der Lungenkorrektur wird deutlich, daß die Segmentierung von den globalen histogrammbasierten Systemen (TSH und TSF) durch den Einsatz der Lungenkorrektur (Fuzzy-Kantendetektion + lokal berechnete Schwellen) im kurzen Meßbereich deutlich verbessert wird. Die Lungenkorrektur wird deshalb in die klinische Routine zur Erhöhung der Stabilität integriert werden.

4.4 Emissions-Segmentierung mit Fuzzy-Inferenz (ESF)

In der Machbarkeitsstudie wurde ein System implementiert, mit dem aufgrund der schwierig anzupassenden anatomischen Parameter (v.a. die Armmaskierungen) keine einfache automatisierte Segmentierung möglich war.

Die Ergebnisse bei der Segmentierung im Vergleich zu einer gemessenen Transmission zeigten allerdings, daß die Qualität zwar deutlich schlechter als bei der Segmentierung von gemessenen Daten ist, aber das System trotzdem eine Quantifizierung mit einer Genauigkeit von 10-15% ermöglichte, was bspw. für den Einsatz an einer Koinzidenzkamera, die keine Vorrichtung zur Schwächungsmessung hat, ausreichend sein könnte.

Die Monte Carlo-Simulation nicht schwächungskorrigierter Daten konnte zunächst bestätigen, daß die Darstellung der Lungen durch eine vorhandene Anreicherung zustandekommt, und um so schwächer wird, je geringer die simulierte (eingesetzte) Lungenaktivität ist (Abb. 3.26). Die histogrammbasierte Bestimmung des „mittleren Wertebereiches“ hat sich am Müller-Phantom als stabil erwiesen. Allerdings fiel je nach eingesetzter Lungenspeicherung die ungeschwächte Myokardintensität in den mittleren Wertebereich, was dazu führte, daß das Myokard außer bei $A_{\text{sim,L}}=20\text{kBq/ml}$ immer zu Lunge segmentiert wurde. Bei der niedrigsten Lungenaktivität, bzw. bei einem Verhältnis von 1:4 zwischen Lunge und Weichteilspeicherung, versagte die Segmentierung gänzlich. Visuell gute Ergebnisse wurden nur bei hoher Lungenspeicherung erreicht. Da Patienten normalerweise nüchtern gemessen werden, bleibt die Myokardanreicherung aus, so daß die Fehlsegmentierungen des Myokards vermieden werden könnten. Aufgrund der Erfahrungen mit TSH-korrigierten Emissionsdatensätzen liegt die Lungenspeicherung am Patient maximal in der Höhe der Weichteilspeicherung, im Mittel eher bei einem Verhältnis von 1:2.

Die erreichbare Genauigkeit und Stabilität der Segmentierung mit ESF im Vergleich zur erreichten Genauigkeit mit gemessenen Transmissionsdaten ist deutlich geringer, was die Analysen zur Evaluierung zeigten. Bei den richtig segmentierten Lungenpixeln wurden maximal 1042 Pixel gefunden, was einer Wiederfindung von 82% entspricht. Somit liegt die Wiederfindung bei der Lungensegmentierung höchstens im Bereich der richtig segmentierten Lungenpixel der niedrigsten Meßzeit bei der Segmentierung gemessener Transmissionen.

Ein weiteres Problem des Ansatzes ist die richtige Berechnung der Patientenkontur, sowohl seitens der Berechnung der konvexen Kontur aus dem Sinogramm, als auch der Korrektur dieser Strukturen. Bei der Simulation wurde die Gesamtschwächung um ca. 10%-15% unterschätzt, was auf die zu klein berechnete Außenkontur zurückzuführen ist. Daneben ist der Außenraum der simulierten Sinogramme bei weitem nicht so verrauscht wie bei realen Patientendatensätzen, was im Hinblick auf die zu erwartende Stabilität des Algorithmus berücksichtigt werden muß. Die Abschaltung der Fuzzy-Konturkorrektur brachte eine Verbesserung der Abweichungen bei der Gesamtschwächung.

Die hohen Abweichungen am Myokard bei der Quantifizierung der idealen Datensätze und die Tatsache, daß in keinem Fall eine homogene Myokardspeicherung erreicht wurde, verdeutlicht nochmals, daß sich das System nicht eignet, um Daten mit FDG speichernden Herzen zu berechnen. Die Abweichungen der Aktivitätskonzentrationen lagen in der gleichen Größenordnung wie beim ersten System $\text{ESF}_{\text{Proto}}$ unter Einbindung der anatomischen Strukturen, so daß die Verwendung der anatomischen Apriori-Information keine signifikante Verbesserung ergibt.

Von anderen Autoren konnte ebenfalls gezeigt werden, daß die Lungensegmentierung aus Emissionsdaten möglich ist, die Segmentierung der Außenkontur schwierig bleibt, und die Abgrenzung zwischen Lunge und Leber im unkorrigierten Bild praktisch unmöglich ist [Mad99].

Aufgrund der mittlerweile extrem kurzen Meßzeiten und der hohen Genauigkeit bei der gemessenen Schwächungskorrektur mit Segmentierung bleibt die gemessene Transmission nach wie vor die Methode der Wahl, obwohl aufgrund der im Rahmen dieser Arbeit

erhobenen Daten eine Weiterentwicklung der Methode im Hinblick auf Systeme ohne Vorrichtung zur Schwächungskorrektur lohnend erscheint.

4.5 Segmentierte Schwächungskorrektur heute

Die segmentierte Schwächungskorrektur ist in den vergangenen drei Jahren das Standardverfahren für die Ganzkörper-PET in Tübingen geworden. Ähnliche Entwicklungen gab es in Freiburg (Mix). Die beiden Hersteller, SIEMENS und GE, bieten routinefähige Segmentierungsalgorithmen mittlerweile (GE seit diesem Jahr) kommerziell an, wobei auf dem Siemens-Scanner der Algorithmus von Xu (das hier verwendete Referenzverfahren) implementiert ist, und GE die Methode des Fuzzy-Clusterings implementierte. Das in Tübingen entwickelte Verfahren TSH wurde 1998 auch in Wien installiert.

4.6 Ausblick

Es sei hier noch auf zwei neue Ansätze verwiesen, die das Transmissionsproblem bei PET stark verbessern könnten:

1. Die Kombination mit CT: Beide großen Hersteller (SIEMENS und GE) entwickeln im Moment kombinierte PET/CT-Maschinen, bei denen die CT-Daten direkt zur Schwächungskorrektur genutzt werden können, was einen enormen Gewinn an Genauigkeit bei der Schwächungskorrektur bedeutet. Der Ansatz wurde bereits für koinzidenzfähige Gammakamerasysteme implementiert und getestet [Bla96].
2. Einbindung von Aprori-Informationen in die iterative Rekonstruktion. Bei der Iteration können Annahmen über die Verteilung der Bildintensitäten in den Rekonstruktionsprozeß als Nebenbedingungen eingearbeitet werden („Bayesian-Reconstruction“), was hauptsächlich für Emissionsdaten verwendet wird. Als Nebenbedingungen können natürlich auch Annahmen über die zu erwartenden Schwächungskoeffizienten formuliert werden, was zu einer „quasi“-Segmentierung führt, da die in den Nebenbedingungen formulierten Annahmen mit höherer Wahrscheinlichkeit in der Rekonstruktion berücksichtigt werden. Mit dieser Technik sind derzeit Meßzeiten von 2min ohne weitere Segmentierung möglich [Ruo99].

5 Schlußfolgerungen

1. Die Ergebnisse der Arbeit zeigen, daß mit dem entwickelten Verfahren (TSH) zur Segmentierung gemessener Transmissionen eine Reduktion der Transmissionszeit auf etwa eine Minute pro Gesichtsfeld beim ADVANCE Scanner möglich ist, wobei die gleiche Genauigkeit erreicht wird wie bei Anwendung der Standardmethode, der gemessenen Schwächungskorrektur (MAC, ca. 10-20min/FOV). Allgemein läßt sich feststellen, daß die segmentierte Schwächungskorrektur (SAC) in Kombination mit der iterativen Rekonstruktion bei Emissionsdaten (IR), wie sie in Tübingen seit 1997 etabliert ist, auch anderenorts mehr und mehr die herkömmlichen Verfahren der unsegmentierten, gemessenen Schwächungskorrektur mit gefilterter Rückprojektion ablöst. Die mit TSH realisierten Meßzeiten liegen im Schnitt um den Faktor 2 unter der seit diesem Jahr vom Hersteller selbst angebotenen Segmentierungsroutine, was unter anderem auf die Möglichkeiten zur Kompensation der Verschiebung der Weichteilchwächungswerte und auf die Verwendung der iterativen Rekonstruktion zur Erzeugung der Schwächungsbilder zurückzuführen ist.
2. Die Wahl des Rekonstruktionsverfahrens beeinflußt die Qualität der Segmentierung. Im Hinblick auf die vielfach bessere Lungensegmentierung (höhere Anzahl richtiger Lungenpixel, keine Nullwerte in der Lunge) wurde die gefilterte Rückprojektion 1998 durch die iterative Rekonstruktion zur Erzeugung der Schwächungsmatrizen ersetzt, was zu einer weiteren Stabilisierung der Methode führte.
3. Eine routinefähige Implementierung eines solchen Programmpakets war dadurch möglich, das ein einfacher Weg des Datenzugriffes gefunden wurde, wobei so gleichzeitig die Methode zur Nullinienersetzung festgeschrieben war. Die relativ langen Rechenzeiten sind für den täglichen Einsatz in der klinischen Routine kein Hindernis, da der Patient sofort nach der Messung einen Kurzbefund basierend auf einer unkorrigierten gefilterten Rückprojektion erhält, und die ausführliche Befundung am nächsten Morgen stattfindet. Eigenlösungen sind sehr flexibel und können in kurzer Zeit an die jeweiligen Bedürfnisse angepaßt werden. Daneben wurde die erste Version des Programmpakets 1998 in Wien ebenfalls auf einem ADVANCE-Scanner installiert.
4. Die Segmentierung von Emissionsdaten (ESF) fand (in unserer Umgebung eines PET-Scanners mit einer Einrichtung zur Schwächungskorrektur) nur zweimal Anwendung nach Verlust der Transmissionsdaten. Die sehr viel höhere Genauigkeit der segmentierten Schwächungskorrektur und die mittlerweile erreichte Meßzeit von ca. 1min pro Gesichtsfeld (Gesamtmeßzeit für Transmission ca. 10min!) machen den Einsatz eines solchen Verfahrens in der klinischen Routine zunächst unnötig. Allerdings steht ein Tool zur Verfügung, mit dem im Notfall (bspw. nach Datenverlust) eine Bildquantifizierung ohne Transmissionsdaten mit ca. 10-15% Genauigkeit ermöglicht wird.
5. Der Einsatz der Fuzzy Logic für die Entwicklung von ESF hat gezeigt, daß damit prinzipiell ein mächtiges Werkzeug zur Verfügung steht, das bis dahin kaum in der nuklearmedizinischen Bildgebung Anwendung fand.
6. Das Fuzzy-Inferenzsystem zur Segmentierung gemessener Transmissionen ohne Lungenkorrektur brachte keine signifikanten Verbesserungen im Hinblick auf die Genauigkeit und die Stabilität. Die Methode, die Zugehörigkeitsfunktionen über den Histogramm-Fit an die jeweiligen Daten anzupassen hat sich zwar als Durchbruch im Hinblick auf die Entwicklung einer automatischen Segmentierungsroutine erwiesen, führt aber im Prinzip dazu, daß das System ein sehr ähnliches Verhalten zeigt, wie die binäre Segmentierung mit TSH, da beide Systeme auf der Berechnung eines „globalen“ Wertehistogramms beruhen. Des weiteren konnte eine Kompensation der Werteverchiebung des Weichteilpeaks nur dadurch erreicht werden, daß das System über den Ansatz der wahrscheinlichsten Lösung defuzzifiziert wurde.

7. Eine weitere Stabilisierung der Segmentierung wurde durch den Einsatz der Lungenkorrektur (Fuzzy-Kantendetektor mit lokaler Schwellenberechnung) erreicht. Dieses System ist in der Lage, bei kurzen Meßzeiten die erforderlichen lokal unterschiedlichen Lungen-Weichteilschwellen zur Segmentierung zur Verfügung zu stellen. Das System wurde bisher nur bei TSF-segmentierten Daten angewendet. Da es allgemein auf segmentierten Schwächungsmatrizen operiert, kann es auch direkt auf Daten angewendet werden, die mit dem Routineverfahren TSH segmentiert wurden.
8. Für die Segmentierung von Schwächungsdaten eines hochauflösenden PET-Scanners mit koinzidenter Transmissionsmessung wurde die minimale Transmissionsmesszeit im wesentlichen erreicht, d.h. von weiteren Verbesserungen der Methode können maximal noch Meßzeitverkürzungen im Sekundenbereich erwartet werden. Im Rahmen eines Forschungsprojektes mit der University of Pennsylvania soll jetzt untersucht werden, inwieweit sich die Transmissionsmeßzeit beim Einsatz einer ^{137}Cs -Quelle (Einzelphotonenemitter) durch Segmentierung reduzieren läßt. Diese Art der Transmissionsmessung erlaubt ohne Segmentierung bereits Meßzeiten von 1-2min pro Gesichtsfeld, wobei die Limitierungen hier eventuell mechanischer Art sein könnten.

Tab. 5.1: Übersicht über die Verfahren, deren Implementierung und Evaluierung.

	<i>Transmission</i>		<i>Emission</i>
„global orientiert“	TSH	TSF	ESF
Routine	seit 1997 Routine (ca. 1500 Patienten)	nein	nein, 2 Patientendatensätze nach Verlust d. Transmissionsdaten
Implementierung	C-Code, PERL-Script-Anbindung an den ADVANCE (vgl. Abb. 2.3)	MATLAB	Konturfindung: C-Code Fuzzy-Inferenz: MATLAB
Evaluierung	Müller-Phantom Jordan-Phantom Patientendaten	Müller-Phantom	Müller-Phantom Monte-Carlo-Simulation Patientendaten
Transmissionszeit	50s-90s	50s-90s	0s
„lokale Korrektur“	Lungenkorrektur (Stabilisierung)		
	anwendbar	angewendet und getestet am Müller-Phantom	nicht anwendbar
Implementierung	bisher MATLAB, geplant: C-Code für TSH (klinische Routine)		

6 Zusammenfassung

Das Ziel der Arbeit war die Minimierung der Transmissionsmeßzeit bei einem GE ADVANCE Scanner mit Vorrichtung zur koinzidenten Schwächungsmessung. Es wurden drei Verfahren entwickelt und getestet:

1. TSH = Transmissions-Segmentierung mit Histogramm-Fit („Transmission Segmentation by Histogram-Fitting“)
2. TSF = Transmissions-Segmentierung mit Fuzzy-Inferenz („Transmission Segmentation by Fuzzy-Inference“).
3. ESF = Emissions-Segmentierung mit Fuzzy-Inferenz („Emission Segmentation by Fuzzy Inference“)

Anfangs wurden die Systeme zur Segmentierung von Transmissionsdaten TSH und ein Prototyp des Segmentierungsalgorithmus für Emissionsmessungen ESF parallel entwickelt, wobei sich zeigte, daß sich mit der Segmentierung gemessener Transmissionen eine wesentlich höhere Genauigkeit erreichen ließ, und auch mit dem ersten nicht optimierten System eine deutliche Reduktion der Transmissionszeit auf 2-3min pro FOV erreicht werden konnte. Dadurch verschob sich der Schwerpunkt der Arbeit zunächst auf die Optimierung der Segmentierung gemessener Transmissionen (TSH).

Die charakteristischen Merkmale von TSH sind:

- Berechnung der nötigen Schwellen aus der Anpassung einer geeigneten Fit-Funktion an den Weichteilpeak des globalen Wertehistogramms.
- Iterative Rekonstruktion der Schwächungsdaten
- Unterstützung der Lungensegmentierung durch die Maskierung des potentiellen Lungenraums
- Einsetzen eines vordefinierten Schwächungswertes für den Weichteil- und Knochenbereich. Die Lungenwerte wurden nach der Rekonstruktion der Schwächungsdaten nicht mehr verändert.

Durch diese vier Komponenten konnte eine klinische Transmissionszeit von 50s-90s pro FOV („Field of View“) erreicht werden. Im Vergleich dazu liegt das Limit des seit diesem Jahr herstellerseitig angebotenen Verfahrens bei ca. 2min pro FOV. Die Segmentierung mit TSH wurde 1997 zusammen mit der iterativen Rekonstruktion für Emissionsdaten als Programmpaket „SAC/IR“ in der klinischen Routine als Standardverfahren integriert, womit bis heute ca. 1500 Patienten (=100% aller Ganzkörperuntersuchungen) berechnet wurden. Die Reduktion der Transmissionsmeßzeit konnte ohne Verlust an Genauigkeit erreicht werden, was in dieser Arbeit sowohl durch Phantomstudien („Müller-Phantom“, „Jordan-Phantom“) als auch mit Patientenbeispielen belegt wurde. Ein sehr wichtiger Schritt zur Minimierung der Transmissionsmeßzeit war die Ersetzung (1998) der gefilterten Rückprojektion durch die iterative Rekonstruktion bei der Berechnung der Schwächungsdaten. Phantomstudien konnten belegen, daß die iterative Rekonstruktion bei der Lungensegmentierung (Lungengröße und gesetzte Schwächungswerte) der gefilterten Rückprojektion überlegen ist. Zur Berechnung der Korrekturfaktoren wurde Schmidlin's Projektor mit variablem Binning und winkelabhängiger Faltung des Pixelprofils verwendet, der praktisch kein zusätzliches Rauschen bei der Berechnung der Korrekturfaktoren erzeugt.

Die Einbindung des Codes in die klinische Routine wurde durch die Implementierung eines einfachen Datenzugriffes möglich, was in Zusammenarbeit mit der University of Washington geschah. Dadurch mußte allerdings der werksseitig codierte Algorithmus der Nullinienerersetzung verwendet werden, der dazu führt, daß die Schwächungswerte im

zentralen Bereich einer Schicht bei kurzen Meßzeiten unterschätzt werden. Für die Segmentierung bedeutet dies, daß die Lungen-Weichteilschwelle so niedrig sein muß, daß diese Regionen noch als Weichteil erkannt werden. Dieses Problem wurde durch die hier implementierte Art der Schwellenberechnung über den Histogramm-Fit für Meßzeiten ab 40s (am Müller-Schwächungsphantom) praktisch gelöst. Ferner führte dieser Effekt aber dazu, daß die Lunge von unterschiedlichen Weichteilniveaus umgeben sind, was die Notwendigkeit der Einführung lokaler Schwellen zur Segmentierung impliziert.

Das zweite entwickelte System, die Segmentierung gemessener Transmissionen mit Fuzzy-Inferenz, wurde unter MATLAB implementiert und am Müller-Phantom getestet. Die Adaptation des Systems an die meßzeitabhängige Verschiebung der Schwächungswerte wurde dadurch erreicht, daß die Zugehörigkeitsfunktionen auf der Eingabeseite mit der aus dem globalen Histogramm berechneten Lungen-Weichteilschwelle justiert wurden. Somit führte dieses System zu keiner signifikanten Verbesserung der Segmentierung, lieferte aber praktisch identische Ergebnisse wie die binäre Routinesegmentierung TSH.

Eine signifikante Stabilisierung der Segmentierung konnte durch ein System zur Lungenkorrektur (LC), bestehend aus einem Fuzzy-Kantendetektor (der auf den segmentierten Schwächungsmatrizen angewendet wurde) und einer lokalen Berechnung der Schwellen zur Segmentierung der Pixel am Lungenrand, erreicht werden. Dieses System wurde bisher nur auf TSF-segmentierte Daten angewendet, zeigte hier aber am Müller-Phantom eine völlige Kompensation der Segmentierungsfehler des global justierten Systems in einem Meßbereich von 30s bis 120s. Die Integration dieses Systems in die klinische Routine als Ergänzung für TSH ist geplant und könnte zu einer weiteren Reduktion der Transmissionszeit führen.

Mit dem dritten System, der Segmentierung von Emissionsdaten (ESF), lassen sich Genauigkeiten von 10-15% erreichen, was sowohl an einem Patientendatensatz als auch durch eine Monte-Carlo-Simulation basierend auf dem Müller-Phantom gezeigt werden konnte. Eine weitere Entwicklung dieses Systems im Hinblick auf eine stabile, routinefähige Anwendung ist möglich, wurde aber aufgrund der sehr guten Ergebnisse mit der Segmentierung gemessener Schwächungsdaten mit einem hochauflösenden PET-Scanner mit Transmissionsvorrichtung nicht weiter verfolgt. Das System wurde bisher zweimal nach Verlust der Schwächungsdaten angewendet.

Die segmentierte Schwächungskorrektur in Kombination mit der iterativen Rekonstruktion hat in sich in den vergangenen 2,5 Jahren bei mittlerweile über 1500 Patienten in Tübingen durch eine deutliche Verbesserung der Bildqualität und eine drastische Verkürzung der Transmissionszeiten von früher 10-15min auf etwa 50s-90s pro Gesichtsfeld (FOV), als neue Standardmethode der Bildverarbeitung bei PET etabliert und gefestigt. Eine weitere Verbesserung im Hinblick auf die Stabilisierung der Segmentierung, und eventuell eine weitere Verkürzung der Meßzeit, kann von der Anwendung des Systems zur Lungenkorrektur in der klinischen Routine erwartet werden, so daß mit vernünftigen Mitteln eine nahezu minimale Transmissionszeit mit diesem Scanner erreicht wurde.

Durch den Einsatz der Fuzzy Logic konnte zum einen ein System entwickelt werden, mit dem Schwächungsmatrizen auch ohne Transmissionsmessung berechnet werden können, zum anderen konnte durch den Einsatz dieser Technologie eine weitere Stabilisierung der Segmentierung gemessener Transmissionsdaten erreicht werden. Die Fuzzy Logic hat sich als leistungsfähiges Instrument zur Anwendung in der nuklearmedizinischen Bildgebung erwiesen.

7 Literatur

- [Bai98] D.L. Baily: „Transmission scanning in positron emission tomography“, Eur. J. Nucl. Med., Vol. 25, No. 7, S. 774-787, 1998.
- [Bed98] M.P. Bedigian, F. Bernard, R.J. Smith, J.S. Karp, A. Alavi: „Whole-body positron emission tomography for oncology imaging using singles transmission scanning with segmentation and ordered subsets expectation maximization (OSEM) reconstruction“, Eur. J. Nucl. Med., Vol. 25, No. 6, S. 659-661, 1998.
- [Ben99] F. Benard, R.J. Smith, P. Hustinx, J.S. Karp, A. Alavi: „Clinical evaluation of processing techniques for attenuation correction with Cs-137 in whole-body PET imaging“, J. Nucl. Med., Vol. 40, No. 8, S. 1257-1263, 1999.
- [Ber83] M. Bergstroem, L. Erikson, C. Bohm, G. Blomquist, J. Litton: „Correction for scattered radiation in a ring detector positron camera by integral transformation of the projections“ J. Compt. Assist. Tomogr. Vol. 7, S. 42-50, 1983.
- [Bet99] V. Bettinardi, E. Pagani, M.C. Gilardi, C. Landoni, C. Ridell, G. Rizzo, L. Castiglioni, D. Belluzzi, G. Lugiani, S. Schubert, F. Fazio: „An automatic classification technique for attenuation correction in positron emission tomography“, Eur. J. Nucl. Med., Vol. 26, No. 5, S. 447-458, 1999.
- [Bil95] K. Bilger: „Einflüsse der Objektgröße und der Ortsabhängigkeit des Auflösungsvermögens auf die quantitative Bildauswertung mit einem Positronen-Emissions-Tomographen“, Diplomarbeit, Universität Tübingen, 1995.
- [Bla96] S.C. Blankespoor, X. Wu, K. Kalki: „Attenuation Correction of SPECT using CT on an Emission-Transmission CT System“, IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 43, S. 2263-2274, 1996.
- [DeG94] T. DeGrado, T. Turkington, J. Williams, C. Stearns, J. Hofmann: „Performance Characteristics of a Whole Body PET Scanner“, J. Nucl. Med., Vol. 35, S. 1398-1406, 1994.
- [EEC91] T. Spinks, C.R. Bellina, R. Guzzardi, H.W. Reist, J. Vacher, H. Ostertag, B. Knoop: „Performance Evaluations of Positron Emission Tomographs“, EEC Concerted Action: PET Investigation of Cellular Regeneration and Degeneration, 1991.
- [GE93] ADVANCE, Service Manual, Description and Specification, DIR2103139.
- [Gra95] A. Grauel: „Fuzzy-Logik: Einführung in die Grundlagen mit Anwendungen“, BI-Wiss-Verlag, Berlin, 1995.
- [Har98] R.L. Harrison, D. R. Haynor, S. Vannoy, T.K. Lewellen: „Improved importance for cone-beam simulations using SimSET“, IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 45, No. 3, S. 1189-1193, 1998.
- [Hel98] D. Hellwig, C.M. Kirsch: „Iterative Rekonstruktion für PET und SPECT“, Der Nuklearmediziner, Nr. 4, 21, S. 261-271, 1998.
- [Hof79] E.J. Hofmann, S.C. Huang, M.E. Phelps: „Quantitation in Positron Emission Computed Tomography: Effects of Object Size“, J. Compt. Assist. Tomography, Vol. 6, S. 229-308, 1979.
- [Hua79] S.C. Huang, E.J. Hoffman, M.E. Phelps, D.E. Kuhl: „Quantitation in Positron Emission Computed Tomography. 2. Effects of Inaccurate Attenuation Correction“, J. Compt. Assist. Tomography, Vol. 3, S. 804-814, 1979.

- [Hua81] S.C. Huang, R.E. Carson, M.E. Phelps, E.J. Hofmann, H.R. Schelbert, D.E. Kuhl: „A boundary method for attenuation correction in positron computed tomography“, *J. Nucl. Med.*, Vol. 24, S. 73-78, 1981.
- [ICRU44] R. Griffith, E. Bossermann, J. Hubell, M. Berger, S. Seltzer: „Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements“, ICRU Report Nr. 44, International Commission on radiation units and measurements, Bethesda, 1989.
- [Jan95] J.S. Jang, N. Gulley: „Fuzzy Logic Toolbox“, MathWorks Inc., Natick, Mass., 1995.
- [Kap98] M.S. Kaplan, R.L. Harrison, S.D. Vannoy: „Coherent Scatter implementation for SimSET“, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol. 45, No. 6, S. 3064-3068, 1998.
- [Kar95] J.S. Karp, G. Muehllehner, H. Qu, X.H. Yan: „Single transmission in volume-imaging PET with ^{137}Cs “, *Phys. Med. Biol.*, Vol. 40, S. 929-944, 1995.
- [Kit86] J. Kittler, J. Illingworth: „Minimum error thresholding“, *Pattern Recognition*, Vol.19, S.41-47, 1986.
- [Led78] C.M. Lederer, V.S. Shirley: „Tables of the isotopes“, 7th ed. Wiley, New York, 1978.
- [Lew86] R.M. Lewitt, G. Muehllehner: „Accelerated iterative reconstruction for positron emission tomography based on the EM algorithm for maximum likelihood estimation“, *IEEE Trans. Med. Imaging*, Vol. 5, S. 16-22, 1986.
- [Lew95] T.K. Lewellen, S.G. Kohlmyr, R.S. Miaoka, M.S. Kaplan: „Investigation of the performance of General Electric Advance Positron Emission Tomograph in 3D mode“, *Conf. Rec.*, IEEE Medical Imaging Conference, San Fransisco, 1995.
- [Lew98] T.K. Lewellen, R.L. Harrison, S. Vannoy: „The SimSET program“, *Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine*, S. 77-92, 1998.
- [Lew99] T.K. Lewellen, S.G. Kohlmyr, R.L. Harrison, V. Bettinardi, E. Pagini, P.S. Crandell, S.G. Ross: „Effects of acquisition times on segmentation algorithms for transmission scans with gated rod sources.“, *J. Nucl. Med.*, Abstract Book Supplement, Vol. 40, No. 5, S. 114, 1999.
- [Mad99] M. Madson: „Emission Based Attenuation Correction of PET Images of the Thorax“, *Conf. Rec. M3-73*, IEEE Medical Imaging Conference, Seattle, 1999.
- [May85] T. Mayer-Kuckuck: „Kernphysik: Eine Einführung“, B.G. Teubner, Stuttgart, 1985.
- [May85a] T. Mayer-Kuckuck: „Atomphysik: Eine Einführung“, B.G. Teubner, Stuttgart, 1985.
- [Mei93] S.R. Meikle, M. Dahlborn, S.R. Cherry: „Attenuation correction using count-limited transmission data in positron emission tomography“, *J. Nucl. Med.* Vol. 34, S. 143-144, 1993.
- [Mix99] M. Mix, E.U. Nitzsche: „PISAC: A post-injection method for segmented attenuation correction in whole-body PET“, *J. Nucl. Med.*, Abstract Book Supplement, Vol. 40, No. 5, S. 297, 1999.
- [Mül93] B. Müller: „Untersuchungen anhand eines Transmissionsphantoms des Thorax zur gemessenen Schwächungskorrektur und deren Einfluß auf die Aktivitätskonzentration bei Herz-PET“, Inauguraldissertation, Universität Mainz, 1993.
- [Ots79] N. Otsu: „A threshold selection method from grey-level histograms“, *IEEE Trans. Syst. Man. Cybern.*, Vol. 9, No.1, S. 62-66, 1979.

- [Pan99] V. Panin, G. Zeng, G. Gullberg: „A Method of Attenuation Map and Emission Activity Reconstructions from Emission Data“, Conf. Rec., M7-77, IEEE Medical Imaging Conference, Seattle, 1999.
- [Pre92] W.H. Press, S.A. Teukolsky, W.T. Vetterling, B.P. Flannery: „Numerical Recipes in C“, Cambridge University Press, 1992.
- [Rad17] R. Radon: „Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten“, Ber. Verh. Sächs. Akad. Wiss. Leipzig, Math Phys. Kl: 69, S. 262-277, 1917.
- [Rei90] H. Reich: „Dosimetrie ionisierender Strahlung“, Teubner Verlag, Stuttgart, 1990.
- [Ros99] S. Ross, P. Crandall, M. Bullock, V. Bettinardi, T. Lewellen, S. Kohlmyr: „Optimization of Input Parameters for a Segmented Attenuation Correction Algorithm on the GE Advance Scanner“, Conf. Rec, M11-3, IEEE Medical Imaging Conference, Seattle, 1999.
- [Row79] S.W. Rowland: „Computer Implementation of image reconstruction formulas“. Image Reconstruction from Projections: Implementation and Applications. Ed. G. T. Herman, Springer-Verlag, Berlin, 1979.
- [Ruo99] U. Ruotsalainen, P. Numminen, T. Tolvanen, E. Siutinen, S. Alenius: „New Method for Attenuation Correction in whole-body PET studies with MRP reconstruction.“, J. Nucl. Med., Abstract Book Supplement, Vol. 40, No. 5, S. 302, 1999.
- [Sch94] P. Schmidlin: „Improved iterative image reconstruction using variable binning and abbreviated convolution“, Eur. J. Nucl. Med., Vol.21, S.930-936, 1994.
- [Sch97] P. Schmidlin, M.E. Bellemann, G. Brix: „Iterative reconstruction of PET images using a high-overrelaxation single-projection algorithm“, Phys. Med. Biol., Vol.42, S.569-582, 1997.
- [Sch98] P. Schmidlin, G. Brix, M.E. Bellemann, W.J. Lorenz: „Computation of high overrelaxation parameters in iterative image reconstruction“, IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 45, S. 1737-1742, 1998.
- [Sch99] P. Schmidlin, M.E. Bellemann, G. Brix: „Subsets and overrelaxation in iterative image reconstruction“, Phys. Med. Biol., Vol. 44, S. 1385-1396, 1999.
- [She82] L.A. Shepp, Y. Vardi: „Maximum likelihood reconstruction for emission tomography“, IEEE Trans. Med. Imaging, Vol. 1, S. 113-112, 1982.
- [Sny75] W.S. Snyder, M.J. Cook, L.R. Karhausen, E.S. Nasset, G.P. Howells, I.H. Tipton: „Report of the task group on reference man.“, ICRP report No. 23, Pergamon, Oxford, 1975.
- [Sta99] N. Stauder: „Errechnung der GK-PET-Transmissionskorrektur aus gemessenen 18-FDG-GK-PET-Emissionsbildern für einzelne axiale Schnitte“, Inaugural-Dissertation, Tübingen, 1999.
- [Tiz98] H.R. Tizhoosh: „Fuzzy Bildverarbeitung“, Springer Verlag, Berlin, 1998.
- [Tow93] D.W. Townsend, M. Defrise: „Image reconstruction methods in positron emission tomography“, Academic Training Programme of Cern, S. 7, 1993.
- [Wal91] L. Wall, R.L. Schwartz: „Programming PERL“, O'Reilly & Associates, Inc., Sebastopol, CA, 1991.

- [Wal95] S. Walch: „Realisation einer multiplikativen, iterativen Rekonstruktion von PET-Schnittbildern auf einer Unix-Workstation“, Diplomarbeit, Fachhochschule Reutlingen, 1995.
- [Wie89] K. Wienhard, R. Wagner, W.D. Heiss: „PET: Grundlagen und Anwendungen der Positronen-Emissions-Tomographie“, Springer-Verlag, Berlin, 1989.
- [Xu91] E.Z. Xu, A. Nizar, K. Mullani, W.L. Anderson: „A Segmented Attenuation Correction for PET“, J. Nucl. Med., Vol. 32, S. 161-165, 1991.
- [Xu94] M. Xu, W.K. Luk, P.D. Cutler, W.M. Digby: „Local thresholds for segmented attenuation correction of PET imaging of the thorax“, IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 41, No. 4, S. 1532-1537, 1994.
- [Xu96] M. Xu, P.D. Cutler, W.K. Luk: „Adaptive, Segmented Attenuation Correction for Whole-Body PET imaging“, IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol.43, No.1, S.331-336, 1996.
- [Yu96] S.K. Yu, C. Nahmias: „Segmented attenuation correction using artificial neural networks in positron tomography“, Phys. Med. Biol., Vol.41, S. 2189-2206, 1996.

Lebenslauf

Kilian Bilger**Persönliche Daten**

Name: Bilger, Kilian
Adresse: Maximilianweg 3
72108 Rottenburg
Geburtsdatum: 14.10.1968
Geburtsort: Neuwied
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch

Schulbildung:

1975-1979 Hohenbergschule Rottenburg
1979-1988 Eugen-Bolz-Gymnasium Rottenburg
01.05.1988 Abitur

Wehrdienst

1988-1989 Wehrdienstleistender bei der 1. Luftlandedivision in Bruchsal

Studium

1989-1995 Studium der Physik (Diplom) an der Universität Tübingen
05.03.1992 Vordiplom
1994-1995 Diplomarbeit unter Anleitung von Prof. Dr. F. Nüsslin zum Thema:
„Einflüsse der Objektgröße und der Ortsabhängigkeit des
Auflösungsvermögens auf die quantitative Bildauswertung mit einem
Positronenemissionstomographen.“
25.07.1995 Diplom

Berufstätigkeit

1995-heute Wissenschaftlicher Angestellter der Abteilung für Nuklearmedizin des
Universitätsklinikums Tübingen.
Promotion unter der Anleitung von Prof. Dr. F. Nüsslin zum Thema:
„Verkürzung der Transmissionszeit bei einem Positronen-Emissions-
Tomographen (PET) durch die segmentierte Schwächungskorrektur“.