

Evaluation and Optimization of the High Resolution Research Tomograph (HRRT)

Von der Fakultät für Mathematik, Informatik und Naturwissenschaften der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Naturwissenschaften genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Diplom-Physiker Christof Knöß
aus Darmstadt

Berichter: Universitätsprofessor Dr. rer. nat. Günter Flügge
Professor Dr. rer. nat. Klaus Wienhard

Tag der mündlichen Prüfung: 27. Juli 2004

Berichte aus der Medizinischen Physik

Christof Knöß

**Evaluation and Optimization of the
High Resolution Research Tomograph (HRRT)**

D 82 (Diss. RWTH Aachen)

Shaker Verlag
Aachen 2004

Bibliographic information published by Die Deutsche Bibliothek

Die Deutsche Bibliothek lists this publication in the Deutsche Nationalbibliografie; detailed bibliographic data is available in the internet at <http://dnb.ddb.de>.

Zugl.: Aachen, Techn. Hochsch., Diss., 2004

Copyright Shaker Verlag 2004

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

Printed in Germany.

ISBN 3-8322-3337-7
ISSN 1617-2965

Shaker Verlag GmbH • P.O. BOX 101818 • D-52018 Aachen
Phone: 0049/2407/9596-0 • Telefax: 0049/2407/9596-9
Internet: www.shaker.de • eMail: info@shaker.de

Abstract

Positron Emission Tomography (PET) is an imaging technique used in medicine to determine qualitative and quantitative metabolic parameters *in vivo*. The High Resolution Research Tomograph (HRRT) is a new high resolution tomograph that was designed for brain studies (312 mm transaxial field-of-view (FOV), 252 mm axial FOV). The detector blocks are arranged in a quadrant sharing design and consist of two crystal layers with dimensions of 2.1 mm × 2.1 mm × 7.5 mm. The main detector material is the newly developed scintillator lutetium oxyorthosilicate (LSO). Events from the different crystal layers are distinguished by Pulse Shape Discrimination (PSD) to gain Depth of Interaction (DOI) information. This will improve the spatial resolution, especially at the edges of the FOV. A prototype of the tomograph was installed at the Max-Planck Institute for Neurological Research in Cologne, Germany in 1999 and was evaluated with respect to spatial resolution, sensitivity, scatter fraction, and count rate behavior. These performance measurements showed that this prototype provided a spatial resolution of around 2.5 mm in a volume big enough to contain the human brain. A comparison with a single layer HRRT prototype showed a 10% worsening of the resolution, despite the fact that DOI was used. Without DOI, the resolution decreased considerably. The sensitivity, as measured with a ^{22}Na point source, was 46.5 cps/kBq for an energy window of 350-650 keV and 37.9 cps/kBq for an energy window of 400-650 keV, while the scatter fractions were 56% for 350-650 keV and 51% for 400-650 keV, respectively. A daily quality check was developed and implemented that uses the uniform, natural radioactive background of the scintillator material LSO. In 2001, the manufacturer decided to build a series of additional HRRT scanners to try to improve the design (detector electronics, transmission source design, and shielding against out-of-FOV activity) and to eliminate problems (difficult detector setup, high voltage problems, and acquisition hardware limitations) that emerged during the utilization of the prototype at the Max-Planck Institute. The Cologne prototype was upgraded to this commercial version of the HRRT, except for the scintillator combination and crystal dimensions. After reinstallation in Cologne in 2003, measurements on the upgraded prototype showed similar performance parameters for narrow energy windows (350-650 keV or narrower), while a different detector setup resulted in higher sensitivity for wider energy windows. Based on a NEMA NU 2-2001 Noise Equivalent Count Rate (NECR) study, the energy window used for patient measurements was changed from 350-650 keV on the prototype to 400-650 keV on the upgraded prototype. As of November 2003, overall 22 persons were scanned. The HRRT will now be used routinely for patient measurements.

Zusammenfassung

Die Positronen Emission Tomographie (PET) ist eine medizinische Bildgebungs-technik, um qualitative und quantitative metabolische Parameter *in vivo* zu gewinnen. Der High Resolution Research Tomograph (HRRT) ist ein neuer, hochauflösender Tomograph, der speziell für Gehirnuntersuchungen entwickelt wurde (312 mm trans-saxiales Gesichtsfeld (FOV), 252 mm axiales Gesichtsfeld). Die Detektorblöcke sind im sogenannten 'quadrant sharing' Design angeordnet und bestehen aus zwei Kristalllagen mit Kristalldimensionen von $2.1\text{ mm} \times 2.1\text{ mm} \times 7.5\text{ mm}$. Das hauptsächlich verwendete Detektormaterial ist der neu entwickelte Szintillator Lutetium Oxyorthosilicate (LSO). Die unterschiedlichen Kristalllagen werden mittels 'Pulse Shape Discrimination' (PSD) unterschieden, um die sogenannte 'Depth of Interaction' (DOI) Information zu gewinnen. Damit lässt sich eine verbesserte räumliche Auflösung vor allem am Rand des Gesichtsfeldes erreichen. Ein Prototyp des Tomographen wurde 1999 am Max-Planck-Institut für neurologische Forschung in Köln installiert und eingehend untersucht, wobei das Hauptaugenmerk auf die räumliche Auflösung, die Sensitivität, den Streustrahlenanteil und das Zählratenverhalten gelegt wurde. Die durchgeführten Messungen zeigten, daß eine räumliche Auflösung von 2.5 mm in einem Volumen erreicht wird, das dem des menschlichen Gehirns entspricht. Ein Vergleich mit einem einlagigen HRRT Prototypen zeigte eine Auflösungsverschlechterung von 10% obwohl DOI Information verwendet wurde. Unter Mißachtung der DOI Information nahm die Auflösung hingegen beträchtlich ab. Die Sensitivität wurde mit 46.5 cps/kBq für ein Energienfenster von 350-650 keV und 37.9 cps/kBq für ein Energienfenster von 400-650 keV gemessen, während Streustrahlenanteile von 56% für 350-650 keV, beziehungsweise 51% für 400-650 keV ermittelt wurden. Eine Routine zur täglichen Qualitätskontrolle wurde entwickelt und implementiert, die den gleichförmigen, natürlichen radioaktiven Untergrund des Szintillators LSO als Strahlquelle benutzt. Im Jahr 2001 wurde vom Hersteller entschieden, eine Serie weiterer HRRT Tomographen zu bauen und dabei zu versuchen, das Design zu verbessern (Detektorelektronik, Design der Transmissionsquelle und der Detektorabschirm für Strahlung von außerhalb des Gesichtsfeldes) und Probleme (schwieriger Detektorenabgleich, Hochspannungsprobleme und Limitierungen des Akquisitionssystems) zu beheben, die sich mit dem Prototypen in Köln gezeigt hatten. Dieser Prototyp wurde dann so nachgerüstet, dass er mit der kommerziellen Version des HRRTs identisch ist. Ausnahmen bilden eine unterschiedliche Kombination von Szintillatormaterialien und unterschiedliche Kristalldimensionen. Der nachgerüstete HRRT wurde 2003 in Köln installiert und erneut durchgeführte Messungen zeigten ähnliche Leistungsparameter für enge Energienfenster (350-650 keV oder enger) wie sie bereits am Prototypen gemessen wurden. Unterschiedliche Detektorenabgleiche führten zu einer höheren Sensitivität für weitere Energienfenster. Basierend auf einer NEMA NU 2-2001 Noise Equivalent Count Rate (NECR) Studie wurde das Energienfenster, welches routinemäßig für Patientenmessungen verwendet wird, von 350-650 keV am Prototypen auf 400-650 keV bei der verbesserten Version des HRRTs geändert. Bis November 2003

wurden insgesamt 22 Gehirnstudien durchgeführt. Der HRRT wird nun im medizinischen Routinebetrieb benutzt.

Contents

Preface	1
1 Principles of PET I - Medical Aspects	3
1.1 Different Types of PET Examinations	3
1.2 FDG and the Three-Compartment Model	5
1.3 Absorbed Patient Dose	7
2 Principles of PET II - Physical Background	8
2.1 Production of PET Radionuclides and Radiopharmaceuticals	8
2.2 β^+ -Decay	9
2.3 e^+e^- Annihilation	9
2.3.1 Positron Range	9
2.3.2 Positronium	11
2.3.3 Angular Uncertainty	11
2.4 Interaction of Gammas with Matter	11
2.4.1 Photoelectric Absorption	12
2.4.2 Compton Effect	12
2.4.3 Pair Production	13
2.4.4 Relative Importance for PET	13
3 Principles of PET III - Scintillators	14
3.1 Scintillation Process	14
3.1.1 Scintillator Energy Resolution	16
3.2 Photomultiplier	17
3.2.1 Energy Resolution of a Scintillator+PMT Detector	17
3.3 Scintillator Materials for PET	17
3.3.1 NaI	18
3.3.2 BGO	18
3.3.3 LSO	19
3.3.4 GSO	22
3.3.5 LYSO	22
4 Principles of PET IV - Measuring Principles	23
4.1 Coordinate System for PET Scanners	23
4.2 Coincidence Detection	23

4.2.1	Line of Response	24
4.2.2	Event Categorization	25
4.3	Data Organization	26
4.3.1	List Mode	26
4.3.2	Projections and Sinogram	26
4.3.3	2D and 3D PET Acquisition Mode	27
5	Principles of PET V - Design Features	30
5.1	New Detector Concepts	30
5.1.1	Block Detector Design	30
5.1.2	Quadrant Sharing Design	31
5.1.3	Depth of Interaction and Phoswich Detector Design	31
5.2	Reconstructed Image Resolution	33
6	Principles of PET VI - Corrections	35
6.1	Attenuation Correction	35
6.1.1	μ -Map Calculation from an Emission Scan	35
6.1.2	μ -Map Calculation from a Measurement	36
6.1.3	Segmented Attenuation Correction	38
6.2	Randoms Correction	38
6.3	Scatter Correction	39
6.3.1	Gaussian-Fit Method	39
6.3.2	Single Scatter Simulation (SSS)	39
6.4	Dead Time Correction	39
6.5	Decay Correction	40
6.6	Normalization Correction	41
6.7	Overall Correction Formula	42
7	Principles of PET VII - Image Reconstruction	43
7.1	Analytical Reconstruction	43
7.1.1	Central-Section Theorem	43
7.1.2	Filtered Back Projection	43
7.2	Iterative Reconstruction	45
7.2.1	MLEM	45
7.2.2	Other Iterative Reconstruction Types	46
7.3	Rebinning Algorithms	46
7.4	Parallelization of 3D Reconstruction Algorithms	47
8	The HRRT	49
8.1	HRRT Detector Element	50
8.1.1	Detector Block	50
8.1.2	Photomultiplier	51
8.1.3	Quadrant Sharing Design	51
8.2	Panel Detector Design	52
8.3	Detector Head Sensitivity	53
8.4	Shielding Against Activity Outside the FOV	54

8.5	Transmission Source	54
8.6	Gantry	55
8.7	Detector Electronics and Event Processing	55
8.7.1	Field Programmable Gate Arrays (FPGAs)	56
8.7.2	Tube Interface Board	56
8.7.3	Bleeder Board	56
8.7.4	Light-Tight Interface (LTI)	56
8.7.5	Analog Subsection Board	57
8.7.6	Detector Head Interface (DHI)	60
8.7.7	Coincidence Controller	61
8.7.8	Data Format	62
8.7.9	Acquisition System	65
8.8	Detector Setup	66
8.8.1	Emission Detector Setup	68
8.8.2	Transmission Detector Setup	71
8.8.3	Time Alignment	71
8.9	Corrections of HRRT Data Sets	73
8.9.1	Gap Correction	73
8.9.2	Normalization Correction	74
8.9.3	Attenuation Correction	74
8.9.4	Scatter Correction	75
8.10	Reconstruction of HRRT Data Sets	75
9	Calibration Sources and Phantoms	76
9.1	Calibration Sources	76
9.1.1	^{22}Na Point Source	76
9.1.2	$^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ Line Source	76
9.1.3	^{137}Cs Point Source	76
9.2	Phantoms	77
9.2.1	Homogeneous Water Phantoms	77
9.2.2	Homogeneous Germanium Phantom	77
9.2.3	Utah (Scatter) Phantom	77
9.2.4	NEMA NU 2-1994 Scatter Phantom	79
9.2.5	NEMA NU 2-2001 Scatter Phantom	79
9.2.6	Hoffman 3D Phantom	81
9.2.7	Cologne High Resolution Phantom	81
9.2.8	Small High Resolution Phantom	82
9.3	Aluminum Sleeves	82
10	Evaluation of the HRRT - Materials and Methods	83
10.1	Evaluation of Detector Setup	83
10.1.1	Energy Resolution	83
10.1.2	Shape Discrimination	84
10.1.3	Time Alignment	85
10.2	Sensitivity	85

10.2.1	Point Source Measurement	85
10.2.2	Line Source Measurement	85
10.2.3	3D Sensitivity Profile	86
10.3	Spatial Resolution	86
10.4	Axial Slice Width	87
10.5	Scatter	88
10.5.1	NEMA NU 2-1994 Scatter Phantom	88
10.5.2	NEMA NU 2-2001 Scatter Phantom (700 mm NEMA Phantom)	89
10.5.3	Improved 700 mm NEMA Phantom Measurement	90
10.6	Count Rate Performance	90
10.6.1	Water Phantom (200 mm)	90
10.6.2	700 mm NEMA Phantom	91
10.6.3	Improved 700 mm NEMA Phantom Measurement	92
10.7	Scatter in Transmission Scans	92
10.8	Scatter Correction	93
10.8.1	Measurement 1	93
10.8.2	Measurement 2	93
10.8.3	Measurement 3	93
10.9	Shielding	93
10.10	Tilt Mechanism	94
10.11	Phantom Studies	94
10.11.1	Cologne High Resolution Phantom	94
10.11.2	Small High Resolution Phantom	95
10.11.3	Hoffman 3D Phantom	95
10.12	Patient Studies	95
11	Evaluation of the HRRT - Results	97
11.1	Evaluation of Detector Setup	97
11.1.1	Energy Resolution	97
11.1.2	Shape Discrimination	97
11.1.3	Time Alignment	100
11.2	Sensitivity	100
11.2.1	Point Source Measurement	100
11.2.2	Line Source Measurement	102
11.2.3	3D Sensitivity Profile	106
11.3	Spatial Resolution	106
11.4	Axial Slice Width	110
11.5	Scatter	113
11.5.1	NEMA NU 2-1994 Scatter Phantom	113
11.5.2	NEMA NU 2-2001 Scatter Phantom (700 mm NEMA Phantom)	114
11.5.3	Improved 700 mm NEMA Phantom Measurement	114
11.6	Count Rate Performance	114
11.6.1	Water Phantom (200 mm)	114
11.6.2	700 mm NEMA Phantom Measurement	116
11.6.3	Improved 700 mm NEMA Phantom Measurement	117

11.7	Scatter in Transmission Scans	117
11.8	Scatter Correction	119
11.9	Shielding	119
11.10	Tilt Mechanism	121
11.11	Phantom Studies	121
11.11.1	Cologne High Resolution Phantom	121
11.11.2	Small High Resolution Phantom	122
11.11.3	Hoffman 3D Phantom	122
11.12	Patient Studies	123
12	Evaluation of the Depth of Interaction	129
12.1	Experiments	129
12.1.1	Scanner Energy Spectrum	130
12.1.2	Sensitivity	130
12.1.3	Scatter	130
12.1.4	NECR	130
12.1.5	Spatial Resolution	131
12.2	Results	131
12.2.1	Scanner Spectrum	131
12.2.2	Sensitivity	132
12.2.3	Scatter	133
12.2.4	NECR	134
12.2.5	Spatial Resolution	135
12.2.6	Conclusion	135
13	Development of a DQC	137
13.1	Acquisition Protocol	137
13.1.1	Initial QC	139
13.1.2	Daily QC	139
13.2	Daily Quality Check Results	140
14	The Commercial HRRT	143
14.1	Hardware and Software Changes	144
14.1.1	Bleeder Board	144
14.1.2	LTI	144
14.1.3	Cabling	144
14.1.4	Transmission Source	145
14.1.5	Gantry and Patient Bed	146
14.1.6	Acquisition System	147
14.1.7	Detector Setup	147
14.1.8	Integration Time	147
14.2	Evaluation Results of the Commercial HRRT	147
14.2.1	Energy Resolution	147
14.2.2	Shape Discrimination	149
14.2.3	Timing Resolution	151

14.2.4	Sensitivity	152
14.2.5	Spatial Resolution	153
14.2.6	Scatter	153
14.2.7	Count Rate Performance	155
14.2.8	Evaluation of Dead Time and Decay Correction	158
14.2.9	Scatter Correction (Utah Phantom Measurement)	158
14.2.10	Shielding	159
14.2.11	Transmission Measurements	159
14.2.12	Evaluation of Measured μ -Values	163
14.2.13	Scatter in Transmission Scans	163
14.2.14	Radiation Dose to Patients for Transmission Measurements .	164
14.2.15	Cologne High Resolution Phantom	165
14.2.16	Hoffman 3D Phantom	166
14.2.17	Patient Studies	167
15	Summary	169
References		178