

Umweltforschung in Baden-Württemberg

Abschlussbericht

***In vivo*-Nachweis von ²¹⁰Blei im menschlichen
Körper als retrospektiver Indikator
für hohe Radonexpositionen**

Bastian Breustedt, Lars Hegenbart,

Olaf Marzocchi, Joachim Knebel

Karlsruher Institut für Technologie

Institut für Strahlenforschung

Förderkennzeichen L75 27002

Laufzeit: 1.9.2007 – 31.12.2009

Die Arbeiten dieses Projekts wurden mit Mitteln
des Landes Baden-Württemberg durchgeführt.

Juni 2010

Zusammenfassung

Im Rahmen der Inkorporationsüberwachung können in Ganzkörperzählern mit gammaspektrometrischen Messungen geringe Mengen von in den Körper aufgenommenen Radionukliden nachgewiesen und quantifiziert werden. Der Messbereich für solche Messungen wird durch die von den zu bestimmenden Nukliden emittierten Photonenenergien begrenzt. Generell gilt: je niedriger die Energie der Photonen, desto größer deren Schwächung im Körpergewebe bzw. desto schwerer ihr Nachweis außerhalb des Körpers. Zusätzlich gibt es auch technische Gründe, die eine Messung im Energiebereich unterhalb von 100keV erschweren. Mit einer Photonenenergie von 46,5 keV liegt das Radonfolgeprodukt Pb-210 in diesem messtechnisch schwer zugänglichen Bereich. Trotzdem ist der Nachweis dieses Nuklids wichtig, da er in guter Näherung als Indikator für Radonexpositionen verwendet werden kann. Gekoppelt mit Studien zur Biokinetik von Radonfolgeprodukten ist es langfristig geplant, Messungen von Pb-210 im in-vivo Messlabor des Karlsruher Instituts für Technologie durchzuführen, um damit chronische Radonexpositionen bewerten zu können.

Die in diesem Projekt im Rahmen zweier Doktorarbeiten durchgeführten Arbeiten dienten der Vorbereitung der in-vivo Messungen von Pb-210. Es wurden die zum Aufbau einer solchen Anlage verwendeten Detektoren charakterisiert und detaillierte Modelle davon für Monte-Carlo Simulationen erstellt. Die Eignung der Detektoren für in-vivo Messungen wurde durch Personen bzw. Phantommessungen getestet und bestätigt. Basierend auf CT Scan wurde ein Voxelmodell eines im in-vivo Messlabor physikalisch vorhandenen Kalibrierphantoms (LLNL-Torsophantom) hergestellt. Mit Voxel2MCNP wurde ein wertvolles Werkzeug entwickelt, mit dem komplexe Modelle einfach gehandhabt und virtuelle Szenarien für Simulationen leicht erstellt werden können. Die erstellten Modelle und durchgeführten Simulationen wurden durch Vergleichsmessungen validiert. Mit Hilfe dieser Modelle wurden erstmals systematisch die verschiedenen Einflussgrößen für die Nachweiseffizienz im Ganz- bzw. Teilkörperzähler untersucht. Parallel dazu wurden Methoden erarbeitet, um bestehende Modelle des menschlichen Körpers an ein zu messendes Individuum anzupassen, um dadurch eine bessere Übereinstimmung von Mess- und Kalibriersituation zu erreichen. Mit einer auf Simulationen verschiedener Menschenmodelle basierenden innovativen Methode wurden die optimalen Konfigurationen des aus vielen solcher Detektoren aufgebauten neuen Ganz- und Teilkörperzählers ermittelt und darauf basierend die Detektorhalterungen mit entsprechenden Freiheitsgraden konstruiert. An einer Prototypenanlage mit zwei Detektoren wurden die Konstruktionen überprüft und letzte Modifikationen am endgültigen Setup durchgeführt. Die endgültige Fertigstellung des neuen Ganz- und Teilkörperzählers ist im Sommer 2010 geplant. Der Messbetrieb soll dann nach der Kalibration der Anlage im Herbst aufgenommen werden. Basierend auf der anschließend möglichen hochempfindlichen Messung von Pb-210 kann dann eine verbesserte Abschätzung der Strahlenexposition durch Radon und seine Folgeprodukte erfolgen.

Abstract

In routine monitoring whole body counters are able to identify and quantify trace amounts of radionuclides that are taken into the body by gamma spectrometry. The applicable range of these measurements is limited by the energies of the photons emitted by the nuclides. Generally speaking: the lower the energy of the photons, the larger their absorption inside the human body or the more complicated the detection outside the body. Additional technical difficulties make measurements in the energy range below 100keV complicated. Emitting photons of energy 46.5keV lead 210 a progeny of radon lies in this area. In-vivo measurements of Lead -210 can be taken as indication of chronic exposure to radon. In the in-vivo monitoring laboratory (IVM) at Karlsruhe Institute of Technology it is foreseen to conduct measurements of lead 210 to assess doses from exposures to radon.

In this project the in-vivo measurements of Lead-210 were prepared (as well as two PhD theses about this). The detectors that will be used to construct the new whole body counter have been characterized and modeled for Monte-Carlo simulations in great detail. The applicability of the detectors for in-vivo counting has been tested and demonstrated by measurements of persons and phantoms. Based on a CT scan of a calibration phantom (LLNL torso) available at IVM a voxel model was created. Voxel2MCNP, a valuable tool which can be used for the easy handling of complex models and to set up virtual scenarios for the simulation, has been developed during the project. All models developed in this project have been validated for later use by comparison of measurement and simulations. Using the models a generic systematic sensitivity analysis of the parameters, that influence the detection efficiency of whole and partial body counters, has been conducted. Methods that enable an adaption of existing (standardized) models of the human body to a given individual person which is about to be measured have been developed. Using these methods a better agreement of the geometries of calibration and actual measurement and thus an improved determination of the real detection efficiency can be achieved. An innovative method, based on simulations of different models of the human body the optimal configuration of the new whole body counter using four detectors has been determined. Detector mountings providing all of the required degrees of freedom have been constructed. A prototype with two detectors of the new counter was installed and used for tests and last modifications before fixing the final set up. The installation of the new whole/partial body counter in a shielding chamber of IVM is scheduled for summer 2010. Routine measurements with the new installation will be started after calibration measurements in fall. Based on the sensitive measurements of Lead-210, which then will be available, a better estimation of doses resulting from exposures to radon and its progeny will be possible.

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	2
Abstract	3
1. Einleitung	7
2. Werkzeuge	10
2.1 Das in-vivo Messlabor des Karlsruher Instituts für Technologie	10
2.2 HPGe-Detektoren	11
2.3 Monte Carlo Simulationen.....	13
2.3.1 Allgemeines	13
2.3.2 Modelle für Monte Carlo Simulation.....	13
3. Anwendungen	15
3.1 Voxel2MCNP – virtuelle Strahlenschutzszenarien mit Voxelmodellen	15
3.1.1 Überblick.....	15
3.1.2 Implementierte Modelle	17
3.1.3 Softwareentwicklung.....	18
3.1.4 Objektorientierung	18
3.2 Modelle der neuen Detektoren.....	20
3.2.1 Erstes virtuelles Modell.....	20
3.2.2 Sensitivitätsanalyse und Modellverbesserung.....	21
3.2.3 Verbesserte Modelle.....	23
3.3 Modell des Torso-Phantoms	25
3.3.1 Überblick.....	25
3.3.2 Torso-Phantom	25
3.3.3 Computertomographie	26
3.3.4 Segmentierung	29
3.3.5 Zusammensetzung der Segmente mit Voxel2MCNP	33
3.3.6 Organvolumina, –dichten und elementare Zusammensetzung	34
3.3.7 Auflösungsverringerng.....	35
3.3.8 Materialien und Dichte	36
3.4 Adaptierte Modelle	40
3.4.1 Ausgangslage	40

3.4.2	Bildregistrierung.....	40
3.4.3	Konzept zur Erstellung adaptierter Voxelmodelle.....	40
3.4.4	Methode und Umsetzung.....	41
3.5	Validierung der Simulationen.....	44
3.5.1	Einleitung.....	44
3.5.2	Positionierungssystem und Messgeometrie.....	44
3.5.3	Allgemeine Einstellungen der Monte-Carlo-Simulationen.....	45
3.5.4	Analyse der Ergebnisse.....	46
3.5.5	Ergebnisse und Diskussion.....	47
3.5.6	Zusammenfassung.....	51
4.	Aufbau des neuen Messsystems.....	53
4.1	Anpassung des Phantoms an die Messgeometrie.....	53
4.2	Definition der optimalen Teilkörpermessanordnungen und Wahl des Layouts.....	54
4.3	Wahl der Liege und der Messkammer.....	59
4.4	Definition der Messanordnungen.....	61
4.5	Mechanische Anforderungen an den Geräteaufbau.....	63
4.6	Prototypen für Detektorhalterungen.....	67
5.	Ergebnisse.....	70
5.1	Adaptierte Modelle zur Effizienzbestimmung bei Lungenmessung.....	70
5.1.1	Überblick.....	70
5.1.2	Vergleichbarkeit der Modelle.....	70
5.1.3	Brustwandstärke.....	70
5.1.4	Punktwolken und Registrierung.....	71
5.1.5	Monte Carlo Simulationen.....	72
5.1.6	Ergebnisse.....	72
5.1.7	Fazit dieser Studie.....	74
5.2	Messung einer kontaminierten Person.....	75
5.2.1	Messanordnung.....	75
5.2.2	Kalibrierung durch Phantommessungen und Monte-Carlo Simulationen.....	75
5.2.3	Ergebnisse.....	76
5.2.4	Diskussion.....	78

5.3	Test der neuen mechanischen Einrichtung.....	79
5.4	Einsatz der neuen Detektoren im Ringvergleich.....	81
5.4.1	Einleitung.....	81
5.4.2	Geräte und Anordnung.....	81
5.4.3	Ergebnisse und Diskussion.....	85
6.	Zusammenfassung und Ausblick.....	88
6.1	Danksagung.....	90
	Literaturverzeichnis.....	91
	Abbildungsverzeichnis.....	96
	Tabellenverzeichnis.....	101

1. Einleitung

Das radioaktive Element Uran existiert seit Entstehung der Erde und tritt daher überall in der Erdkruste und somit auch im Boden auf, zum Teil in höheren Konzentration, z.B. Uranerzlagerstätte, aber auch in sehr geringen Konzentrationen (natürlicher Untergrund). Beim radioaktiven Zerfall des Urans entstehen neue radioaktive Elemente, die ihrerseits wieder zerfallen. Zusammen mit dem Uran bilden sie die sogenannte natürliche Zerfallsreihe. Eines der Folgeprodukte in dieser Zerfallsreihe ist das Edelgas Radon, welches auf Grund seines gasförmigen Zustandes aus dem Untergrund austreten und sich z.B. in Wohnräumen in der Luft anreichern kann.

Radon und seine radioaktiven Folgeprodukte (z.B. auch Blei-210) reichern sich in der Raumluft an und können so über die Atmung in den menschlichen Körper aufgenommen werden. Dadurch tragen diese Nuklide einen großen Teil zur natürlichen Strahlenexposition des Menschen bei. Eine ausführliche Darstellung und Diskussion der Abschätzung der Strahlendosis durch Radon und seine Zerfallsprodukte findet sich beispielsweise im Artikel von Kendall und Smith [Ken02]. Die höchsten Organdosen erhält erwartungsgemäß die Lunge, die Dosen anderer Organe liegen mindestens eine Größenordnung darunter. An Arbeitsplätzen mit hohen Radonkonzentrationen (z.B. im Bergbau oder in Behältern von Wasserwerken) können hohe Strahlenexpositionen für die Beschäftigten auftreten. Im Hinblick auf die seit der Novellierung der Strahlenschutzverordnung im Jahr 2001 neu aufgenommenen Arbeiten an Arbeitsplätzen mit natürlich vorkommenden radioaktiven Stoffen ist eine Bewertung der Expositionen notwendig. Eine direkte Messung solcher Strahlenexpositionen in Form einer effektiven Dosis ist nicht möglich. Es ist aber sehr wohl möglich die Konzentration des Radons bzw. seiner Folgeprodukte in der Luft nachzuweisen. Basierend auf solchen Messwerten ist eine Dosisabschätzung durch Extrapolation der Aufnahme durch Inhalation möglich. Die so ermittelten Dosiswerte besitzen jedoch große Unsicherheiten, da beispielsweise die Ausgangswerte lediglich Momentaufnahmen einer über die betrachteten Zeiträume zeitlich variablen Radonkonzentration darstellen. Oftmals wird integral über einen längeren Zeitraum mit passiven Dosimetern (z.B. Kernspurdetektoren) gemessen. Solche Messungen erlauben jedoch keine genauen Aussagen über die tatsächliche Konzentration während der Aufenthaltszeit einer Person. Beispielsweise werden üblicherweise Fenster von Räumen beim Verlassen geschlossen. Dadurch kann es während der Abwesenheit der Personen zu einem Anstieg der Radonkonzentration in der Luft kommen, der nicht zur Strahlenexposition beiträgt, aber auch nicht aus dem integralen Messwert herausgetrennt werden kann. Eventuelle Spitzenwerte der Konzentrationen, die außerhalb der Aufenthaltszeiten liegen und so nicht zur Dosis beitragen, werden in integralen Messungen mit erfasst und führen zu Überschätzungen der resultierenden Dosen. Die nicht immer bekannten unterschiedlichen Aufenthaltszeiten und Atemraten der überwachten Personen in den betroffenen Räumen bringen weitere Unsicherheiten in die Berechnungen der Dosis und letztlich in die Bewertung der Strahlenexposition ein.

Eine Alternative zur Messung der Konzentration in der Atemluft bietet der direkte Nachweis der Radionuklide im Körper. Im Rahmen der Inkorporationsüberwachung können in Ganzkörperzählern mit gammaspektrometrischen Messungen geringe Mengen von in den Körper aufgenommenen Radionukliden nachgewiesen und quantifiziert werden. Der Messbereich für solche Messungen wird durch die von den aufgenommenen Radionukliden emittierten Photonenenergien begrenzt. Generell gilt: je niedriger die Energie der Photonen, desto größer deren Schwächung im Körper bzw. desto schwerer ihr Nachweis außerhalb des Körpers. Zusätzlich gibt es auch technische Gründe, die eine Messung im Energiebereich unterhalb von 100keV erschweren. So nimmt die Effizienz der eingesetzten Detektorsysteme (z.B. Reinstgermaniumdetektoren) zu niedrigen Energien hin schnell ab. Auch das Signal-zu-Rauschverhältnis (welches maßgeblich zur Nachweisqualität beiträgt) verschlechtert sich durch einen hohen Anteil an Comptonstreuereignissen, die in diesem Energiebereich als störender Untergrund erscheinen. Koaxiale Reinstgermaniumdetektoren, wie sie z.B. in

Ganzkörperzählern eingesetzt werden können Photonenenergien bis hin zu einigen MeV nachweisen, sind aber für den Nachweis von Strahlern mit Energien unterhalb von 100keV praktisch nicht verwendbar. Für Messungen niederenergetischer Photonen werden daher spezielle Detektorkonfigurationen eingesetzt, deren Energiebereich dann jedoch technisch bedingt nach oben auf wenige 100keV begrenzt ist. Neue Detektoren [Can09], die durch spezielle technologische Verfahren hergestellt werden, ermöglichen eine hohe Nachweiseffizienz für Photonen sowohl bei niedrigen als auch bei hohen Energien. Hier kann der gesamte Energiebereich von wenigen keV bis hin zu einigen MeV in einer Messung mit einem Detektor erfasst werden. Das Anwendungsgebiet eines Ganzkörperzählers kann somit auf den Nachweis niederenergetischer Photonenstrahler (z.B. Am-241 bei 59,6 keV oder Pb-210 bei 46,5keV) erweitert werden.

Eisenbud et al. konnten 1969 erstmals zeigen, dass der in-vivo Nachweis von Pb-210 einen Indikator für die Radonexposition darstellt [Eis69]. Weitere Autoren berichten über die von ihnen durchgeführten Messungen. Beispiele für die Vielzahl von Publikationen zu diesem Thema sind Messungen von Laurer et al. [Laur99], aktuelle Messungen von Dantas et al. an Arbeitern aus brasilianischen Minen [Dan07], und die Messungen von Wahl und Mitarbeitern an einer Familie aus Finnland [Wah00], mit denen auch die Anwendbarkeit der Methode für biokinetische Studien gezeigt werden konnte. Blei verhält sich im Körper ähnlich wie Calcium und reichert sich im Skelett an. 83% des Körpergehalts von Blei finden sich im Skelett [Wah00]. Die geeigneten Messorte für Pb-210 sind daher der Schädel bzw. das Knie, da diese einerseits einen hohen Anteil der Gesamtskelettmasse beinhalten (Schädel: 13-15% [Wah00], Knie ~11% [Dan07]) und andererseits die Knochen dort nahe der Körperoberfläche liegen und von relativ wenig Weichgewebe umgeben sind. Der Schädel ist zudem eine der am wenigsten variablen Strukturen im Körper, Autopsien haben gezeigt, dass der im Schädel gefundene Bleigehalt die mittlere Konzentration von Blei im Gesamtskelett repräsentiert [Wah00].

Die Anwendbarkeit der in-vivo Messungen von Pb-210 im Skelett als retrospektive Evaluation der Radonexposition ist jedoch durch die Schwierigkeiten bei der Messung niedriger Photonenenergien begrenzt. Pb-210 hat eine Photonenemission bei 46,5keV mit einer Emissionswahrscheinlichkeit von lediglich 4,25% [Dan07]. Eine grundsätzliche Schwierigkeit ist die Kalibration der für die in-vivo Messungen verwendeten Anlage. Photonen, die im Körper emittiert werden, werden bereits im Körper in Abhängigkeit von der im Körper zurückgelegten Wegstrecke geschwächt, was bei der Kalibrierung berücksichtigt werden muss. In klassischen Kalibrierverfahren [ICRU03] werden die Nachweiseffizienzen durch Messung von anthropomorphen Phantomen mit bekannter Aktivität bestimmt. Die Phantome liegen in fester Geometrie vor, die die reale Person oft nur unzureichend genau beschreibt. Alternativ können die Phantommessungen durch Monte-Carlo Simulationen ersetzt werden [ICRU03]. Hierzu muss ein virtuelles Szenario mit mathematischen Modellen der Messeinrichtungen und der zu messenden Personen erstellt werden. Im virtuellen Szenario kann eine bessere Übereinstimmung zwischen Kalibrier- und realer Messsituation erreicht werden. So können beispielsweise individuelle Modelle erstellt, oder bestehende Modelle an den Probanden angepasst werden. Die Übertragbarkeit der aus solchen Simulationen gewonnenen Kalibrierfaktoren muss jedoch im Vorfeld durch eine Validierung anhand einfacher messbarer Vergleichsszenarien gezeigt werden.

Im vorliegenden Bericht wird über den Weg hin zur empfindlichen in-vivo Messung von Pb-210 im Karlsruher Institut für Technologie (KIT) berichtet. Die hier dargestellten ersten Schritte umfassen sowohl die Entwicklung eines neuen Ganzkörperzählers mit zu niedrigen Energien hin erweitertem Messbereich, als auch die Entwicklung von Methoden zum Anpassen von Körpermodellen an die individuelle Probandengeometrie. Letzteres trägt zu einer besseren Übereinstimmung von Kalibriergeometrie mit der realen Messung und damit zur Reduktion der systematischen Unsicherheiten bei in-vivo Messungen bei. Werkzeuge für die Handhabung und Bearbeitung von Voxelphantomen und das Erstellen komplexer Simulationsszenarien wurden im Rahmen dieses Projektes entwickelt. Basierend auf CT Scan wurde ein Voxelmodell eines im in-vivo Messlabor physikalisch vorhandenen

Kalibrierphantoms (LLNL-Torsophantom) hergestellt. Detaillierte individuelle Modelle der in der neuen Anlage verwendeten Detektoren wurden für Monte-Carlo Simulationen erstellt und validiert. Mit diesen wurde erstmals eine vollständige und systematische Untersuchung der verschiedenen Einflussgrößen auf die Nachweiseffizienz der in-vivo Messungen durchgeführt. Mit einer auf Simulationen verschiedener Menschenmodelle basierenden innovativen Methode wurden die optimalen Konfigurationen des aus vier solcher Detektoren aufgebauten neuen Ganz- und Teilkörperzählers ermittelt und darauf basierend die Detektorhalterungen mit entsprechenden Freiheitsgraden konstruiert. Die Ergebnisse dieser Sensitivitätsanalysen und der daraus folgenden Überlegungen für das Anlagendesign sind allgemeingültig und nicht nur auf das KIT beschränkt, sondern können auf andere in-vivo Messeinrichtungen übertragen werden.

An einer in einem Nebenraum des In-vivo Messlabors aufgebauten Prototypenanlage mit zwei Detektoren wurden die Konstruktionen überprüft und letzte Modifikationen am endgültigen Setup durchgeführt. Die endgültige Installation der neu entwickelten Anlage im in-vivo Messlabor des KIT ist für den Sommer 2010 geplant, der Messbetrieb wird dann nach der Kalibration der Anlage im Herbst aufgenommen werden. Basierend auf der damit ermöglichten hochempfindlichen Messung von Pb-210 kann dann eine verbesserte Abschätzung der Strahlenexposition durch Radon und seine Folgeprodukte erfolgen.

2. Werkzeuge

2.1 Das in-vivo Messlabor des Karlsruher Instituts für Technologie

Im in-vivo Messlabor (IVM) des Karlsruher Instituts für Technologie werden jährlich etwa 2500 Direktmessungen der Körperaktivität mit Ganz- und Teilkörperzählern durchgeführt. Diese Messungen dienen der Inkorporationsüberwachung und werden im Auftrag des KIT oder für externe Kunden durchgeführt. Das in-vivo Messlabor ist eine nach §41 der Strahlenschutzverordnung behördlich bestimmte Messstelle für die Länder Baden-Württemberg und Hessen. Das In-vivo Messlabor ist seit 2007 gemäß DIN EN ISO/IEC 17025:2005 für den Bereich „Direkte gammaspektrometrische Messung der Körperaktivität zur Bestimmung einer Körper- oder Organdosis:

- im Ganzkörperzähler für Energien zwischen 100 und 2500 keV
- im Teilkörperzähler für Energien zwischen 10 und 200 keV“

akkreditiert. Neben seinen Routineaufgaben beteiligt sich das in-vivo Messlabor auch an Forschungsprojekten zur internen Dosimetrie von Radionukliden und an der Studentenausbildung (z.B. durch Angebote von Praxisphasen und Abschlussarbeiten).

Messungen im in-vivo Messlabor werden zur Abschirmung gegen die natürliche Umgebungsstrahlung in zwei begehbaren Abschirmkammern aus aktivitätsarmem Stahl durchgeführt. Eine Kammer mit Labyrintheingang wird für Ganzkörpermessungen, eine mit Tür verschließbare Kammer wird für Teilkörpermessungen genutzt.

Im Ganzkörperzähler werden Personen, die mit offenen radioaktiven Stoffen umgehen, auf Inkorporationen (d.h. Aufnahme von Radionukliden in den Körper) untersucht. Die Radionuklide und ihre Aktivität werden dabei über die emittierte Gammastrahlung bestimmt. Mit dieser Methode können Nuklide zwischen 100 keV und 2500 keV durch Direktmessung nachgewiesen werden. Darunter fallen die Spalt- und Aktivierungsprodukte aus dem kerntechnischen Bereich, wie z.B. Cs-137 und Co-60, aber auch Radioisotope, die in der Nuklearmedizin verwendet werden, wie z.B. I-131 oder Tc-99m.

Der Ganzkörperzähler im IVM besteht aus 8*4" großen NaI(Tl)-Detektoren, die paarweise ober- und unterhalb einer Probandenliege angebracht sind. Auf diese Weise wird die Nuklidverteilung im gesamten Körper erfasst. Die Messzeit für eine Routinemessung liegt bei 5 Minuten. Bei dieser Messzeit erhält man z.B. für Cs-137 eine Nachweisgrenze von 60 Bq, für Co-60 von 40 Bq. Um möglichst empfindlich messen zu können findet die Messung in einer Abschirmkammer aus aktivitätsarmem Stahl statt. In der Abschirmkammer ist die natürliche Strahlung um einen Faktor von etwa 50 reduziert.

Die Teilkörperzähler ergänzen den Ganzkörperzähler bei der Inkorporationsüberwachung. Im Teilkörperzähler mit Phoswichdetektoren (mit drei 8"-Detektoren bzw. mit einem 1" Detektor) werden spezielle Detektorsysteme eingesetzt, mit deren Hilfe Radionuklide, die Gammaquanten zwischen 10 keV und 200 keV aussenden, nachgewiesen werden können. In diesem Bereich liegt z.B. die Photonenstrahlung von einigen Nukliden mit hoher Radiotoxizität (z.B.: Am-241, U-235, Pu-239). Mit den Teilkörperzählern werden Messungen der Lunge, der Leber und Skelettmessungen (Schädel - und Kniemessungen) durchgeführt. Zur Messung wird das Detektorsystem über dem untersuchten Organ in direkten Körperkontakt gebracht. So wird nur ein Teil des Körpers erfasst. Diese spezielle Messgeometrie ist notwendig, da im niederenergetischen Bereich gemessen wird und dort bereits durch dünne Gewebeschichten eine relevante Schwächung bzw. Absorption der Photonenstrahlung erfolgt. Typische Messgeometrien untersuchen die Organe Lunge, Leber und Skelett (an Kopf bzw. Knie). Die Messzeiten betragen in der Regel 35 Minuten. Typische Nachweisgrenzen für das Nuklid Am-241 liegen dann in der Größenordnung von 10Bq.

Für Kalibriermessungen der Anlagen stehen dem in-vivo Messlabor diverse anthropomorphe Phantome, wie z.B. das in dieser Arbeit verwendete LLNL-Torsophantom, zur Verfügung. Die im Rahmen dieser Arbeit konzipierte Anlage wird im in-vivo Messlabor installiert und neben dezidierten Messungen für Forschungsprojekte auch die bestehenden Anlagen im Routinebetrieb ergänzen.

2.2 HPGe-Detektoren

Die von Canberra [Can09] hergestellten neuen Detektoren (Abbildung 2.1) mit hochreinem Germanium (HPGe) werden im neuen Teil-/Ganzkörperzähler am KIT als Ersatz für die derzeit eingesetzten Germaniumdetektoren installiert.

Gegenüber den alten Detektoren weisen die neuen einen größeren Kristall auf, können damit einen höheren Nachweiswirkungsgrad für hochenergetische Strahler erzielen. Außerdem haben sie ein dünneres Eintrittsfenster und eine dünnere Totschicht. Das aus Kohlenstoff-Epoxyharz hergestellte Eintrittsfenster lässt Photonen ab 5 keV durch, während die dünnere Totschicht die Messung von Photonen bis hinunter zu 20 keV ohne größere Verluste möglich macht. Diese dünnere Totschicht wird erzielt, indem die oberen Schichten des Kristalls nach Diffusion von Lithium in die Außenfläche mechanisch entfernt werden. Die Folge ist ein erheblich höherer Nachweiswirkungsgrad auch für niederenergetische Photonen.

Ein weiterer Vorteil der neuen Detektoren ist die Verwendung einer elektrischen Kühlung an Stelle von flüssigem Stickstoff. Die Einrichtung wird damit im Betrieb sicherer und billiger. Die elektrische Kühlung weist allerdings auch einen Nachteil auf: Zur Kühlung des Kompressors sind Gebläse notwendig, die bei langen Messungen (2000 Sekunden, über 30 Minuten) unter Umständen zu laut sind. Zur Zeit bietet sich als einzige gangbare Lösung die Verwendung von Ohrstöpseln an. Gebläse und Kompressor erzeugen auch Wärme, während im früheren System die Wärme außerhalb der Kammer abgegeben wurde. Dieses Problem wird dadurch gelöst, dass man die Stromversorgung der Detektoren außerhalb der Kammer anordnet und so die in den Raum abgegebene Wärme vermindert.

Die neuen HPGe-Detektoren sind keine Standardausführungen, sondern wurden speziell für die vorliegende Anwendung gefertigt. In der Normalausführung besteht zwischen dem Kopf des Kristalls und dem Gehäuse mit dem Kompressor kein Abstand; in der Spezialanfertigung für das KIT gibt es einen zusätzlich einen dünneren Teil, der nur den Kühlfinger enthält, so dass zwischen Kristall und Kühlaggregat eine zusätzliche Abschirmung angebracht werden kann. Diese Abschirmung könnte das Betriebsverhalten verbessern, indem der Strahlungsuntergrund, der die Rückseite des Kristalls erreicht, vermindert wird.



Abbildung 2.1: HPGe-Detektor, Model XtRa, mit einer dünnen Einschnürung zwischen dem Kristallkopf und dem Vorverstärker und Kompressor.

Die neuen Detektoren werden sowohl für die Ganzkörper- als auch die Teilkörpermessung eingesetzt; sie verbessern die mit dem gegenwärtigen Ganzkörpermesssystem mit seinen NaI-Szintillatoren ebenso wie die mit den gegenwärtigen Teilkörperzählern erzielbaren Ergebnisse erheblich. Ein kurzer Vergleich der Kenndaten ist in Tabelle 2.1 dargestellt.

Tabelle 2.1: Vergleich der relevanten Kenndaten verschiedener im In-vivo Messlabor des KIT verfügbaren Detektorsysteme

Detektor	Energiebereich	Auflösung ¹ bei 100 keV	Auflösung bei 2000 keV
Neue HPGe Detektoren	5 - 2000 keV	1,1 keV	2,5 keV
Stickstoffgekühlte Germaniumzähler	10 - 2000 keV	0,7 keV	1,8 keV
Phoswich-Zähler	10 - 2500 keV	20 keV	170 keV
NaI-Szintillator	100 - 2500 keV	10 keV	100 keV

¹ Die Auflösung wird über die Peakbreite definiert: Schmalere Peaks sind erwünscht, um die Nuklide besser zu identifizieren.

2.3 Monte Carlo Simulationen

2.3.1 Allgemeines

Komplexe Szenarien, wie sie bei Ganz- und Teilkörpermessungen vorkommen, sind mathematisch schwierig darstellbar. Problemstellungen der Dosimetrie oder die Ermittlung von Detektoreffizienzen sind mit herkömmlichen Formeln analytisch nicht zu lösen. Die Monte Carlo Simulation von Strahlenschutzszenarien ist deswegen ein wichtiges Werkzeug für die Forschung. Die Monte Carlo Methode basiert hierbei auf der Simulation einzelner virtueller Partikel (z.B. Photonen, Elektronen) im Rechner. Damit das Ergebnis konvergiert, werden je nach Fragestellung viele Tausend bis einige Millionen Primärteilchen erzeugt. Ihr Startort im virtuellen Raum, ihre Energie und Richtung wird vorgegeben oder mit einem Pseudo-Zufallsgenerator ermittelt. Wechselwirkungswahrscheinlichkeiten der Partikel, die den virtuellen Raum durchfliegen, sind in einer Datenbank gespeichert. Durch die Wechselwirkungen ändern sich Richtung und Energie des Primärteilchens. Diese Größen werden anhand von Wahrscheinlichkeitsdichtefunktionen bestimmt. Durch das Primärteilchen erzeugte Sekundärteilchen durchlaufen ihrerseits ihren eigenen Pfad durch den Raum. Abbruchbedingungen, unter welchen Bedingungen eine Teilchenhistorie nicht mehr verfolgt wird sind definiert.

Für ein *in vivo* Messszenario muss die Geometrie der Messvorrichtung und des Probanden modelliert werden. Das bedeutet, dass Modelle der Abschirmkammer, der Detektoren, der Liege und von sonstigen relevanten Einrichtungsgegenständen erstellt werden müssen. Den einzelnen Zellen in diesen Modellen werden Material und Dichte zugeordnet. Datenbanken sind die Grundlagen für Algorithmen, die entsprechenden Wahrscheinlichkeitsdichtefunktionen für die Teilchenwechselwirkungen für jedes Teilchen mit einer bestimmten Energie liefern. Die chemische Zusammensetzung und die Dichte des Materials werden dabei berücksichtigt. Detektoren werden mit Hilfe von geometrischen Zellen definiert. Die Energiedepositionen in diesen Zellen können als integraler Wert oder als spektrale Verteilung (entsprechend einem gemessenen Spektrum) aus den Simulationen ermittelt werden. Für Strahlenschutzszenarien, die den Menschen betreffen, verwendet man sogenannte Voxelmodelle. Der menschliche Körper wird aus vielen kleinen Würfeln (Voxel) unterschiedlicher Art modelliert. Material und Dichte des Voxel wird je nach Organ bzw. Gewebe gewählt.

In der vorliegenden Arbeit wurde der Monte Carlo Code MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended) [Pel05] zur Berechnung der *in vivo* Messszenarien verwendet.

2.3.2 Modelle für Monte Carlo Simulation

Nach den ersten erfolgreichen Modellierungsschritten [Doe06] stehen dem ISF aktuell folgende Detektor- und Körpermodelle für die Monte Carlo Simulation mit MCNP(X) zur Verfügung (Tabelle 2.2).

Tabelle 2.2: Zur Verfügung stehende Detektor- und Voxelmodelle am ISF.

Modell	Einsatz	Referenz	Abschnitt
<i>Detektormodelle</i>			
Phoswich 1 und 2	Teilkörperzähler	[Leo09]	
Nal(Tl) 1 bis 4	Ganzkörperzähler	[Ses08]	
Canberra Cryo Pulse HPGe 1 bis 4	Ganz- und Teilkörper	[Mar09, Ger09]	3.2
<i>Voxelmodelle und andere Körpermodelle</i>			
Flaschenphantom	Kalibrierphantom Ganzkörperzähler	[Ses08]	
IGOR	Kalibrierphantom Ganzkörperzähler	[Ses08]	
LLNL Realistic Torso Phantom	Kalibrierphantom Teilkörperzähler	[Heg09a]	3.2
MEETMan	Ganz- und Teilkörper	[Sac96]	
Visible Female	Ganz- und Teilkörper	[Sch09]	
Zubal Phantom Series	Ganz- und Teilkörper	[Zub94]	
RPI-Adult Male and Female	Ganz- und Teilkörper	[Xu08]	
Godwin, Klara und Frank	Ganz- und Teilkörper	[GSF06]	
AM und AF (Rex und Regina)	Ganz- und Teilkörper	[ICRP09]	

3. Anwendungen

3.1 Voxel2MCNP – virtuelle Strahlenschutzszenarien mit Voxelmodellen

3.1.1 Überblick

Voxel2MCNP ist ein Softwaretool mit graphischer Benutzeroberfläche zur Generierung von Szenarien mit Voxelmodellen für Monte Carlo Simulationen. Das Programm wurde im Rahmen einer Doktorarbeit über die numerische Effizienzkalibrierung [Heg09b] entwickelt. Der Schwerpunkt der Anwendung liegt bei der Simulation von Ganz- und Teilkörpermessungen. Im Fokus ist die Detektoreffizienz des *in vivo* Messsystems.

Voxelmodelle von Menschen oder unterschiedlichen Phantomen sind Datenfelder mit einer Größe von mehreren Millionen Bytes. Das Problem der Handhabung solcher großer Datensätze bekommt man ohne Computerunterstützung nicht in den Griff. Zunächst erzeugt Voxel2MCNP sogenannte Input Files für den Monte Carlo Code MCNPX [Pel05]. Die Voxelphantomanordnung in den Eingabedateien entspricht den Empfehlungen von Taranenko *et al.* [Tar05]. Die Implementierung weiterer Strahlentransportcodes für ein breiteres Anwendungsspektrum ist in Planung. Die von MCNPX erzeugten sogenannten Output Files enthalten die Ergebnisse der Simulation der Szenarios. Aus ihnen entnimmt Voxel2MCNP relevante Daten und bereitet sie in Form einer Tabellenkalkulationsdatei auf. Mit Hilfe der Tabellenkalkulationsdatei erfolgt die Auswertung.

Das Ablaufschema (Abbildung 3.1) soll den Einsatz von Voxel2MCNP verdeutlichen.

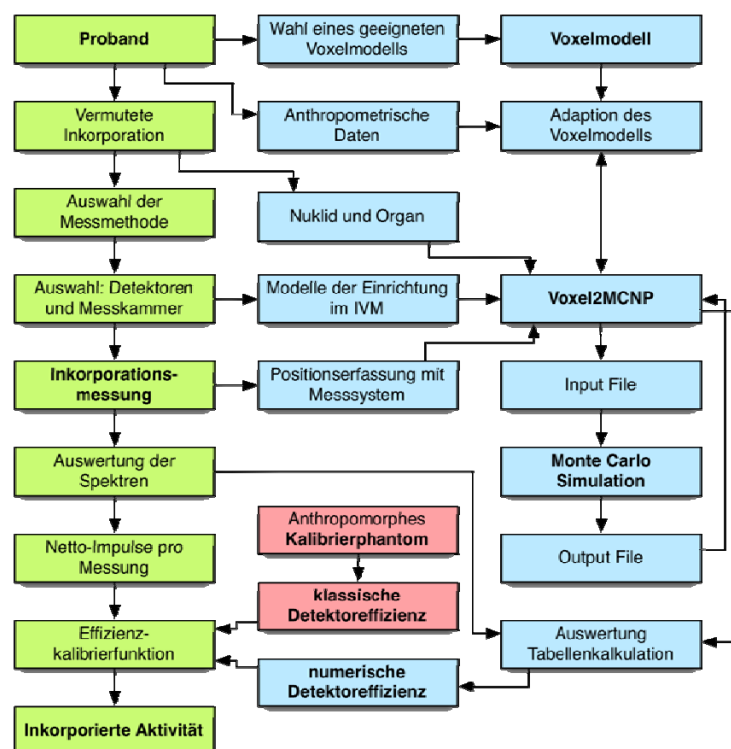


Abbildung 3.1: Ablaufschema einer Inkorporationsmessung (grün) und Einsatz der numerischen Effizienzkalibrierung (blau) von *in vivo* Messsystemen mit Monte Carlo Simulation und dem Softwaretool Voxel2MCNP. Die roten Kästchen symbolisieren die klassische Kalibrierung mit physikalischen Phantomen.

Aus Abbildung 3.1 geht hervor, dass Voxel2MCNP nicht nur der Erzeugung von Inputfiles und der Auswertung von Outputfiles dient. Die Software bietet umfangreiche Werkzeuge zur Manipulation von Voxelmodellen. Ziel ist es, ein vorhandenes segmentiertes Voxelmodell zu adaptieren, so dass es dem Probanden im Sinne seiner Gestalt und Anatomie eher entspricht, als einem physikalischen Kalibrierphantom. Die Methode dafür beruht auf der Bildregistrierungstechnik und ist in Abschnitt 3.4 zu finden.

Verschiedene Dateiformate von Voxelmodellen werden unterstützt. Neben reinen binären Dateien mit oder ohne einem einleitenden Header, werden auch ASCII-Dateien oder spezielle Formate wie das kaLattice-Format [IBT10] unterstützt. Bildserien bestehend aus Dateien im Windows-Bitmap-Format (BMP) können ebenso eingelesen und geschrieben werden. Dies ist vor allem dann hilfreich, wenn man mit herkömmlichen Grafikprogrammen Schichtbilder editieren möchte.

Mit Voxel2MCNP ist man in der Lage einfache Voxelmodelloperationen durchzuführen. Solche sind z.B. Rotation, Skalierung, Verändern der Auflösung, Aufblähen und Erodieren und Translation von Organen. Die Region-Growing-Technik füllt abgegrenzte Bereiche mit einer bestimmten Voxelart. Organsegmente, die als Bildserien vorliegen, können zu einem bereits geladenen Modell hinzugefügt werden. Die genannten Operationen wurden auch für die Segmentierung von rohen Voxelmodellen (CT- oder MRT-Daten) eingesetzt werden. Details dazu sind in Abschnitt 3.2 zu finden.

Voxelmodelle können mit dem Programm analysiert werden. Voxelanzahl, Organmassen, -schwerpunkte und -volumina können errechnet werden und als komma-separierte CSV-Datei von jedem Tabellenkalkulationsprogramm geöffnet werden.

Voxel2MCNP erlaubt anthropometrische Messungen an Voxelmodellen. So kann beispielsweise die Brustwandstärke, ein wichtigen Kalibrierparameter für die Lungeninkorporationsmesstechnik, eines Voxelmodells bestimmt werden. Die Methode zur Bestimmung der Brustwandstärke beruht auf dem Vorbild einer Ultraschallmessung am Thorax des Probanden, wo die Gewebetiefe von der Hautoberfläche bis zum Lungenfell in einem definierten Bereich ermittelt wird [Gün10, Heg10b].

Wichtig für die Handhabung der Voxelmodelle sowie der kompletten Szenarien ist die Visualisierung. Durch die Visualisierung sind Fehler in der Geometrie schnell erkennbar. Das Szenario ist durch die Visualisierung anschaulicher als durch die Zahlenkolonne des Input Files. In Voxel2MCNP stehen zwei- und dreidimensionale Visualisierungsmöglichkeiten zur Verfügung. Im Hauptfenster des Programms kann man durch die Schichten des Voxelmodells navigieren. Nach 90°-Drehungen kann man sich durch die Sagittal-, Transversal- und Koronalebene des anthropomorphen Modells bewegen. Eine Legende zeigt die Zuordnung von Farbe zu Organ bzw. Gewebe. Szenarien aber auch Voxelmodelle können als VRML-Datei exportiert werden und in einem externen Betrachter angeschaut werden. Typische Inkorporationsszenarien können interaktiv mit dem 3D-Viewer (Abbildung 3.2) betrachtet werden. Selbst große Voxelmodelle mit über 100 Millionen Voxel können auf Standardhardware (z.B. Rechner mit Zweikernprozessor und einfacher Grafikkarte) flüssig und präzise dargestellt werden. Dies ermöglicht ein spezieller Darstellungsalgorithmus, der die darzustellenden Organe auf ihre Oberflächen reduziert.

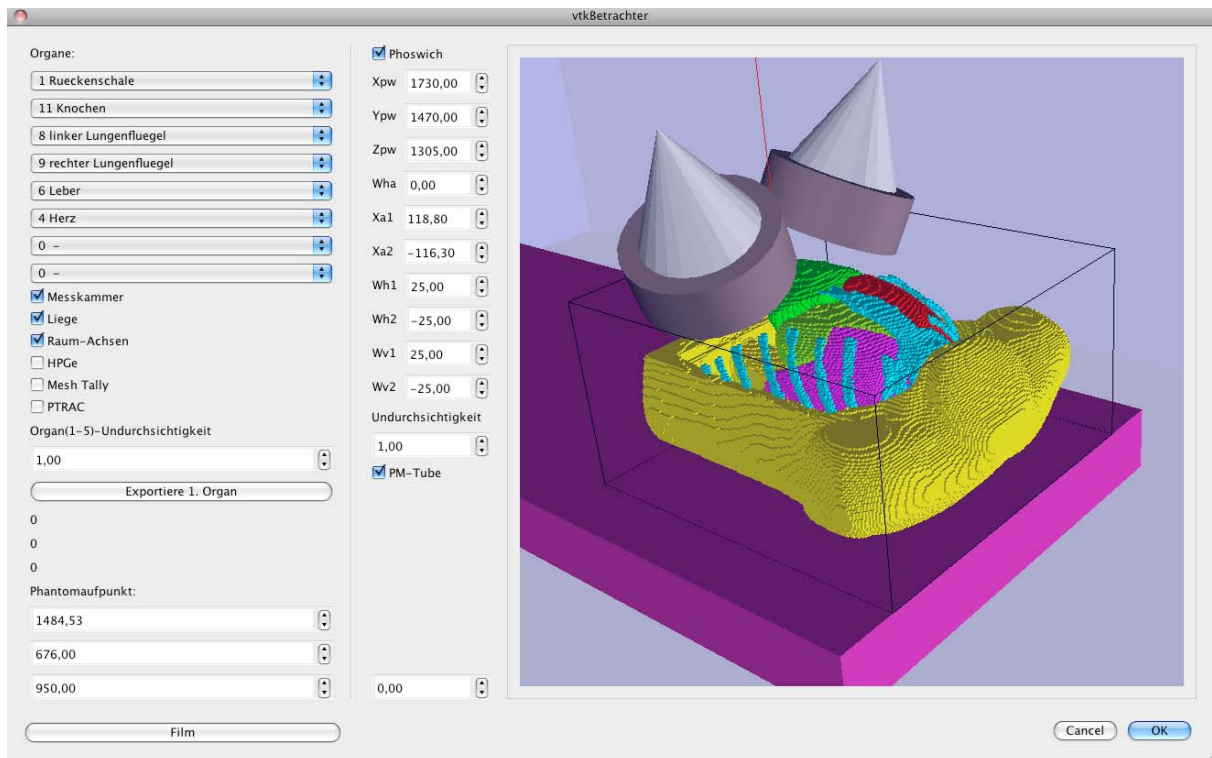


Abbildung 3.2: Das Bild zeigt den in Voxel2MCNP eingebauten 3D-Betrachter. Er basiert auf VTK-Technologie [Sch06] in einer Qt-Fensteroberfläche. Der Benutzer kann hineinzoomen, die Ansicht wechseln und durch das komplette Szenario navigieren. Einzelne Objekte, u. a. Voxelorgane, können sichtbar, semitransparent und unsichtbar gemacht werden. Detektoren und Voxelmodelle können interaktiv bewegt werden. Auch Videosequenzen des Szenarios können mit dem Betrachter erstellt werden.

Datenbanken von menschlichen Organen und Geweben, von deren Dichten sowie von deren chemische Zusammensetzung (Material) sind in Voxel2MCNP implementiert. Diese Daten können editiert, gespeichert und wieder geladen werden. In der Regel benötigt jedes Phantom seine eigenen Datensätze hierfür. Voxel2MCNP enthält auch gammaspektrometrische Daten einiger bekannter Nuklide für die Simulation von virtuellen radioaktiven Quellen. Nach Bedarf wird diese Datensammlung ständig ergänzt. Komplette Szenarien inklusive ihren Parametern können gespeichert werden und später wieder geladen werden.

Über eine Ethernetverbindung kann Voxel2MCNP eine Verbindung zum Positionserfassungssystem [Heg10] des Teilkörperzählers aufbauen. Die Messwerte können so übertragen werden. Auf diese Weise kann die Position der Phoswichdetektoren in die Simulation übernommen werden.

3.1.2 Implementierte Modelle

In Voxel2MCNP sind die meisten Modelle der Einrichtung des IVM bereits eingebunden. Aufbauend auf ersten Grundlagen [Doe06] wurden folgende Modelle für Monte Carlo Simulationen erstellt, optimiert und validiert und in der Software eingebunden:

- NaI-Detektoren des Ganzkörperzählers [Ses08]
- Phoswich-Detektoren des Teilkörperzählers [Leo09]
- Canberra Cryo Pulse HPGe-Detectors [Mar09, Ger09] siehe Abschnitt 3.2
- IGOR Phantom [IGOR97] des BfS [Ses08]

- Flaschenphantom nach Professor Schmier [Ses08]
- Voxelmodell des Lawrence Livermore National Laboratory Realistic Torso Phantom [Gri78] inklusive vier seiner Brustauflagen (sogenannte Overlays), siehe dazu Abschnitt 3.2

3.1.3 Softwareentwicklung

Die Entwicklung von Voxel2MCNP ist so gestaltet, dass der C++ Code auf den meisten Plattformen kompiliert. Dazu wird die Eclipse² Entwicklungsumgebung in Kombination mit CMake³, einem Open Source Build-System, verwendet. Versionskontrolle und dezentrale Verwaltung wird über SVN⁴ gewährleistet. Eine Reihe von zusätzlichen C++ Bibliotheken (Toolkits) sind implementiert. Die wichtigsten sind Qt⁵, eine plattformübergreifende grafische Benutzeroberfläche, das Kitware's Visualization Toolkit (VTK) [Sch06] und das Insight Toolkit [Iba05] für dreidimensionale Betrachtung von Szenarien und Bildverarbeitungsalgorithmen. Die benutzten Werkzeuge und Bibliotheken sind alle quelloffen. Voxel2MCNP wurde getestet unter Windows XP SP3, Ubuntu Linux und Mac OSX. Der Entwickler kann seine favorisierte Plattform auswählen ohne Lizenzgebühren zu zahlen, was sich besonders im Bildungsbereich für Studenten auszahlt. Bis jetzt wurden ca. 20.000 Zeilen objektorientierter Code geschrieben. Das weitgehend objektorientierte Design von Voxel2MCNP erleichtert zukünftige Erweiterungen. Eine Doxygen⁶ Dokumentation in HTML-Struktur wurde erstellt und hilft den Überblick über den Code zu bewahren.

3.1.4 Objektorientierung

Als Vorbild für die Objektorientierung dienten die Bibliotheken Qt, VTK und ITK. Als Beispiel (Abbildung 3.3) soll hier die Klasse *v2mScenario* kurz vorgestellt werden. Das Präfix *v2m* symbolisiert eine Klasse, die zu zum objektorientierten Teil von Voxel2MCNP gehört. Die Klasse *v2mScenario* enthält alle Informationen über das Strahlenschutzszenario, wie z.B. Einrichtungsgegenstände, Detektoren und Voxelmodelle. Jedes der genannten Beispiele hat seine eigene Unterklasse. Die Klasse *v2mDetector* enthält demnach alle Informationen über den Detektor, wie z.B. Durchmesser, verwendetes Material und dessen Dichte. Für die Bestimmung der Brustwandstärke eines anthropomorphen Voxelmodells wurde eine Methode in der Klasse *v2mScenario* geschrieben. Von dort aus hat die Methode vollen Zugang zu allen Informationen über Detektoren – deren Position per Definition für die Brustwandstärke wichtig ist – und natürlich über das betroffene Voxelmodelle im Szenario.

² <http://www.eclipse.org/>

³ <http://www.cmake.org/>

⁴ <http://subversion.tigris.org/>

⁵ <http://www.qtsoftware.com/products>

⁶ <http://www.stack.nl/~dimitri/doxygen/>



Abbildung 3.3: Ausschnitt aus Voxel2MCNPs objektorientierter Struktur dargestellt als UML-Diagramm (Unified Modeling Language) [Fow03]. Die Klasse v2mScenario wird vererbt an die Unterklassen v2mDetektor und v2mVoxelmodell. Die Information der Detektor- oder Voxelmodell-Objekte (die Instanzen der jeweiligen Klassen) sind in den sogenannten Membervariablen gespeichert (Präfix: m_). Die Plus- und Minuszeichen zeigen an, ob eine Methode öffentlich (engl.: public) also zugänglich von einer anderen Klasse ist, oder geschützt (engl.: private), d.h. sie ist nur zugänglich innerhalb der Klasse.

Der Vorteil der Objektorientierung ist, dass der Entwickler an eine logische und intuitive Struktur gehalten wird. Auf diese Weise ist der Code für Anfänger einfacher zu lesen, besonders für Studenten, die in der Regel nicht lange am Code arbeiten und keine Zeit für eine lange Einarbeitung haben. Die Objektorientierung ermöglicht außerdem das Arbeiten an einem Teil des Codes, ohne dass ein anderer Entwickler gestört wird, der an einem anderen Teil programmiert. Erweiterungen sind so einfach und unkompliziert auch im Team zu programmieren.

3.2 Modelle der neuen Detektoren

Eine wichtige Phase in diesen Arbeiten war die Charakterisierung der Detektoren und die Schaffung eines virtuellen Modells in MCNPX, das den Nachweiswirkungsgrad reproduziert. Das Modell sollte dann für alle anschließenden Schritte, von der Planung der Detektorposition bis zur endgültigen Kalibrierung des Systems, dienen.

Im ersten Schritt wurden die Zählraten in zur Detektorachse senkrecht verlaufenden Ebenen geprüft. Damit wollte man feststellen, ob ein axialsymmetrisches Modell für Simulationszwecke genau genug war. Die Ergebnisse waren positiv bis auf eine Anomalie nahe der Rückseite des Kristalls, wo ein 25-prozentiger Rückgang im Wirkungsgrad für 60-keV-Photonen zu verzeichnen war. Die Ursache dieser Störung wird noch untersucht, könnte jedoch an einer ungleichmäßigen Lithiumdiffusion in der äußeren Kristallelektrode liegen. Das würde auch erklären, warum sie nur bei niederenergetischen Photonen auftritt: Die äußere Elektrode ist nur einen Millimeterbruchteil stark, und dieser Wert ist mit der Eindringtiefe von 60-keV-Photonen vergleichbar. Das Problem wurde jedoch als unbedeutend eingestuft, da der Detektor nie in einer Marinelli- oder sonstigen 4π -Konfiguration, sondern nur mit Körpern eingesetzt werden soll, die vor dem Eintrittsfenster oder seitlich davon angeordnet sind. Das Problem wurde der Canberra GmbH mitgeteilt, und das Unternehmen wird sich damit beschäftigen.

Der Detektor verhält sich also axialsymmetrisch, und alle anschließenden Messungen wurden auf einer radialen Ebene durchgeführt.

3.2.1 Erstes virtuelles Modell

Das erste virtuelle Modell (Abbildung 3.4) wurde angefertigt anhand der detailliertesten Zeichnungen des Detektors, die uns vom Hersteller zur Verfügung gestellt wurden. Die Stärke der verschiedenen Teile blieb mit Ausnahme des Eintrittsfensters gering; dieses wurde von Aluminium auf Kohlenstoff-Epoxyharz umgestellt, weil die Zeichnung zu stark vereinfacht war.

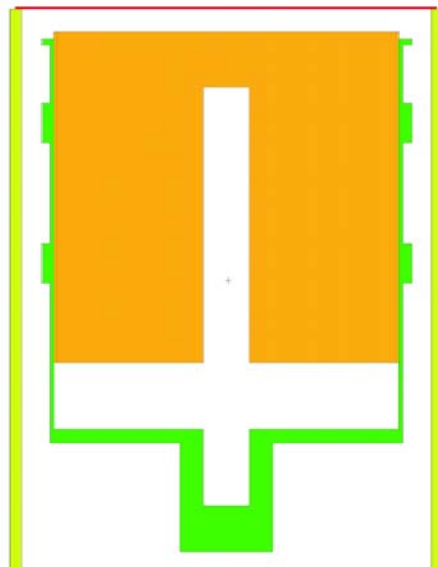


Abbildung 3.4: Schematische Darstellung des ersten in MCNPX reproduzierten, auf Grundlage der Herstellerangaben hergestellten Modells. Die Vereinfachungen gegenüber dem wirklichen Detektor sind leicht erkennbar: fehlende Halterung des Eintrittsfensters an den Gehäuseecken, fehlende Einzelheiten des inneren Aufbaus des Kristallhalters.

Die Charakterisierung des Detektors wurde mit verschiedenen Punktquellen durchgeführt: ^{241}Am (59,5 keV), ^{137}Cs (661 keV), ^{60}Co (1173 keV, 1332 keV). Die Unsicherheit im Hinblick auf deren Aktivitäten beträgt laut der Kalibrierzertifikate der Quellen 5%. Die Quellen wurden an einigen Knotenpunkten einer virtuellen Anordnung aufgestellt, um damit die Empfindlichkeit des Detektors für verschiedene Raumbereiche zu ermitteln. Die Stelle mit dem Ausbeutemaximum pro Nuklid wurde mit der Software Genie-2K 3.1 von Canberra [Can06] ermittelt, und die Software ISOCS [Can02] diente zur Berechnung der Aktivität der Punktquellen anhand von Kalibrierdaten des Herstellers. Die Ergebnisse sind in Abbildung 3.5 zu sehen. Diese Software ist nur mit einfachen Geometrien kompatibel, nicht jedoch mit Spezialgeometrien, wie einem Ganzkörperzähler; deshalb wurden für diese Tests Punktquellen gewählt.

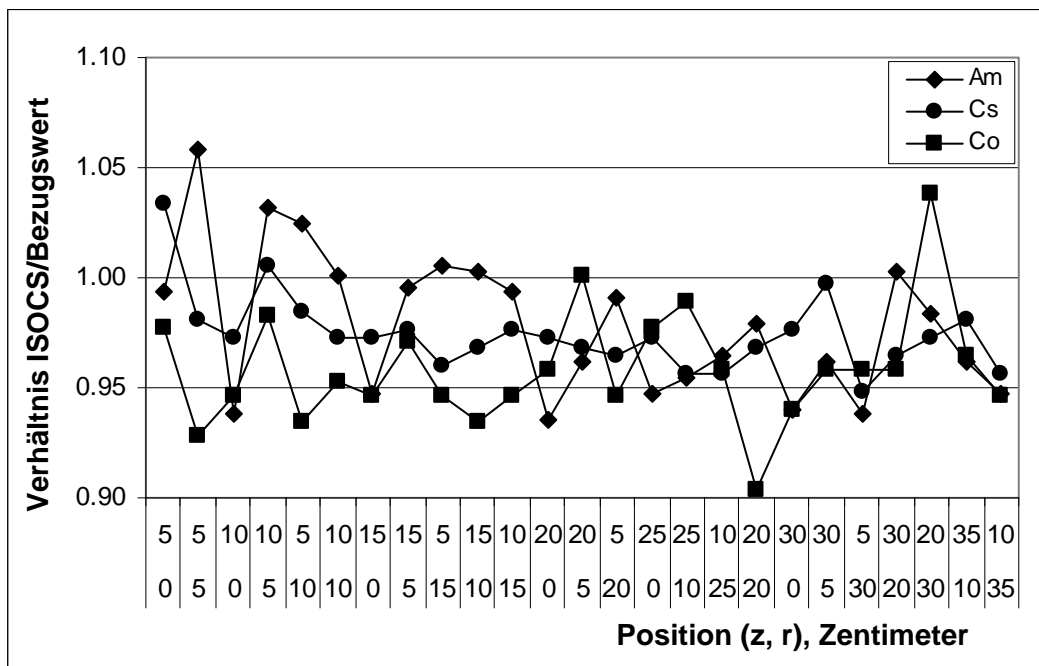


Abbildung 3.5: Vergleich zwischen den mit der Software ISOCS geschätzten und den amtlichen Aktivitätswerten. Die Ergebnisse zeigen Diskrepanzen selbst bei Verwendung der Software von Canberra.

Simulationen zur Reproduktion der Messanordnungen wurden mit Hilfe von MCNPX v.2.6 [Pel08] durchgeführt, und die Aktivität der Quellen wurde mit Microsoft Excel 2003 [Mic03] berechnet. Eine Zusammenfassung der Ergebnisse zeigt Abbildung 3.6.

3.2.2 Sensitivitätsanalyse und Modellverbesserung

Auf Grund der ungenügenden Übereinstimmung zwischen den Simulationen und den Messungen wurden einige Parametersimulationen mit Hilfe des früheren MCNPX-Modells als Bezugsgröße durchgeführt. Bei jeder Simulation wurde ein kritischer Parameter verändert: Die Dichte des Kupferhalters, des äußeren Aluminiumgehäuses und des Germaniumkristalls wurde in einem Bereich von -20% bis +20% verändert; die Dicke der Totschicht auf der Vorderseite des Kristalls wurde von -33% bis +200% variiert; der Durchmesser des Lochs auf der Kristallachse wurde von -30% bis +30%, der Durchmesser des Kristalls von -10% bis -5% verändert. Die Ergebnisse wurden graphisch aufgetragen und die Folgen der Veränderungen analysiert. Ein Beispiel ist in Abbildung 3.7 dargestellt.

Es stellte sich heraus, dass die einzige Veränderung, die zu einer signifikanten Verbesserung der Ergebnisse führte, die Verringerung des Durchmessers des Germaniumkristalls um 3,5% war. Eine neue Reihe von Simulationen mit dem optimierten Modell wurde dann durchgeführt, die Ergebnisse wurden wiederum mit den Bezugswerten verglichen (Abbildung 3.7 und Tabelle 3.1).

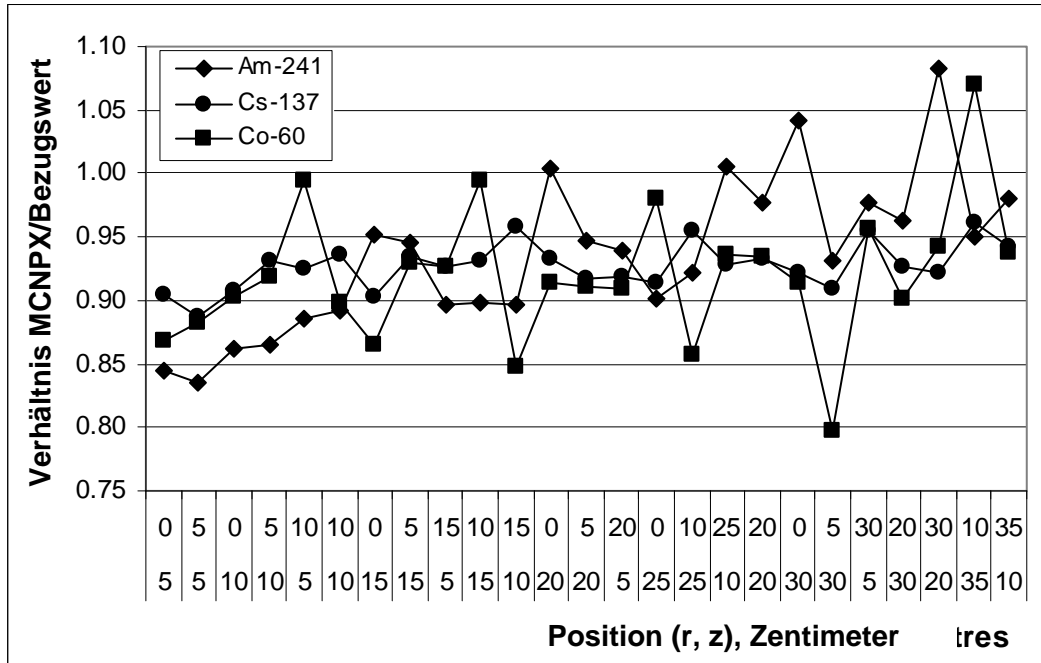


Abbildung 3.6: Verhältnis zwischen den mit MCNPX berechneten Aktivitäten und den Bezugswerten. Die Koordinate r bezieht sich auf den Abstand von der Achse des Kristalls, die Koordinate z auf den Abstand von der Ebene des Eintrittsfensters.

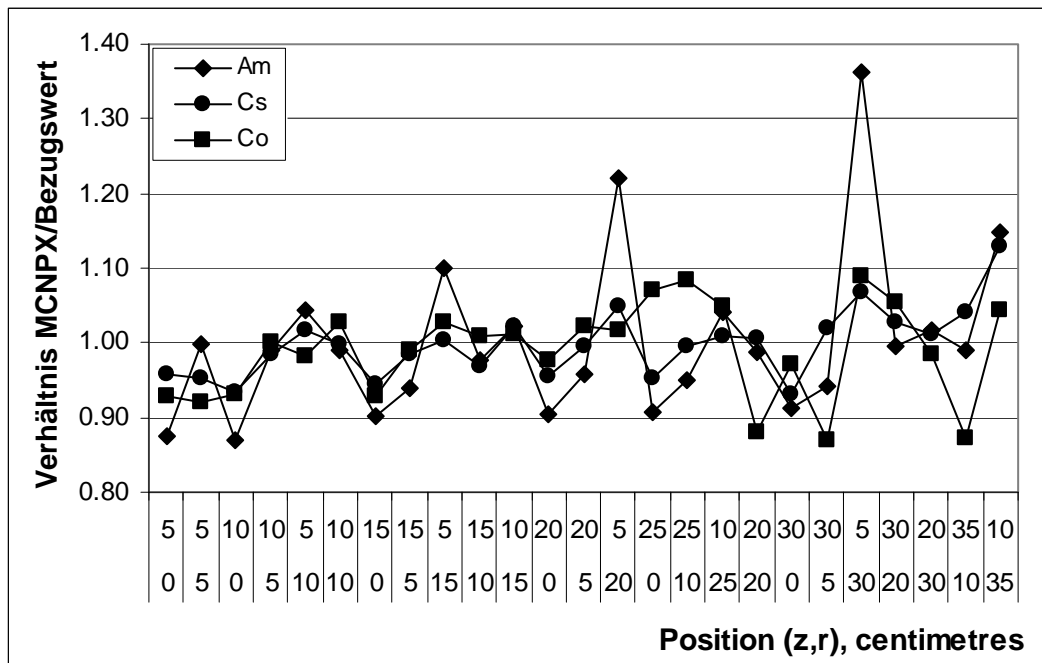


Abbildung 3.7: Verhältnis der berechneten Aktivitäten zu den Bezugsaktivitäten nach Verringerung des Kristalldurchmessers um 3,5%. Die Koordinate r bezieht sich auf den Abstand von der Kristallachse, die Koordinate z auf den Abstand von der Ebene des Eintrittsfensters.

Tabelle 3.1: Gemittelte Endergebnisse für verschiedene Photonenenergien.

Nuklid	Software	Verhältnis, gemittelt	Standardabweichung	Bemerkung
²⁴¹ Am	MCNPX	1,00	12%	
	ISOCS	0,98	3,3%	
¹³⁷ Cs	MCNPX	1,00	4,5%	
	ISOCS	0,97	1,8%	
⁶⁰ Co	MCNPX	0,99	6,5%	
	ISOCS	0,96	2,8%	

3.2.3 Verbesserte Modelle

Auch wenn das mit einem derartigen Verfahren erhaltene Modell schon akzeptabel war, ließ sich die Modellqualität doch noch weiter verbessern. Um die tatsächliche Größe des Kristalls zu ermitteln, wurde eine Messreihe mit Hilfe von Punktquellen und einem Kollimator durchgeführt und der daraus hervorgehende Detektorwirkungsgrad zur Bestimmung nicht nur der Größe, sondern auch der Position des Kristalls innerhalb des Aluminiumkopfes herangezogen (Abbildung 3.8). Die neuen Abmessungen wurden dann in ein erweitertes MCNPX Modell übertragen [Ger09].

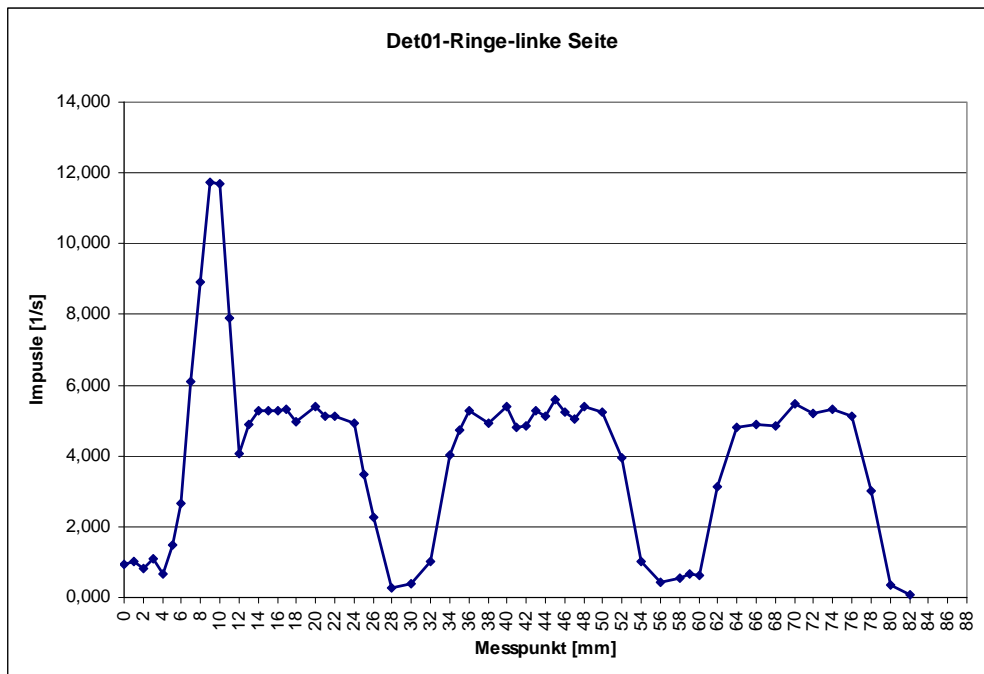


Abbildung 3.8: Ergebnisse einer Messung entlang der Kristallseite. Die Minima stellen die Position der Halteringe dar; das Maximum zu Beginn ist der nicht eingeschlossene Teil des Kristalls außerhalb des Halters.

Die Simulations- und Messergebnisse wurden miteinander verglichen, die erzielte Übereinstimmung war für in Randnähe angeordnete Punktquellen unbefriedigend. Deshalb

wurden weitere Messungen durchgeführt, und mit Hilfe von verbesserten technischen Zeichnungen des Herstellers wurde eine bessere Reproduktion der inneren Geometrie erzielt. Die Unterschiede gegenüber dem vorher verwendeten Modell liegen vor allen Dingen in der Form des Eintrittsfensterhalters: An Stelle von einfach überlappenden Oberflächen wird jetzt ein Aluminiumformhalter modelliert. Das neue Modell weist ein anderes, realistischeres Verhalten bei Quellen auf, die bündig mit den Gehäusekanten angeordnet werden. Die Absorption in der Halterung ist wegen des dickeren Halters dort stärker (Abbildung 3.9).

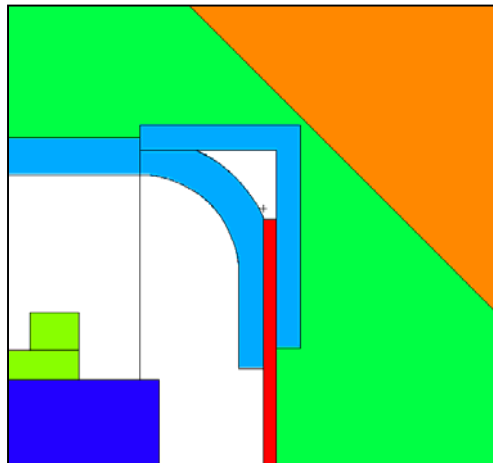


Abbildung 3.9: Detail der neuen Gehäusekanten. Das Eintrittsfenster ist rot dargestellt, der Kristall dunkelblau, der Kupferhalter hellgrün, das Aluminiumgehäuse hellblau. In den dunkelgrünen und orangefarbenen Bereichen befindet sich Luft, während die weiße Fläche einen Hohlraum darstellt.

In einem letzten Schritt wurde schließlich die Qualität des Modells mit einer radioaktiven Quelle überprüft; diese Quelle war auf einem Ständer befestigt, der von Canberra speziell für routinemäßige Überprüfungen solcher Detektoren hergestellt worden war. Außerdem wurden Messungen mit einem am KIT vorhandenen LLNL-Torso-Phantom vorgenommen.

Die mit den Punktquellen erzielten Ergebnisse stimmen innerhalb der Unsicherheiten mit der Aktivität der Quellen überein, sind jedoch bei verschiedenen Energien konstant und mithin zuverlässig, die Messergebnisse am Torsophantom sind sogar noch besser: die Abweichungen liegen bei 1% statt der mit dem vorausgegangenen Modell erzielten 3%.

Mit diesem Verfahren wurden für die vier Detektoren individuelle Modelle hergestellt, die in den künftigen Simulationen verwendet werden.

3.3 Modell des Torso-Phantoms

3.3.1 Überblick

Für die Validierung von Monte Carlo Simulationen wurde ein Modell eines Phantoms, das dem IVM auch zur real zur Verfügung steht, benötigt. So können Simulation und Messung eines Szenarios direkt verglichen werden. Das Lawrence Livermore Realistic Torso Phantom [RSD83] (Abb. 3.10), *kurz: Torso-Phantom*, welches in den 1980er Jahren angeschafft wurde, bietet sich hierfür an. Es wird hauptsächlich im Teilkörperzähler als Kalibrierphantom für Lungen- und Leberinkorporationen eingesetzt. Für die Erstellung eines Voxelmodells wurde vom Torso-Phantom zunächst ein 3D-Datensatz mit Hilfe der Computertomographie erstellt. In den weiteren Schritten wurden diese Daten mit Hilfe der DICOM-Visualisierungssoftware *OsiriX*⁷ Version 2.6 bearbeitet. Es fand eine Segmentierung der einzelnen Organe bzw. separierbaren Teile statt. Die Datensätze der segmentierten Organe des Torso-Phantoms wurden dann in binäre Bitmaps konvertiert und mit Hilfe der selbst erstellten Software *Voxel2MCNP* (Abschnitt 3) zu einem kompletten Voxelmodell zusammengesetzt. Eine manuelle, schichtweise Nachbearbeitung zur Zuordnung eventuell doppelt definierter Voxel (d.h. Segmentüberlappungen) vollendete das Voxelmodell.



Abbildung 3.10: Das in seine Einzelteile zerlegte Torso-Phantom.

Zu einem Voxelmodell gehören für den Einsatz in Monte Carlo Simulationen immer auch die Materialangaben und die Dichtewerte. Da die Herstellerdokumentation diesbezüglich nicht vollständig war, mussten einige Parameter hergeleitet werden.

3.3.2 Torso-Phantom

Die Basis des Torso-Phantoms besteht aus zehn gewebeäquivalenten Kunststoffteilen aus Polyurethan. Diese sind im Einzelnen:

- die Rückenschale samt den in den Kunststoff vergossenen Knochen,
- die Brustschale mit vergossenen Knochen,
- der linke Lungenflügel und der
- rechte Lungenflügel,
- das Herzaufgestück,
- das Herz,
- das Leberaufgestück
- und das untere rückseitige Abdomenstück (hier als „Bauchaufgabe“ bezeichnet),
- die Leber,
- sowie der Abdomenbereich, der das Herz einfasst (hier als „Bauch“ bezeichnet).

⁷ <http://www.osirix-viewer.com/>

Weiterhin gibt es 4 Overlays (Brustauflagen), um verschiedene Brustwandstärken darzustellen.

Neben den genannten Teilen gibt es radioaktive Organe (Tabelle 3.2). Es gibt zehn radionuklidhaltige Lungenflügelpaare und vier Lebern im IVM. Der Hersteller spricht von einer Gleichverteilung der Aktivität im jeweiligen Organ.

Tabelle 3.2: Radioaktive Organe des Torso-Phantoms im IVM.

Organ	Seriennummer	Nuklid
Leber	533	²⁴¹ Am
Leber	537	²³⁸ Pu
Leber	539	¹⁴⁷ Pm
Leber	539	²³⁹ Pu
Lunge	539L und 539R	¹⁴⁷ Pm
Lunge	576L und 576R	²⁴¹ Am
Lunge	579L und 579R	²³⁷ Np
Lunge	577L und 577R	²³² Th
Lunge	582L und 582R	Natururan
Lunge	584L und 584R	²³⁹ Pu
Lunge	578L und 578R	⁹⁹ Tc
Lunge	581L und 581R	²³⁸ U
Lunge	588L und 588R	²³⁵ U, 93%
Lunge	580L und 580R	²³⁸ Pu

Daten über die genauen Dichten, Volumina und elementare Zusammensetzungen der Einzelteile des Phantoms sind in der Dokumentation des Phantoms leider nicht vollständig enthalten. Die Massen der nicht-aktiven Einzelteile wurden bestimmt und sind in Tabelle 3.3 gelistet. Aus der Dokumentation [RSD83] beiliegenden Probenahmeberichten lassen sich für die beprobten Materialchargen Dichten errechnen. Die Materialchargennummern sind vom Hersteller auf die Organe gedruckt worden. Leider fehlen die Materialchargennummern der aktiven Organe, die nur eine Seriennummer besitzen. Die zugehörigen Probenahmeberichte hierfür sind derzeit nicht zuzuordnen, bzw. sind nicht vorhanden.

3.3.3 Computertomographie

Das Torso-Phantom wurde mit dem Siemens Somatom Sensation 16 Computertomograph (16-Zeilen-Spirale) mit der freundlichen Unterstützung von Prof. Dr. Lehmann in den Vincentius-Kliniken Karlsruhe gescannt. Das Gerät erzeugt automatisch aus den Spiralaufnahmen Schichtbilder. Die so gewonnenen Voxel (englisches Kunstwort aus: **V**olumetric **P**ixel, wobei Pixel = **P**icture **e**lement) haben $2^{12} = 4096$ mögliche Grauwerte. Der Grauwert angegeben in der Einheit Hounsfield gibt die Röntgenabsorbtienseigenschaft an.

Je höher der Wert, desto heller das Grau, desto größer die Absorption. Das Gerät ist mit Wasser auf den Grauwert Null kalibriert. Die Schichtbilder bestehen aus 512 mal 512 Pixel. Die erreichte Auflösung bei den hier gemachten Aufnahmen betrug in der Transversalebene (x- sowie in y-Richtung, siehe Abbildung 3.11) 0,9375 mm und in z-Richtung (Schichtbildstärke) = 0,799 mm \approx 0,8 mm. Das Voxelvolumen beträgt demnach etwa 0,703 mm³. Eine Aufnahme besteht aus 633 Schichtbildern. Es wurden insgesamt fünf Aufnahmen des Torso-Phantoms gemacht. Eine Aufnahme in der Basisversion ohne Overlay, und dann je eine Aufnahme mit den vier verschiedenen Overlays. Exemplarische Darstellungen der Aufnahmen finden sich in den Abbildungen 3.12 bis 3.15.

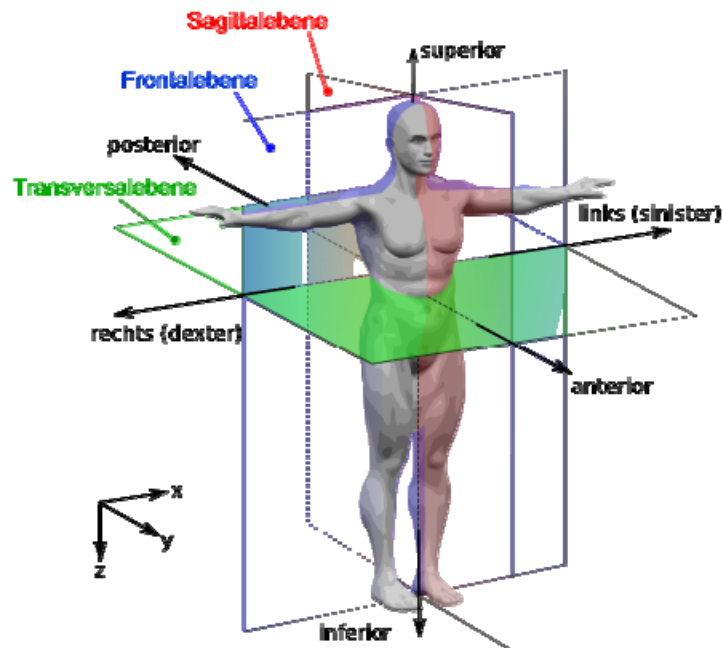


Abbildung 3.11: Körperebenen und Richtungsdefinitionen.

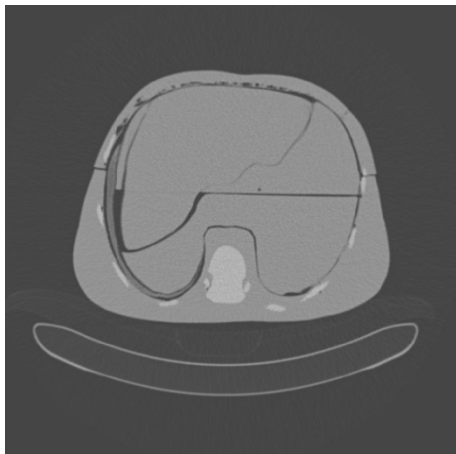


Abbildung 3.12: Schichtbild (transversaler Schnitt) der CT-Aufnahme des Torso-Phantoms ohne Overlay. Zu erkennen sind unter anderem die Leber (links oben), die Wirbelsäule und Rippen (hellere Bereiche), Luftblasen im Brustdeckel (oben), sowie die u-förmig gebogene Liege aus Metall (unten). Anmerkung: Die Schicht ist so zu interpretieren, dass der Betrachter die Schicht von den Füßen in Richtung Kopf betrachtet. Deswegen ist die Leber auf der linken Seite zu finden

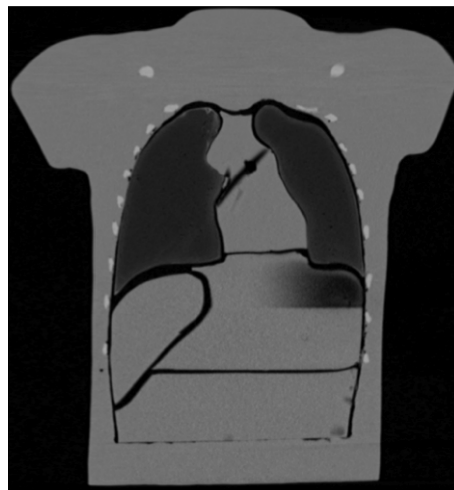


Abbildung 3.13: Frontaler bzw. koronaler Schnitt durch die Bilddaten. Zu erkennen sind hier die Luftspalten zwischen den Einzelteilen und das dunklere Grau des lungenäquivalenten Kunststoffes.

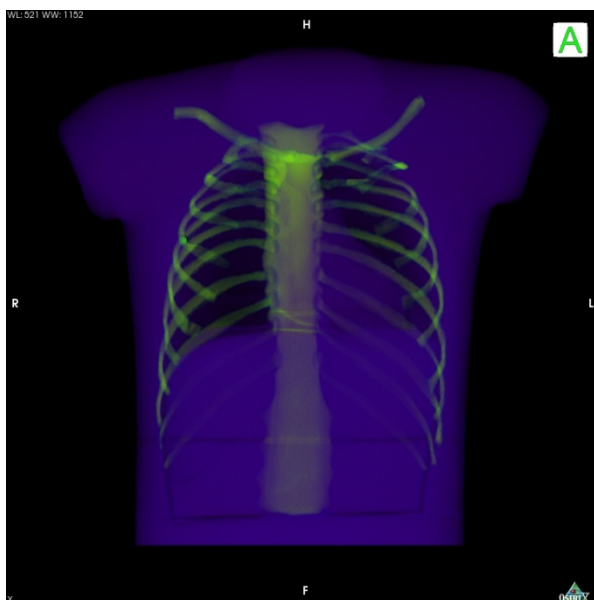


Abbildung 3.14: Semitransparente 3D-Darstellung der CT-Daten des Torso-Phantoms von vorne. Die Grauwerte wurden hier mit Hilfe einer Farbtabelle farbig interpretiert.

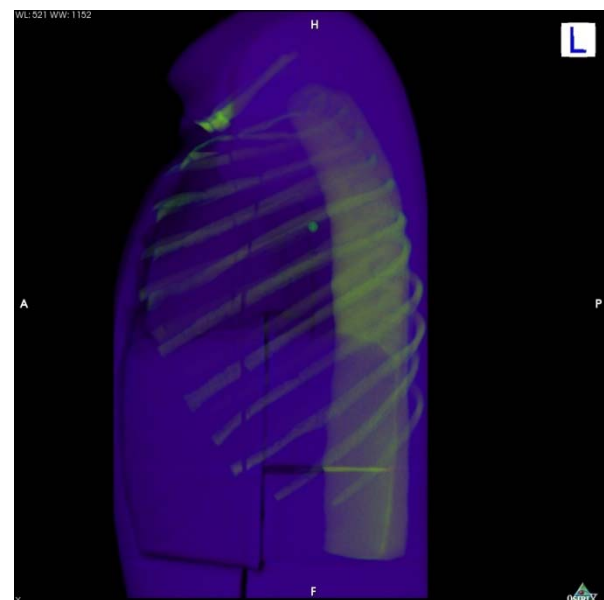


Abbildung 3.15: Semitransparente 3D-Darstellung der CT-Daten des Torso-Phantoms von der linken Seite aus.

3.3.4 Segmentierung

Die Segmentierung – d.h. die Klassifizierung der Voxel gemäß ihren physikalischen und chemischen Eigenschaften – wurde mit der Open-Source Software *OsiriX* durchgeführt. Praktisch wird bei der Segmentierung den Voxel eines einzelnen Organs eine bestimmte Identifikationsnummer zugeordnet. Der Identifikationsnummer des Voxels wird bei der Verwendung von Monte Carlo Codes eine definierte Material- und Dichteigenschaft zugeordnet um die Wechselwirkungen von Strahlungen simulieren zu können. *OsiriX* ermöglicht schnelles Navigieren durch einem DICOM-Datensatz. Es erlaubt interaktive dreidimensionale Darstellung und ermöglicht die Segmentierung bzw. Markierung sogenannter ROIs (Regions Of Interest).

Für das Torso-Phantom wurden die CT-Aufnahmen in zwölf Organe bzw. Segmente segmentiert. Zusätzlich wurden die vier Overlays extrahiert. Im Einzelnen waren das:

- Rückenschale (ohne Knochen),
- Brustwand (ohne Knochen),
- linker Lungenflügel,
- rechter Lungenflügel,
- Herzauflagestück,
- Herz,
- Leberauflagestück,
- unteres rückseitiges Abdomenstück,
- Leber,
- Abdomenbereich,
- Knochen (später auch aufgeteilt in Knochen der Rücken- und Brustschale) und schließlich
- Luft, die die anderen Organe umgibt und teilweise bläschenförmig in den Organen eingeschlossen ist.

Ein Histogramm (Häufigkeit eines Graustufenintervalls) der CT-Aufnahme zeigt vier Peaks, denen vier Materialien zugeordnet werden können. Der erste und mit Abstand größte Peak hat sein Maximum bei etwa -1000 Hounsfield. Er stellt die Luft in der CT-Aufnahme dar. Mit Hilfe der sogenannten Grenzwert-Segmentierung wurden nun alle Voxel mit Werten kleiner -800 als Luftvoxel definiert. Das Segment wurde als „Luftorgan“ als Bitmap-Serie im TIF- (tagged image format)-Format exportiert, mit Irfanview⁸ Version 3.92 konvertiert und als binäres (Schwarz-Weiß) Windows-BMP später in Voxel2MCNP geladen. Abbildung 3.17 zeigt die übrigen drei Peaks im Detail ohne die Berücksichtigung der Luft und der Probandenliege.

⁸ <http://www.irfanview.de/>

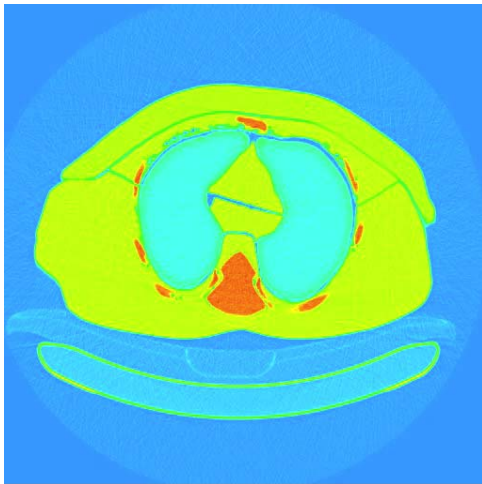


Abbildung 3.16: Schnittbild der CT-Aufnahme mit Overlay 4. Graustufen sind anhand einer Farbtabelle farbig dargestellt. Blautöne stellen die Luft dar, das lungenäquivalente Material ist türkis, das Knochenimitat rot und die das restliche Material (Muskeläquivalent) ist grün.

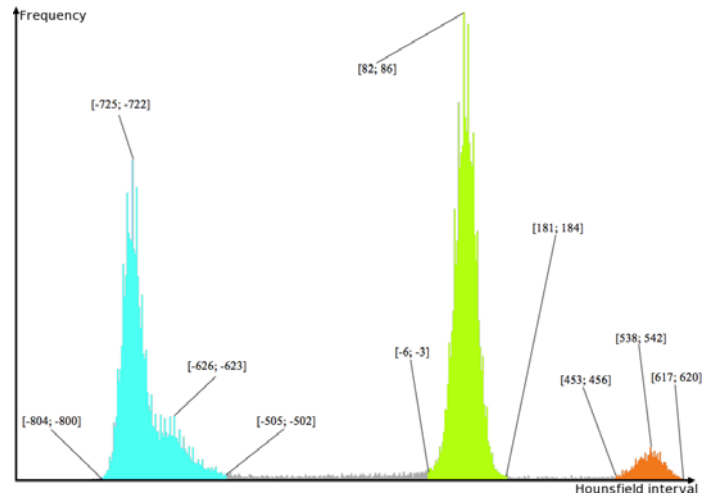


Abbildung 3.17: Histogramm der Grauwertverteilung. Die Intervallgrenzen sind für markante Punkte angegeben. Die Färbung der Peaks ist an die Farbtabelle der Abbildung 3.16 angelehnt. Der Peak für das lungenäquivalente Gewebe hat ein sogenanntes Tailing zu höheren Hounsfieldwerten.

Die Grenzwertsegmentierung kann nicht zwischen rechter und linke Lunge oder oberen und unteren Rippenteilen unterscheiden. Deswegen mussten weitere Segmentierungstechniken in Kombination zur Grenzwertsegmentierung angewendet werden.

Die sogenannte Region-Growing-Technik definiert – ausgehend von einem Keim, der als Segment markiert wird – alle benachbarten Voxel in drei Dimensionen zu neuen Keimen inklusive Markierung um, aber nur falls das Nachbarvoxel einem gewissen Grauwertintervall entspricht. Wegen einem dünnen Luftspalt konnten die Knochen in der Rückenschale und im Brustdeckel separat segmentiert werden. Das Grauwertintervall lag hierbei zwischen den Hounsfieldwerten 200 und 2000. Um sicher zu stellen, dass keine Knochen oder Teile davon vergessen wurden, wurde eine optische Kontrolle (Abbildung 3.18) aller Schichten nach der Segmentierung durchgeführt.

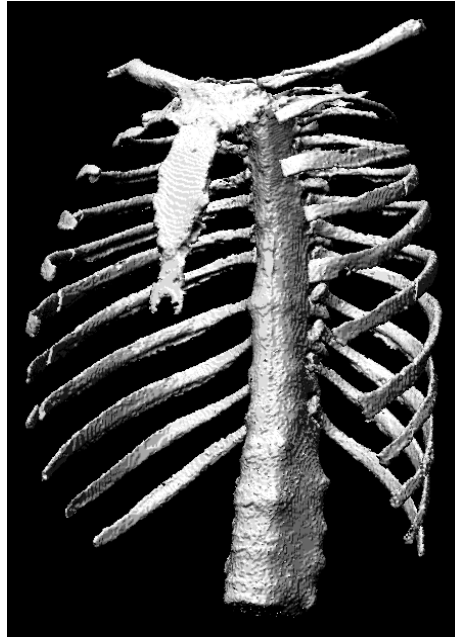


Abbildung 3.18: Gerenderte Darstellung der segmentierten Knochen. Deutlich an den Rippen zu sehen ist der kleine Spalt zwischen Brust- und Rückenschale.

Schwieriger gestaltete sich das Segmentieren der verbliebenen Segmente sowie der Overlays. Das komfortable Region-Growing schlug oftmals fehl, da die Luftspalten zwischen den Organen nicht immer groß genug waren um ein Überlaufen des Region-Growing-Keimes in das Nachbarorgan zu verhindern.

OsiriX bietet für das Region-Growing den sogenannten Nachbarschaftsmodus an. In diesem Modus werden nicht nur unmittelbar angrenzende Nachbarvoxel geprüft, sondern auch Voxel in dem angegebenen Radius. Der Algorithmus stoppte dabei nicht direkt an der Organgrenze, sondern einige Voxel davor – gemäß dem gewählten Nachbarschaftsradius. Dies verhinderte trotzdem nicht in allen Schichten das Überlaufen in Nachbarorgane. Deshalb musste bei den meisten Organen schichtweise segmentiert werden, d.h. ein zweidimensionaler Region-Growing-Algorithmus angewendet werden. Sobald der Nachbarschaftsmodus angewendet wurde, musste die ROI noch um einige Voxel aufgebläht (Dilatation) werden, damit die ROI auch bis zur Organgrenze reicht. Nicht nur dabei, sondern auch durch eingeschlossene Luftblasen und in Bereichen mit feineren Details wurde so nicht das gewünschte Gebiet als ROI markiert. Deswegen waren zusätzlich noch umfangreiche manuelle Nachbesserungen der ROI notwendig.

Die Region-Growing-Schwellwerte bei den Lungenflügeln waren in der Hounsfield-Einheit -900 und -100 bei einem Nachbarschaftsradius von zwei Voxel. Bei anderen Organen schwankten die gewählten Einstellungen im Bereich von -100 Hounsfield bis 2000 Hounsfield. Die Nachbarschaftsradien schwankten von zwei bis vier Voxel. Das nachträgliche Aufblähen der im Nachbarschaftsmodus gewonnenen ROI reicht von vier bis zehn Voxel. In den Randbereichen der Organe war grundsätzlich manuelle Nachbearbeitung notwendig. Grundsätzlich wurden alle vergossenen Knochen bei der Rückenschale und der Brust mit segmentiert, da Knochen schon separat segmentiert wurden. Aus dem gleichen Grund wurden das Einschließen von Luftblasen und das Übermalen bis in die Luftspalten zugelassen.

Bei der Segmentierung der vier Overlays wurde ein anderer Weg gewählt. Die Overlays wurden mit Hilfe des selbstentwickelten Programms Voxel2MCNP (Abschnitt 3) aus der Differenz der Nicht-Luftvoxel des Overlay-Phantoms mit den Nicht-Luftvoxel des Phantoms ohne Overlay gewonnen. Bei den Differenzbilderserien war lediglich ein leichtes Rauschen

und ein leichtes Einsinken des Phantoms mit dem Gewicht der Overlays festzustellen. Bei größten Overlay (Nr. 4) wurde eine Einsinktiefe von etwa einer y-Voxelbreite geschätzt (Abbildung 3.19). Man konnte davon ausgehen, dass das so gewonnene Segment des Overlay Nr. 4 um etwa ein Voxel weniger stark war in y-Dimension. Zur Lösung dieses Problems wurde mit Hilfe von Voxel2MCNP die Nicht-Luftvoxel vom Phantom mit Overlay Nr. 4 um ein Voxel in positive y-Richtung (nach oben) verschoben. Erst danach wurde das Differenzbild gebildet (Abbildung 3.20).

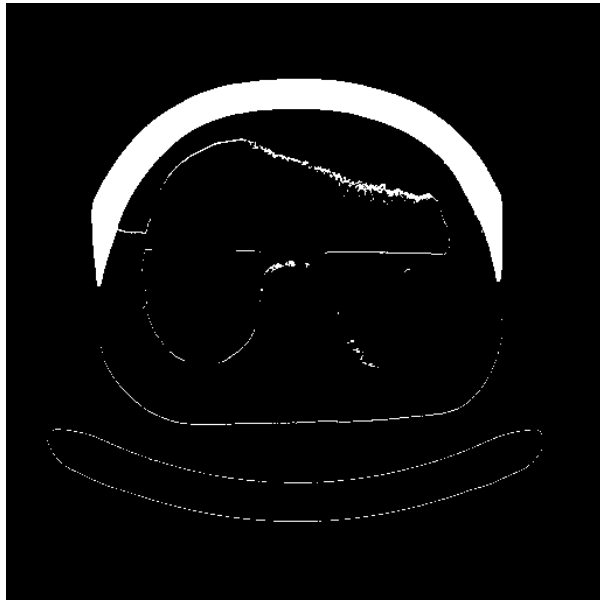


Abbildung 3.19: Differenzbild der Nicht-Luftvoxel der CT-Aufnahme mit und ohne Overlay Nr. 4.



Abbildung 3.20: Differenzbild wie in Abbildung 3.19, jedoch mit um ein Voxel nach oben verschobene Aufnahme von Overlay Nr. 4. Zu erkennen sind hier deutlich weniger Differenzvoxel.

Die Overlays wurden mit Hilfe der Differenzbildserien anschließend mit *OsiriX* durch 3D-Region-Growing als ROI markiert und isoliert. Dadurch entfielen alle anderen Differenzvoxel, die durch das Rauschen und Einsinken entstanden waren.

Beim Segmentieren der Lungenflügel fiel noch ein besonderes Merkmal auf, das vermutlich herstellungsbedingt ist. Die Grauwerte an den Rändern der Lunge haben deutlich höhere Grauwerte als im Inneren der Lunge (Abbildung 3.21). Dies wurde beim Torso-Phantom auch schon von anderen Wissenschaftlern berichtet [Kra00]. Zur Herstellung der Lungenflügel wird Polyurethan mit geringer Wasserzugabe verwendet. Der Kunststoff wird in eine Lungenform gegeben, wo er unter Kohlendioxidbildung aufschäumt. Unbestätigt vom Hersteller scheint es, dass die Lungen an den Oberflächen zur Verhinderung von Abnutzung mit flüssigem Kunststoff getränkt bzw. lackiert wurden, da dort keinerlei Gasbläschen zu erkennen sind.



Abbildung 3.21: Transversales Schnittbild in kontrastreicher Darstellung mit deutlich erhellten Rand der Lungenflügel.

3.3.5 Zusammensetzung der Segmente mit Voxel2MCNP

Die selbstentwickelte Software Voxel2MCNP wurde geschrieben, um möglichst automatisch komplexe MCNPX-Inputfiles zu erstellen (Abschnitt 3). Die Software kann komplette Voxelmodelle sowie einzelne Organsegmente einlesen.

Die Software ist in der Lage mit Hilfe der Qt⁹-Bibliotheken das Windows-BMP-Format zu lesen und auszuwerten. Die Schichtbilder der Segmente können als Serie geladen werden. Dabei wird ein dreidimensionales Feld geschaffen, welches für jedes Voxel ein Byte reserviert. Der Anwender entscheidet bei diesem Import, ob „Weiß“ oder „Schwarz“ als Organ interpretiert werden soll und welchen Wert bzw. Organnummer das geladene Organ bekommen soll. Nun konnten nacheinander alle Segmentserien eingelesen werden. Eventuell in zwei verschiedenen Serien doppelt definierte Voxel bekamen einem neuen Wert zur Kennzeichnung einer Überlappung zugewiesen. Zunächst wurden alle Organe bis auf die Knochen und die Luft nacheinander importiert. Schließlich wurden dann Knochen und zuletzt die Luft importiert. Diese beiden Segmente wurden allerdings ohne Überlappungskennzeichnung erstellt, sondern durch das Überschreiben der bisher definierten Voxel. Die bislang undefinierten Voxel wurden am Ende als Luft definiert. Dies gewährleistet auch, dass z.B. Voxel im Bereich der Liege als Luft definiert werden.

Das so erstellte vorläufige Voxelmodell wurde als BMP-Serie gespeichert. Um Überlappungen zuzuordnen und Ungenauigkeiten auszugleichen mussten anschließend alle 633 Schichtbilder manuell mit dem Grafikprogramm *GraphicConverter*¹⁰ Version 5.9.5 bearbeitet werden. Voxelmodelle mit den vier verschiedenen starken Overlays wurden durch Hinzufügen der jeweiligen Segmente aus den binären Bildserien zum Voxelmodell ohne Overlay erstellt.

Die – wie hier beschrieben – erstellten fünf Voxelmodelle konnten nun in MCNPX-Simulationen weitestgehend automatisch mit Hilfe von Voxel2MCNP implementiert werden.

⁹ <http://qt.nokia.com/products/>

¹⁰ <http://www.lemkesoft.de/content/1/graphicconverter.html>

Für eine korrekte Simulation müssen allerdings noch die Organmaterialien und deren Dichten angegeben werden. Im folgenden Abschnitt wird diese Thematik diskutiert.

3.3.6 Organvolumina, –dichten und elementare Zusammensetzung

Der letzte Schritt bei der Erstellung des Voxelmodells des Torsophantoms, welches für MCNPX-Simulationen verwendet werden soll, ist die Bestimmung der Dichte und der elementaren Zusammensetzung. Das Volumen der Organe kann durch Multiplikation der Voxelanzahl eines Organs mit einem Einzelvoxelvolumen berechnet werden. Die Masse der Phantomeinzelteile konnte durch Wiegen ermittelt werden (Tabelle 3.3). Leider konnte so nicht das Gewicht der Knochen ermittelt werden, da diese fest mit der Brust- und Rückenschale verbunden sind. Die Dichte der Knochen wurde aus einem Probenahmebericht des verwendeten Materials aus der Dokumentation [RSD83] entnommen. Weitere berechnete Werte für die Brust- und Rückenschale hängen von diesem Wert ab. Zum Wiegen wurden zwei verschiedene Waagen (siehe Fußnoten) verwendet. Alle Massen wurden auf 1 g gerundet. Die Dichte errechnet sich dann aus dem Quotienten von Masse und Volumen.

Tabelle 3.3: Masse, Volumen und Dichte der Torso-Phantom-Einzelteile.

Organ- nummer	Einzelteil / Organ	Masse [g]	Volumen [cm ³] ¹¹	Dichte [g/cm ³]
1	Rückenschale ¹²	16370 ¹³	15010,0	1,091
2	Bauchauflagestück	1310	1191,1	1,100
3	Leberauflagestück	1911	1759,8	1,086
4	Herz	1173	1078,4	1,088
5	Bauch	2688	2480,4	1,084
6	Leber	2211	2038,4	1,085
7	Herzauflagestück	176	164,0	1,073
8	Linker Lungenflügel	527	1563,9	0,337
9	Rechter Lungenflügel	687	2138,1	0,321
10	Brustschale	2994 ¹³	2877,7	1,040
11	Knochen	1786	1408,2	1,268 ¹⁵
12	Overlay 1	1380	1322,1	1,044
13	Overlay 2	2609	2449,3	1,065
14	Overlay 3 ¹²	3760	3557,9	1,057
15	Overlay 4 ¹²	5280	4935,5	1,070

¹¹ Aus Anzahl der Voxel multipliziert mit Volumen eines Voxel

¹² Soehnle S10-2720 (max. 60 kg; min. 0,4 kg; e = 20g < 30 kg > 50 g); alle anderen Organe: Sartorius 3713MP (max. 3000 g; e = 0,1 g)

16	Luft	102 ¹³	84964,6	0,001204 ¹⁴
17	Knochen, oben	149 ¹³	106,8	1,268 ¹⁵
18	Knochen, unten	1822 ¹³	1301,4	1,268 ¹⁵
-	Brustschale mit Knochen	3129	2984,4	1,048
-	Rückenschale mit Knochen	18020	16311,5	1,105

3.3.7 Auflösungsverringering

MCNPX ist in der vorkompilierten Version 2.5.0 für Microsoft Windows nicht in der Lage große Voxelmolelle einzulesen. Testreihen ergaben, dass in etwa 10 Millionen Voxel eingelesen werden konnten. Das Torso-Phantom-Voxelmodell besteht aus 512 x 512 x 633, also knapp 166 Millionen Voxel. Das Programm Voxel2MCNP ist in der Lage, automatisch überflüssige Luftebenen vom Voxelmodell wegzuschneiden und somit die Größe des Voxelmodells zu reduzieren. Mit dieser Funktion konnte die Anzahl der Voxel auf 512 x 285 x 628, also knapp 92 Millionen Voxel reduziert werden. Dennoch übersteigt die Anzahl der Voxel des Torso-Phantom-Voxelmodells bei weitem das getestete Maximum.

Aus diesem Grund wurde ein Reduktionsalgorithmus entwickelt, der 2³=8 oder 3³=27 Voxel zu einem Voxel zusammenfassen kann. Dabei werden 8 bzw. 27 Voxel auf ihre Organzugehörigkeit überprüft und zu einem gemeinsamen Voxel zusammengefasst. Die neue Organzugehörigkeit wird durch den Modalwert bestimmt. Bei eventuell auftretender Bimodalität oder Multimodalität wird mit einem Zufallsgenerator eines der häufigsten Organe mit je gleicher Wahrscheinlichkeit bestimmt.

Beim „27stel“ ergeben sich 170 x 95 x 209, also etwa 3,4 Millionen Voxel. Dieses „27stel-Voxelmodell“ ist wegen seiner geringen Größe besser handhabbar für die Windowsversionen von MCNPX. Bei der Reduzierung der Auflösung ist eine geringe Änderung der Organvolumina zu beobachten (Tabelle 3.4).

Tabelle 3.4: Volumenänderungen bei reduzierter Voxelmodellauflösung.

Organ-Nr.	Organ	Original Volumen [cm ³]	„27stel“ Volumen [cm ³]	Volumenverhältnis (27stel zu Original)
1	Rückenschale	15010	15032	1,001
2	Bauchauflagestück	1191	1195	1,004
3	Leberauflagestück	1760	1767	1,004
4	Herz	1078	1080	1,001
5	Bauch	2480	2492	1,005
6	Leber	2038	2042	1,002

¹³ errechnet

¹⁴ Bei 20°C und $p_0 = 101325$ Pa [<http://de.wikipedia.org/wiki/Luftdichte>]

¹⁵ Aus Probenahmebericht errechnet [RSD]

7	Herzauflagestück	164	165	1,007
8	Linker Lungenflügel	1564	1569	1,004
9	Rechter Lungenflügel	2138	2146	1,004
10	Brustschale	2878	2891	1,005
11	Knochen	1408	1396	0,991

Die Volumina bleiben durch Auflösungsverringerung bis auf Schwankungen unter 1% konstant. Es ist zu beobachten, dass Organe mit relativ großen Oberflächen (*hier*: Knochen) an Volumen leicht verlieren zu Gunsten der sie umgebenden Organe.

3.3.8 Materialien und Dichte

Laut Herstellerangaben bestehen die Einzelteile des Phantoms aus sechs verschiedenen gewebeäquivalenten Materialien. Ein Buchstabenkürzel wird vom Hersteller für die Kennzeichnung der Materialien verwendet. So bestehen Rückenschale und Brustschale aus gewebeäquivalenten Muskel-, Knochen- und Knorpelmaterial. Die Overlays bestehen aus gewebeäquivalenten Fett- und Muskelmaterial. Die Lungen bestehen aus einem aufgeschäumten, gewebeäquivalenten Material und alle anderen Organe bestehen aus gewebeäquivalentem Muskelmaterial [RSD83].

Die Basis für alle Materialien ist Polyurethan (*kurz*: PUR). PUR ist ein Polymer, das durch Polyaddition eines Polyisocyanats mit einem Polyalkohol entsteht. Dabei wird ein Wasserstoffatom einer OH-Gruppe des Dialkohols auf ein Stickstoffatom des Diisocyanatmoleküls übertragen. Die genauen Grundstoffe für den Kunststoff sind nicht bekannt. Typische Dichten für PUR sind 1,03 bis 1,08 g/cm³ [Gri80]. Durch Aufschäumen von PUR lässt sich die Dichte maßgeblich verringern. Dabei wird unmittelbar nach dem Zusammenbringen des Polyisocyanats mit dem Polyalkohol Wasser zugegeben. Dabei reagiert das Wasser mit dem Cyanat und es wird Kohlenstoffdioxid frei, welches das PUR aufschäumen lässt. Spezielle PUR-Arten erreichen so Dichten im Bereich von 0,2 bis 0,3 g/cm³ [Gri80]. Durch Beimischen von Kalziumkarbonat werden gewünschte gewebeäquivalente Eigenschaften [Gri78] erreicht. Um Knochengewebe zu simulieren, werden besonders große Mengen an Calciumkarbonat zugegeben. Tabelle 3.5 zeigt die selbstbestimmten Dichten der Materialien des Phantoms und vergleicht sie mit denen des Prototyps, bzw. den aus den Probenahmeberichten ermittelten Dichten der Dokumentation und mit denen entsprechender Organe des Reference Man [ICRP75].

Tabelle 3.5: Dichten der gewebeäquivalenten PUR-Typen im Vergleich.

Buchstaben- kürzel	Bezeichnung	Dichte [g/cm ³]			
		Prototyp [Griffith 1978]	Dokumen- tation [RSD83]	ICRP 23 [ICRP 1975]	Selbstbe- stimmte Dichte
A	13% Muskel, 87% Fett	1,06 ¹⁶	k. A.	k. A.	k. A.
B	50% Muskel, 50% Fett	k. A.	1,0785	k. A.	1,04-1,07
C	Muskel <i>(Kursiv: Char- genbezeich- nung)</i>	1,09	<i>C1 127:</i>		<i>C1 127:</i>
			1,1129		1,04-1,09
			<i>C2 214:</i>		<i>C2 214:</i>
D	Knorpel	k. A.	1,1425	1,1	k. A.
E	Knochen	k. A.	1,2681	1,4	1,2681 ¹⁷
F	Lunge	0,25-0,3	0,321 ¹⁷	0,26 ¹⁸	0,326 ¹⁹

Die selbstermittelten Dichten aller Materialien – bis auf das Lungenmaterial F – liegen unterhalb denen aus den Probenahmeberichten. Die größten Abweichungen ergeben sich beim Overlay 1 mit knapp unter 4%, und bei der Brustschale mit etwa 7% (vgl. Tabelle 3.3).

Tabelle 3.6: Angaben über das LLNL-Torso-Phantom des Bundesamtes für Strahlenschutz BfS [Kön07].

Organ	Gewebetyp	Dichte [g/cm ³]
Leber	Muskel	1,11
Abdominal contents	Muskel	1,10

¹⁶ Wurde auch mit CT bestimmt. Wert hierbei: 1,01 g/cm³ [Gri78].

¹⁷ Aus Probenahmebericht errechnet [RSD].

¹⁸ Dichte im eingatmeten Zustand.

¹⁹ Gemittelter Wert vom rechten und linken Lungenflügel.

Lunge	Lunge	0,293
Overlay	87% Fett, 13% Muskel	1,08
Overlay	50% Fett, 50% Muskel	1,09
Overlay	100% Muskel	1,10
Gesamtes Phantom	-	1,11

Tabelle 3.6 zeigt die Werte für einige Organe des LLNL-Phantoms des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) in Neuherberg. Auch hier sind Abweichungen von den selbstermittelten Werten zu erkennen. Es scheint herstellungsbedingte Schwankungen zu geben. Leider gibt es seitens des Herstellers RSD Phantoms keine Informationen dazu.

In einem MCNP-Inputfile sind sogenannte *Material Cards* notwendig um das Material eines simulierten Objekts eindeutig zu definieren. Die Dokumentation des Phantoms enthält die elementare Zusammensetzung der Materialien. Sie ist in Tabelle 3.7 abgedruckt.

Tabelle 3.7: Gewebeäquivalente PUR-Typen, die bei der Herstellung des Torso-Phantoms verwendet wurden [RSD83].

Buchstabenkürzel	Bezeichnung	Elementare Zusammensetzung [Gew. %]				
		H	C	N	O	Ca
A	13% Muskel, 87% Fett	9,44	61,6	3,57	25,4	0
B	50% Muskel, 50% Fett	9,24	60,8	3,85	25,4	0,78
C	Muskel	9,03	59,4	3,3	26,6	1,7
D	Knorpel	8,89	61,1	2,98	24,7	2,33
E	Knochen	6,38	47,2	2,12	31,3	13
F	Lunge	8	60,8	4,2	24,9	2,1

Die Brust- und Rückenschalen bestehen aus gewebeäquivalentem Muskelgewebe, Knorpelgewebe und Knochengewebe [RSD83]. Die Massenverhältnisse der Massen sind nicht genannt. In der CT-Aufnahme des Phantoms konnte man jedoch das Knochengewebe vom übrigen Material gut unterscheiden. Knorpelgewebe war in der Aufnahme nicht vom Muskelgewebe zu unterscheiden. Knorpelgewebe wurde zumindest bei den ersten LLNL-Torso-Phantomen dazu verwendet, die Rippen – die beim Prototyp aus noch echtem Knochen aus einem Leichnam bestanden – zu verbinden und um das Sternum nachzubilden [Gri78]. Bei Betrachtung der beiden Schaleninnenseiten des Phantoms fällt eine sehr dünne weiße Schicht über den Knochen auf, die sich von dem typisch gelben Muskelgewebe absetzt. Es handelt sich vermutlich um Knorpelgewebe. Dennoch wurde bei MCNP-Simulationen wegen der schlechten Quantifizierungsmöglichkeiten und wegen der

Ähnlichkeit in der elementaren Zusammensetzung das Knorpelgewebe zugunsten des Muskelgewebes vernachlässigt.

Die Materialien der anderen Einzelteile sind in der Dokumentation des Phantoms klar definiert. Es gibt drei Typen von Overlays, solche die aus Material A, B oder solche die aus C bestehen. Die gescannten Overlays bestehen aus 50% Muskel- und 50% Fettgewebe, also Material B. Die Lungenflügel sind aus Material F. Alle anderen Einzelteile sind aus Material C (Muskel) gefertigt.

Zum Schluss sei noch erwähnt, dass die Materialien in ihrer elementaren Zusammensetzung Schwankungen unterliegen. Da aber keine präzisen chemischen Analysen der Materialien vorliegen, und die Werte nicht zerstörungsfrei zu ermitteln wären, werden für MCNP-Simulationen die Daten aus Tabelle 3.7 benutzt.

3.4 Adaptierte Modelle

3.4.1 Ausgangslage

Anthropometrische Parameter, wie z.B. Körpergewicht, -größe, Brustumfang, Brustwandstärke, etc. unterscheiden sich von Person zu Person. All diese Parameter haben unterschiedlich großen Einfluss auf die Absorption von Strahlung, die von inkorporierten Radionukliden im Körper stammt. Damit haben sie auch Einfluss auf die Effizienz des Messsystems, was sich durch die Sensitivität der Messparameter vor allem bei Teilkörpermessungen zeigt [Heg09b].

Das Ziel ist der Einsatz von probandenadaptierten Voxelmodellen zur individuellen Bestimmung der Messeffizienz mit Monte Carlo Simulationen. Die systematischen Fehler, die sich bisher bei der Effizienzkalibrierung mit nicht adaptierten Standardphantomen ergeben haben, sollen so verringert werden. Ein Schritt auf diesem Weg ist die Erstellung von individuellen Voxelmodellen. Dies soll durch die Anwendung von Bildregistrierungstechniken auf bereits fertig segmentierte Voxelmodelle geschehen. Eine neuentwickelte Methode soll in dem nun folgenden Text erläutert werden.

Denkbar wäre auch die Segmentierung von tomografischen Datensätzen des Individuums. Dies ist ein kostenintensiver Ansatz und dies setzt voraus, dass zeitnahe Aufnahmen in gleicher Körperhaltung existieren, in der auch die Inkorporationsmessung durchgeführt wird. Auf Grund der für diesen Einsatz nicht zu rechtfertigenden zusätzlichen Strahlenexposition kann keine Computertomografie (CT) durchgeführt werden. Die Magnetresonanztomografie wäre eine Alternative, einen geeigneten individuellen Datensatz zu generieren. Das zeitaufwändige Segmentieren, für das zudem gute anatomische Kenntnisse erforderlich sind, bleibt in jedem Fall erforderlich. Eine Alternative zur Segmentierung sind Bildregistrierungstechniken, die zur Erstellung von adaptierten Voxelmodellen angewendet werden können.

3.4.2 Bildregistrierung

Als Bildregistrierung bezeichnet man den Prozess, zwei Bilddatensätze unterschiedlicher Herkunft – in Bezug auf Zeit, Quelle und Bildobjekt bzw. Proband – in ein gemeinsames Koordinatensystem zu überführen. Auch ein Voxelmodell, sei es segmentiert oder nicht, ist ein Bilddatensatz.

Die Bildregistrierung wird in der Medizin angewendet, um zwei oder mehr auf unterschiedlichen Modalitäten oder zu unterschiedlichen Zeitpunkten erstellte Aufnahmen des gleichen Patienten zu vergleichen oder zu vereinen. So werden beispielsweise Bilddaten von CT und Positronen-Emissions-Tomografie (PET) übereinandergelegt, damit in der PET-Aufnahme beobachtete Nuklidanreicherungen dem anatomischen Detail in der CT-Aufnahme zugeordnet werden können [Yoo04].

In der Bildregistrierung wird der Bilddatensatz, der transformiert wird, als sogenanntes Moving Image bezeichnet. Der andere Bilddatensatz fungiert als Vorlage für die Transformation und ist fixiert. Er wird daher als Fixed Image bezeichnet. Bildregistrierung ist ein Optimierungsproblem. Es gilt die optimale Transformation zu finden, die das Moving Image zu einer Übereinstimmung mit dem Fixed Image überführt.

3.4.3 Konzept zur Erstellung adaptierter Voxelmodelle

Eine spezielle Form der Registrierung, die z.B. beim Einscannen von Gebäudefassaden verwendet wird, ist das Registrieren von Punktwolken (*engl.*: Point Set Image Registration).

Es wird hierbei verwendet, um eine Transformation zu ermitteln, die ein bereits segmentiertes Voxelmmodell als Moving Image in das Fixed Image überführt. Dazu werden die zugehörigen Punktwolken des Moving- und des Fixed Images benötigt.

Ein Ganzkörperscanner ist in der Lage, eine Punktwolke der Körperoberfläche eines Probanden zu erstellen. Idealerweise sollte die Oberflächenabtastung so geschehen, dass der Proband die gleiche Körperhaltung hat wie bei der Teilkörpermessung. Die ermittelte Punktwolke stellt das Fixed Image dar.

Das Moving Image sollte ebenfalls die gleiche Körperhaltung haben. Es wird aus einem bereits segmentierten Standardvoxelmmodell gewonnen, indem seine Oberflächenkontur extrahiert und als eine Punktwolke definiert wird. Die Registrierung der beiden Punktwolken liefert eine Transformation, die die Punktwolke des Standardmodells in die des Ganzkörperscans überführt. Diese Transformation kann nun auf das Standardvoxelmmodell übertragen werden, um ein neues, individuelles Voxelmmodell zu erstellen.

Ein bislang ungelöstes Problem ist, dass der Ganzkörperscanner nur Informationen zur Körperoberfläche gewinnt und nicht von der inneren Anatomie. Deswegen können auf diese Weise wichtige anthropometrische Parameter, wie z.B. Brustwandstärke, Stärke einer Fettschicht, etc., nicht bestimmt werden. Trotzdem stellt das hier vorgeschlagene Konzept eine Möglichkeit dar, adaptierte Voxelmmodelle zu erstellen. Das Registrieren von Punktwolken übertrifft jedoch das einfache lineare Skalieren von Voxelmmodellen in einer oder mehreren Richtungen. Die Methode des vorgestellten Konzepts wird im Folgenden dargestellt.

3.4.4 Methode und Umsetzung

Das Registrieren von Punktwolken wurde umgesetzt mit Hilfe des sogenannten Iterative Closest Point (ICP) Algorithmus [Bes92]. Der Vorteil des ICP ist, dass er ohne Information über korrespondierende Punkte in der Punktwolke auskommt. Die Anzahl der Punkte der Punktwolken kann daher auch unterschiedlich sein.

Eine Klasse des Insight Toolkits (ITK) [Iba05] – eine C++-Bibliothek – bietet eine bereits kodierte Umsetzung des ICP als Bildregistrierungsalgorithmus. Die ITK-Bibliothek bietet neben anderen Bildregistrierungsalgorithmen auch verschiedene Transformationsarten für die Registrierung. Durch einen iterativen Optimierungsprozess werden die einzelnen Parameter der Transformation, die durch Matrizenoperatoren dargestellt, bestimmt. Die einfachsten Transformationen sind Translation und Rotation, mit denen in der Bildregistrierung oft vorregistriert wird, damit die beiden Bilddatensätze schon einmal grob übereinanderliegen, falls dies noch nicht der Fall ist. In einem zweiten Schritt wird eine komplexere Transformation verwendet. Dabei handelt es sich um eine sogenannte affine Transformation, die eine Rotation, Skalierung, Scherung, und Translation \vec{b} einer 4x4 Matrix A' vereinigt. Folgende Gleichung erläutert die Matrix und die Transformation eines Punktes \vec{x} auf den Punkt \vec{x}' .

$$\vec{x}' = A' \vec{x} + \vec{b}$$

$$\begin{pmatrix} x'_1 \\ x'_2 \\ x'_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{1,1} & a_{1,2} & a_{1,3} \\ a_{2,1} & a_{2,2} & a_{2,3} \\ a_{3,1} & a_{3,2} & a_{3,3} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \\ b_3 \end{pmatrix}$$

$$A' = \begin{pmatrix} a_{1,1} & a_{1,2} & a_{1,3} & b_1 \\ a_{2,1} & a_{2,2} & a_{2,3} & b_2 \\ a_{3,1} & a_{3,2} & a_{3,3} & b_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Der eben vorgestellte Algorithmus wurde in der institutseigenen Software Voxel2MCNP (Abschnitt 3) umgesetzt. Ein Fließbild (Abbildung 3.) beschreibt die Schritte des Algorithmus. Voxel2MCNP ist in der Lage, eine Punktwolke von einem Voxelmodell zu generieren. Eine Punktwolke eines bereits segmentierten Standardvoxelmodells wird als Moving Image definiert. Da dem ISF kein Ganzkörperscanner zur Verfügung steht, wird hilfsweise ein zweites Voxelmodell herangezogen, um eine zweite Punktwolke zu generieren, die somit das Fixed Image darstellt. Im nächsten Schritt wählt der Benutzer eine Transformation aus. Das Programm initialisiert nun die *ICP-Point-Set-To-Point-Set* Registrierungsmethode aus der ITK-Bibliothek. Für die Registrierung wird eine *Euclidean Distance* Metrik und ein *Levenberg-Marquardt* Optimierer verwendet.

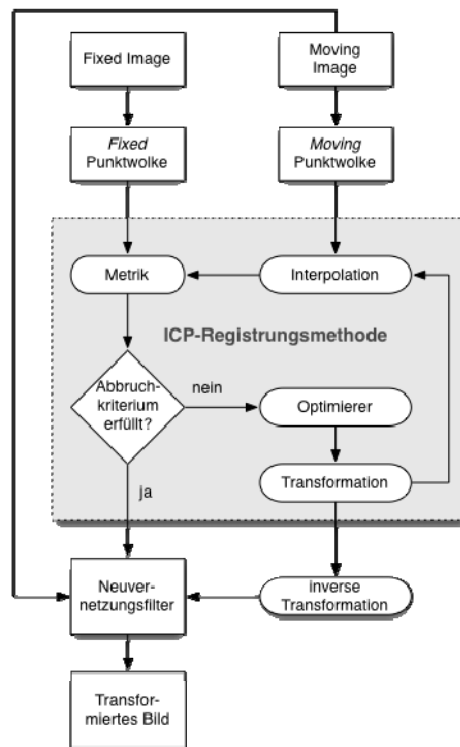


Abbildung 3.22: Das Fließbild zeigt, wie die vorgeschlagene Bildregistrierungsmethode angewendet wird, um ein Standardvoxelmodell (Moving Image) mit der Vorgabe der Informationen des Fixed Image (individuelle Probandendaten) in ein adaptiertes Voxelmodell zu transformieren.

Je nach Anzahl der Punkte der Punktwolke, der gewählten Transformation und der anfänglichen Übereinstimmung der Punktwolkendatensätze dauert die Optimierungsberechnung einige Minuten bis hin zu wenigen Stunden. Schließlich werden die optimalen Parameter der gewählten Transformation ausgegeben und am mit dem Moving Image verknüpften Standardvoxelmodell angewendet. Dies führt dazu, dass die Voxel ihren angestammten diskreten Gitterplatz verlieren und eine beliebige kontinuierliche Koordinate bekommen. Daher wird eine Neuvernetzung notwendig. Ein ITK-Neuvernetzungsfilter in Kombination mit dem Nearest-Neighbour-Prinzip als Interpolator erstellt das neu vernetzte diskrete Voxelmodell. Ein anderes Interpolationsprinzip (z.B. Mittelwertbildung) wäre hier nicht geeignet, da es sich bei segmentierten Voxelmodellen um diskrete und willkürlich vergebene Organidentitätsnummern handelt, die nicht gemittelt werden können. Falls also ein neuer Voxelplatz zwischen zwei transformierten Voxel 17 = Lunge und 18 = Leber auftritt, so existiert kein Organ mit der Nummer 17,4 oder 17,8. Beim Nearest-Neighbour Prinzip wird entschieden, welches transformierte Voxel näher liegt.

Ein Beispiel für die vorgestellte Bildregistrierungsmethode ist in Abbildung 3.23 und Abbildung 3.24 zu sehen. Die Anwendung der Methode für Lungenmessungen wird in Abschnitt 5 beschrieben.

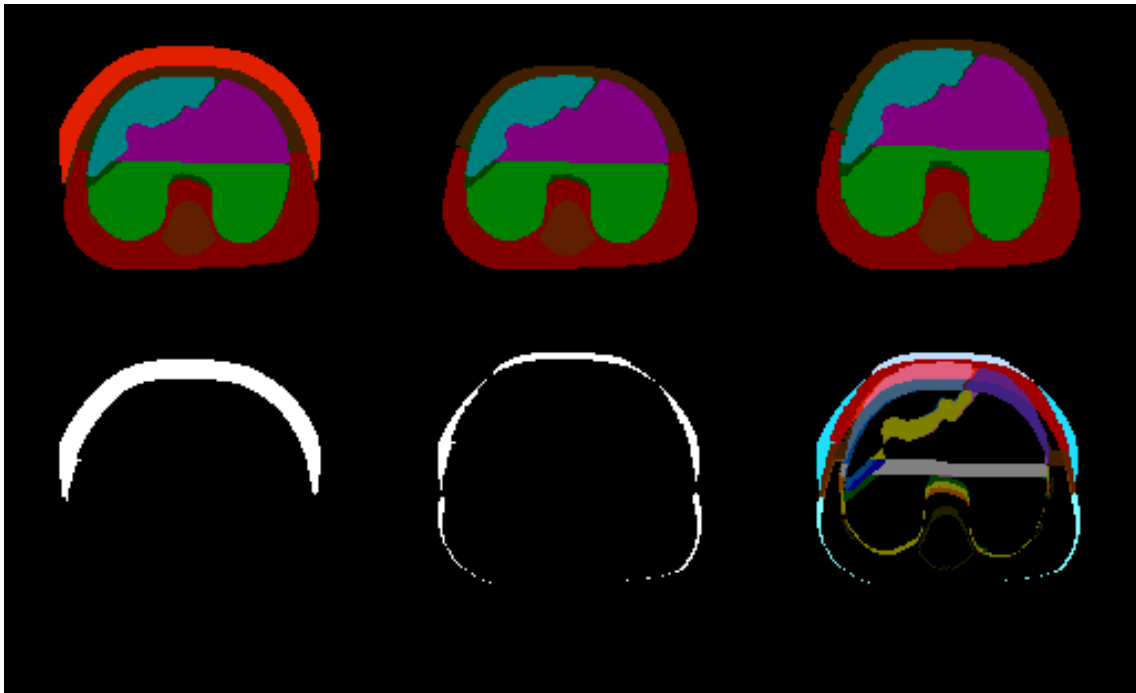


Abbildung 3.23: Die oberen drei Bilder zeigen Transversalschnitte durch das Voxelmodell des Torso-Phantoms (Abschnitt 3.3). Das Modell mit Overlay 4 (links oben) fungierte als Fixed Image. Das Modell ohne Overlay (oben Mitte) fungierte als Moving Image, quasi als Standardmodell. Das Ergebnis der Registrierung sieht man oben rechts. Die unteren drei Bilder sind Differenzbilder, die aus den oberen Bildern mit dem GIMP²⁰ generiert wurden. Das untere linke Bild zeigt die Differenz der Nicht-Luft-Voxel zwischen dem Moving- und dem Fixed Image. Der Unterschied ist erwartungsgemäß das Overlay. Das untere mittlere Bild stellt die Differenz dar zwischen dem Moving Image und dem Ergebnisbild (transformiertes Moving Image). Rechts unten ist eine farbige Version der durch die Transformation entstandenen Differenz. Hier sieht man deutlich die Verschiebung der inneren Organe.

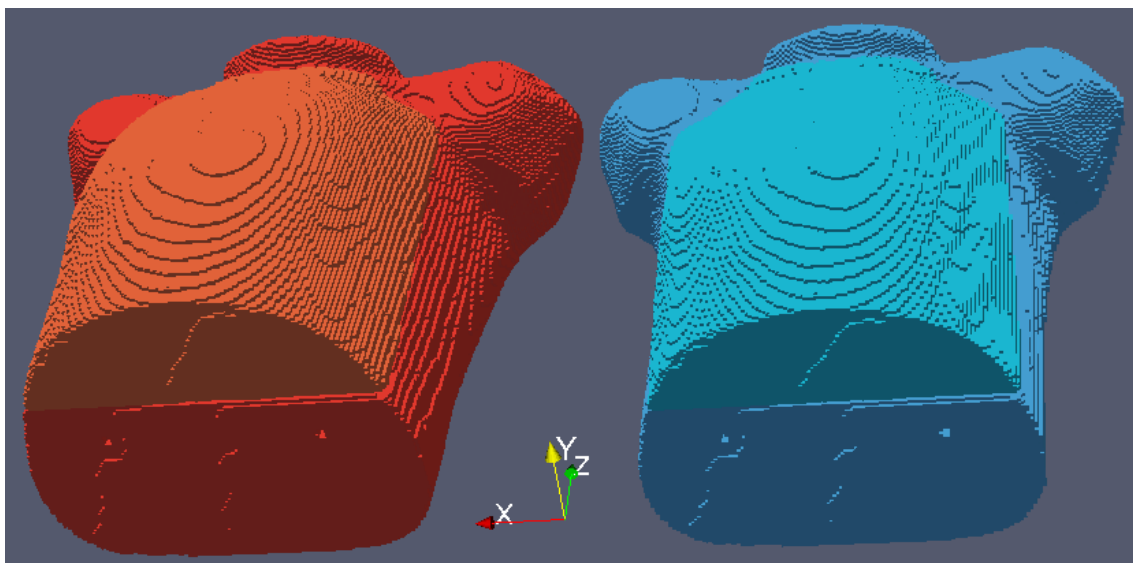


Abbildung 3.24: Das rote Modell links zeigt das in Abbildung 3.23 beschriebene transformierte Modell als 3D-Darstellung. Das blaue Modell rechts ist das Ausgangsmodell (Moving Image). Die y-Skalierung (antero-posterior) hat bei diesem Beispiel den größten Anteil an der Transformation.

²⁰ <http://www.gimp.org>

3.5 Validierung der Simulationen

3.5.1 Einleitung

In der hier beschriebenen Untersuchung sollen die an einem Torsophantom ermittelten realen Messergebnisse mit einer Computersimulation derselben Messanordnung verglichen werden, die mit der höchsten im *in vivo* Messlabor im KIT erzielten Genauigkeit reproduziert wurde. Angesichts der bereits validierten Ergebnisse für die Kalibrierung des Germaniumdetektors validiert das positive Ergebnis dieser Untersuchung den noch verbleibenden Teil der Messkette, von der Verarbeitung der Voxelpantome bis zum Positionierungssystem. Durch die erfolgreiche Validierung sind in Zukunft Kalibrierungen für *in vivo* Messungen am Computer möglich, ohne dass an echten Phantomen gemessen werden muss.

Eine schematische Darstellung des gesamten Prozessablaufs zeigt Abbildung 3.25. Das hierbei verwendete Torsophantom und sein Modell wurde bereits in Abschnitt 3.3 im Detail erläutert.

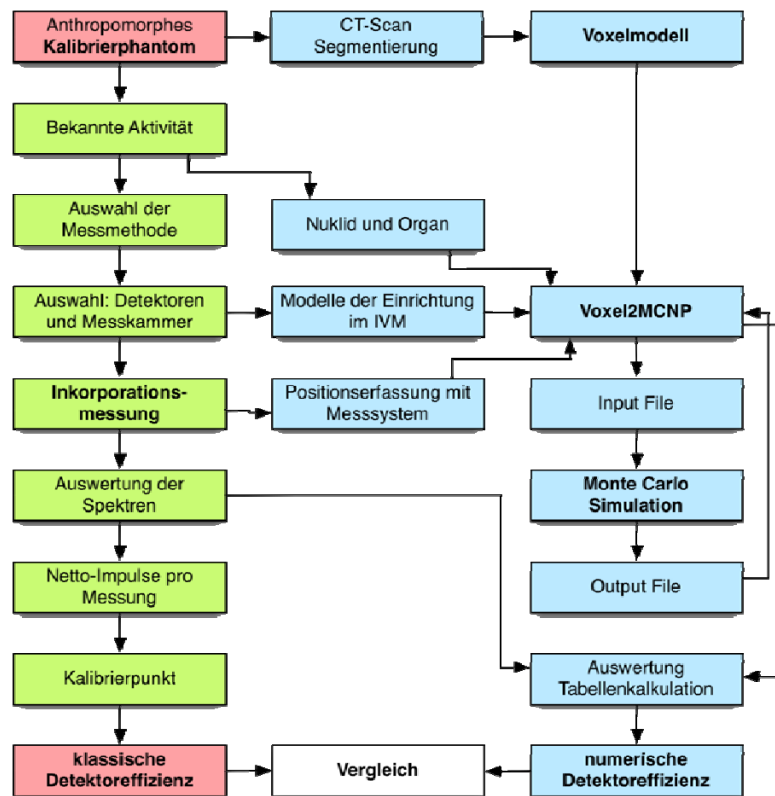


Abbildung 3.25: Arbeitsschritte beim Vergleich der Ergebnisse tatsächlicher Messungen mit denen einer computergestützten Kalibrierung.

3.5.2 Positionierungssystem und Messgeometrie

Bei der Teilkörpermessung ist die relative Positionierung von Detektoren und Probanden entscheidend, vor allem, wenn niederenergetische Photonenstrahler gemessen werden sollen. Um in den Simulationen die tatsächliche Messanordnung möglichst realistisch wiederzugeben, wurden ein Laser-Positionierungssystem [Heg10] sowie Markierungen auf dem Phantom und auf dem Detektor dazu verwendet, die tatsächliche Position festzustellen und in die virtuelle Welt zu übertragen.

Messobjekte in dieser Studie waren die Lungenflügel oder die Leber; sie enthielten entweder ^{241}Am oder ^{239}Pu . Eine Messreihe wurde durchgeführt; begonnen wurde mit einer definierten Bezugsanordnung (siehe z.B. Abbildung 3.26, danach wurde pro Messung jeweils eine Koordinate verändert, wobei die x-Koordinaten (hier die Richtung von hinten nach vorn, also von den Füßen zum Kopf) von -6 cm bis +6 cm, die z-Koordinaten (hier von rechts nach links) von -4 cm bis +6 cm und die y-Koordinaten (hier die dorsal-ventrale Richtung, also vom Rücken zur Vorderseite des Torsos) von 0 cm bis +6 cm variiert wurden. Die Messzeit wurde jeweils bei 1200 Sekunden gehalten, damit mit den vorhandenen aktiven Organen, die entweder 86,4 kBq ^{241}Am oder 670 kBq ^{239}Pu enthielten, eine gute Statistik erzielt wurde.

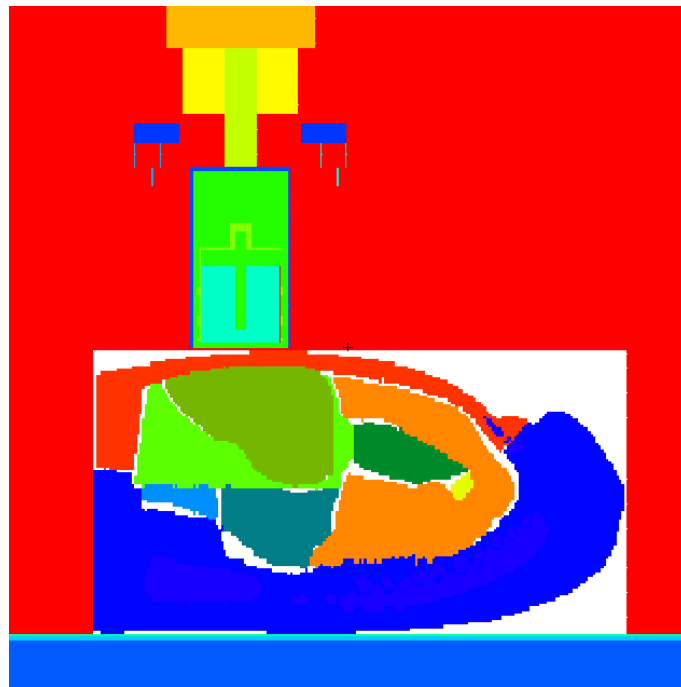


Abbildung 3.26: MCNPX-Darstellung eines Abschnitts aus dem Torsophantom; die x-Ebene verläuft durch die Achse des Detektors, der in der Leberreferenzstellung positioniert ist.

3.5.3 Allgemeine Einstellungen der Monte-Carlo-Simulationen

Die Monte-Carlo-Simulationen wurden mit Hilfe des Programms Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) 2.6d durchgeführt [Pel08], wobei die physikalischen Standardmerkmale aktiviert waren und im Modus *e* und *p* (detaillierte Simulation von Photonen und Elektronen) gerechnet wurde. Die MCNPX-Eingabedatei wurde mit Hilfe des oben beschriebenen Programms Voxel2MCNP (Abschnitt 3) erstellt.

Alle Simulationen und Messungen wurden auf der Grundlage der Hypothese einer homogenen Nuklidverteilung innerhalb des gewählten Organs vorgenommen. Die radioaktiven Organe sollen in der Betrachtung dasselbe Volumen aufweisen wie die nicht-radioaktiven Organe. Die Dichten wurden in den Simulationen so korrigiert, dass Unterschiede im gemessenen Organgewicht ausgeglichen wurden. Mit diesem Ansatz ist gewährleistet, dass Simulationen mit der Masse des tatsächlichen radioaktiven Organs durchgeführt werden.

Für die Simulationen wurden die Photonenenergien und die Emissionswahrscheinlichkeiten der Radionuklide aus [Sch00] übernommen. Die Anzahl der mit MCNPX simulierten Teilchengeschichten lag bei 10 bis 200 Millionen, je nach dem beabsichtigten statistischen Fehler im Zusammenhang mit dem interessierenden Bereich. Der statistische Messfehler ($\sigma \propto N^{-0,5}$) der Peakflächen für die Hauptemissionen wurde immer unter 1% gehalten. Die

Spektren aus den Monte-Carlo-Simulationen und die gemessenen Spektren wurden mit denselben Energiebereichen ausgewertet, um eine genaue Vergleichbarkeit herzustellen. Die Gauß'sche Energieverbreiterung (**G**aussian **E**nergy **B**roadening = GEB) in MCNPX diene zur Wiedergabe der Verbreiterung der Form der Maxima aufgrund von stochastischen Rausch- und Fehlerquellen. Die zur Berechnung der GEB-Parameter in unseren Simulationen mit MCNPX und in der Software Genie-2K von Canberra verwendete Formel zur Berechnung der Halbwertsbreite (FWHM= **F**ull **W**idth at **H**alf **M**aximum) ist dieselbe:



(1)

Die Werte für a und b wurden mit der Software Genie-2K berechnet; dabei wurde als beste Anpassung eine Messreihe mit Punktquellen von 60 keV bis 1460 keV zugrunde gelegt. Ein zusätzlicher Korrekturterm, den MCNPX zur Verfügung stellt, wurde nicht eingesetzt. Bei den durchgeführten Simulationen wurde die Bezugskonfiguration der Leber auch mit außer Funktion gesetzter Gauß'scher Energieverbreiterung erstellt, weil damit nachträglich verschiedene Halbwertsbreiten angewendet werden sollten, ohne dass dazu eine vollständige Simulation notwendig wurde.

3.5.4 Analyse der Ergebnisse

Die von MCNPX gelieferten Daten wurden normalisiert und in Impulsen pro Sekunde angegeben. Dazu wurde folgende Formel verwendet:



(2)

Hierbei sind

- a das unkorrigierte Ergebnis von MCNPX in $[\text{Bq}^{-1}\text{s}^{-1}]$,
- b die Aktivität des simulierten Organs in $[\text{Bq}]$ und
- k ein zur Normalisierung der Ergebnisse von MCNPX dienender Korrekturfaktor; k stellt die Summe der in der Simulation verwendeten Emissionswahrscheinlichkeiten dar.

Die tatsächliche Zählrate wurde korrigiert durch Subtraktion des Kammeruntergrundes, der mit einer Messung von 50.000 Sekunden ermittelt wurde.

Die Fläche der Maxima wurde mit einer einfachen Summe der Zählimpulse der Kanäle innerhalb des interessierenden Bereichs berechnet, während die Schätzung des Untergrundes bei jedem Maximum mit dem in [Can06] aufgeführten Stufenalgorithmus durchgeführt wurde. Für die Berechnung diene folgende Formel:

$$B = \sum_{i=1}^N \left(\frac{B_1}{n} + \frac{B_2 - B_1}{nG} \sum_{j=1}^i y_j \right) \quad (3)$$

Dabei sind

- y die Zählimpulse pro Kanal,
- G das Integral der Fläche des Maximums mit Untergrund,
- N die Anzahl der Kanäle innerhalb des interessierenden Bereichs,
- n die zur Untergrundschätzung dienende Kanalzahl pro Seite des Maximums,
- B das Integral des Untergrundes,
- B_1 und B_2 die Integrale der Zählimpulse in den zur Schätzung des Untergrundes dienenden Kanälen.

Als Breite des interessierenden Bereichs wurden immer sechs Halbwertsbreiten gewählt, damit mögliche Fehler bei den Verbreiterungsparametern berücksichtigt werden konnten. Der Vergleich zwischen berechneten und gemessenen Nettoflächen wurde als einfaches Verhältnis der berechneten zu den gemessenen Flächen durchgeführt.

3.5.5 Ergebnisse und Diskussion

Die Ergebnisse zeigen insgesamt eine gute Übereinstimmung zwischen Simulationen und Messungen. Einige graphische Darstellungen dienen zur Zusammenfassung und Beurteilung der Ergebnisse für ^{241}Am : ein Vergleich zwischen berechneten und gemessenen Spektren (Abbildung 3.27), das Verhältnis von Simulation zu Messung des Bezugsspektrums (Abbildung 3.28), das Verhältnis von Simulation zu Messung der Fläche des Maximums bei 59,5 keV für verschiedene Messanordnungen (Abbildung 3.29). Die Ergebnisse zeigen, dass das Hauptmaximum für ^{241}Am immer mit guter Genauigkeit simuliert wird; die Abweichungen von den Messungen liegen unter 5% oder höchstens bei 9% (Tabelle 3.8). Fehlerbalken (wie in der Beschreibung von Abbildung 3.29 ausgeführt) können die Abweichung vom Wert eins, also der vollkommenen Übereinstimmung zwischen Simulationen und Messungen, erklären.

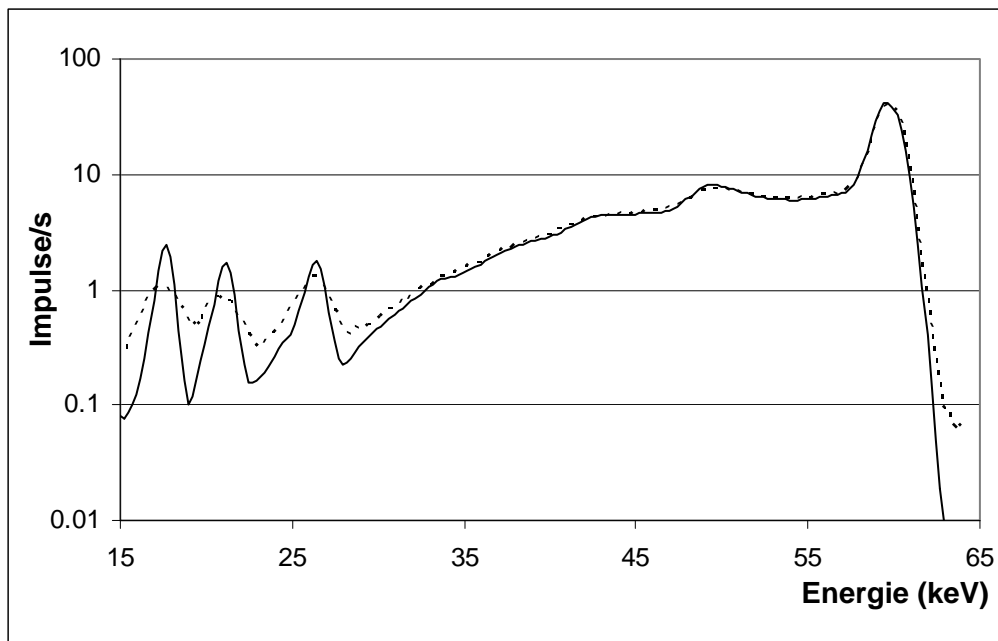


Abbildung 3.27: Vergleich zwischen simulierten und gemessenen Spektren ohne Untergrund; Bereich niedriger Energie. Bezugskonfiguration: Der Detektor weist auf die Mitte der mit ^{241}Am belasteten Leber. Die Simulationsdaten werden mit einer ausgezogenen Linie, die Messdaten mit einer gestrichelten Linie dargestellt.

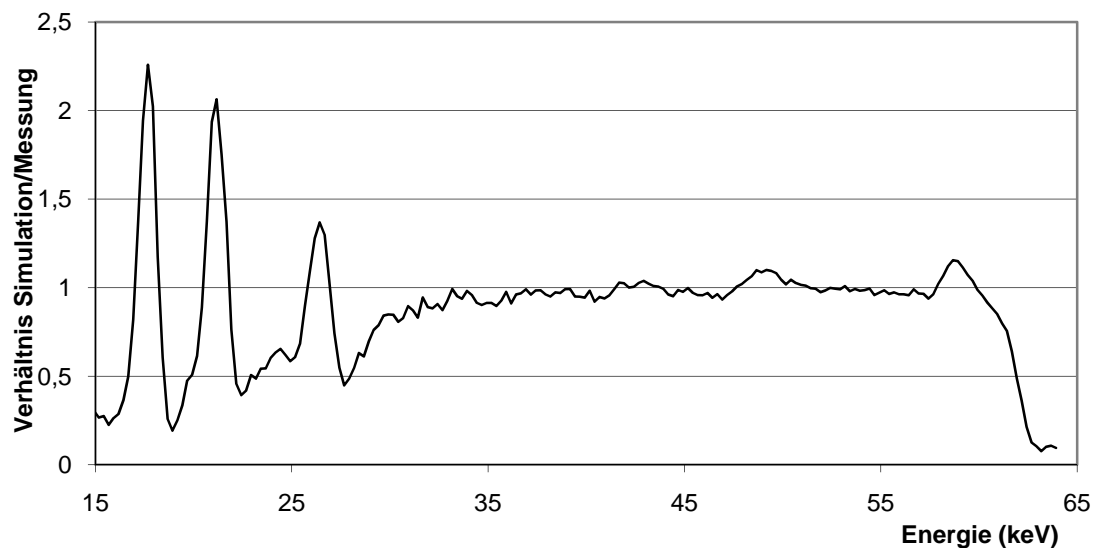


Abbildung 3.28: Verhältnis zwischen den simulierten Zählimpulsen pro Sekunde und den im wirklichen Spektrum gemessenen Zählimpulsen pro Sekunde. Die Anordnung entspricht den Ausführungen in Abbildung 3.27.

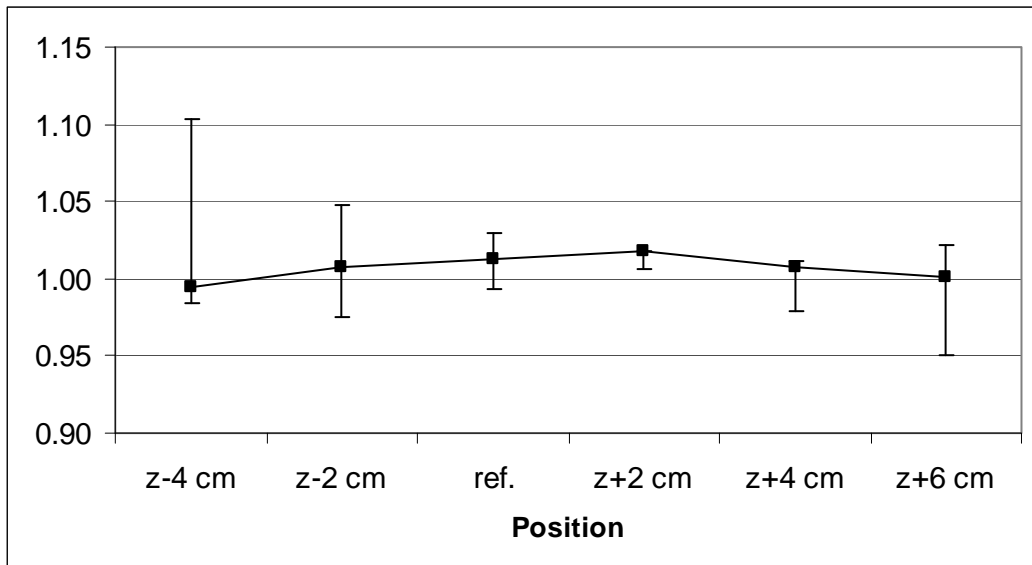


Abbildung 3.29: Verhältnis zwischen den Integralen des Maximums bei 59,5 keV in den simulierten Spektren und den entsprechenden Gegenstücken bei den tatsächlichen Messungen. Es wird nur die Datenreihe z als besonders repräsentativ dargestellt. Nur Verschiebungen entlang einer Achse wurden berücksichtigt, um die Anzahl der Simulationsgänge im Rahmen zu halten. Deshalb wird der Überkreuzeffekt von Mehrfachverschiebungen nicht berücksichtigt. Jeder Fehlerbalken ist das Ergebnis von zwei zusätzlichen Simulationen und stellt die Auswirkung von Positionierungsfehlern dar. Zur Berechnung derartiger Werte wurde der Detektor nur in der MCNPX-Eingabedatei von 5 mm in der positiven oder negativen Achsenrichtung verschoben; die Simulation wurde durchgeführt, dann wurde die Fläche des daraus hervorgehenden Maximums bei 59,5 keV ausgewertet und verglichen. Die Verschiebung wurde nur im virtuellen Modell angewandt, weil der wichtige Parameter die relative Verschiebung zwischen Detektor und Phantom, nicht jedoch die tatsächliche Position ist; die beim virtuellen Phantom angewandte Verschiebung ist genauer als eine Verschiebung des wirklichen Detektors.

Tabelle 3.8: Zählimpulse pro Sekunde im interessierenden Bereich für ^{241}Am in verschiedenen Konfigurationen. Das aktive Organ ist die Leber; die Bezugskonfiguration ist in den ersten beiden Teilen der Tabelle dieselbe. Die Bezugsanordnung der dritten Datenreihe wurde korrigiert, sodass die Zählrate etwas anders ausfällt. Sowohl gemessene (ohne Untergrund) als auch berechnete Daten werden angegeben. Die Messeinheit ist in jedem Fall $[\text{s}^{-1}]$.

Anordnung	Nettofläche des Maximums bei 59,5 keV		
	Simulation	Messung	Verhältnis
x-6 cm	1,94E+02	1,78E+02	1,085
x-4 cm	2,61E+02	2,48E+02	1,053
x-2 cm	3,32E+02	3,26E+02	1,019
Referenz	3,69E+02	3,64E+02	1,013
x+2 cm	3,78E+02	3,74E+02	1,012
x+4 cm	3,68E+02	3,68E+02	1,000
x+6 cm	3,29E+02	3,33E+02	0,987
z-4 cm	2,98E+02	2,99E+02	0,995
z-2 cm	3,36E+02	3,34E+02	1,008
Referenz	3,69E+02	3,64E+02	1,013
z+2 cm	3,54E+02	3,48E+02	1,017
z+4 cm	3,19E+02	3,17E+02	1,008
z+6 cm	2,65E+02	2,65E+02	1,000

Referenz y	3,60E+02	3,72E+02	0,967
y+1 cm	3,15E+02	3,30E+02	0,954
y+2 cm	2,76E+02	2,94E+02	0,941
y+3 cm	2,43E+02	2,59E+02	0,938
y+4 cm	2,14E+02	2,28E+02	0,939
y+6 cm	1,69E+02	1,82E+02	0,931

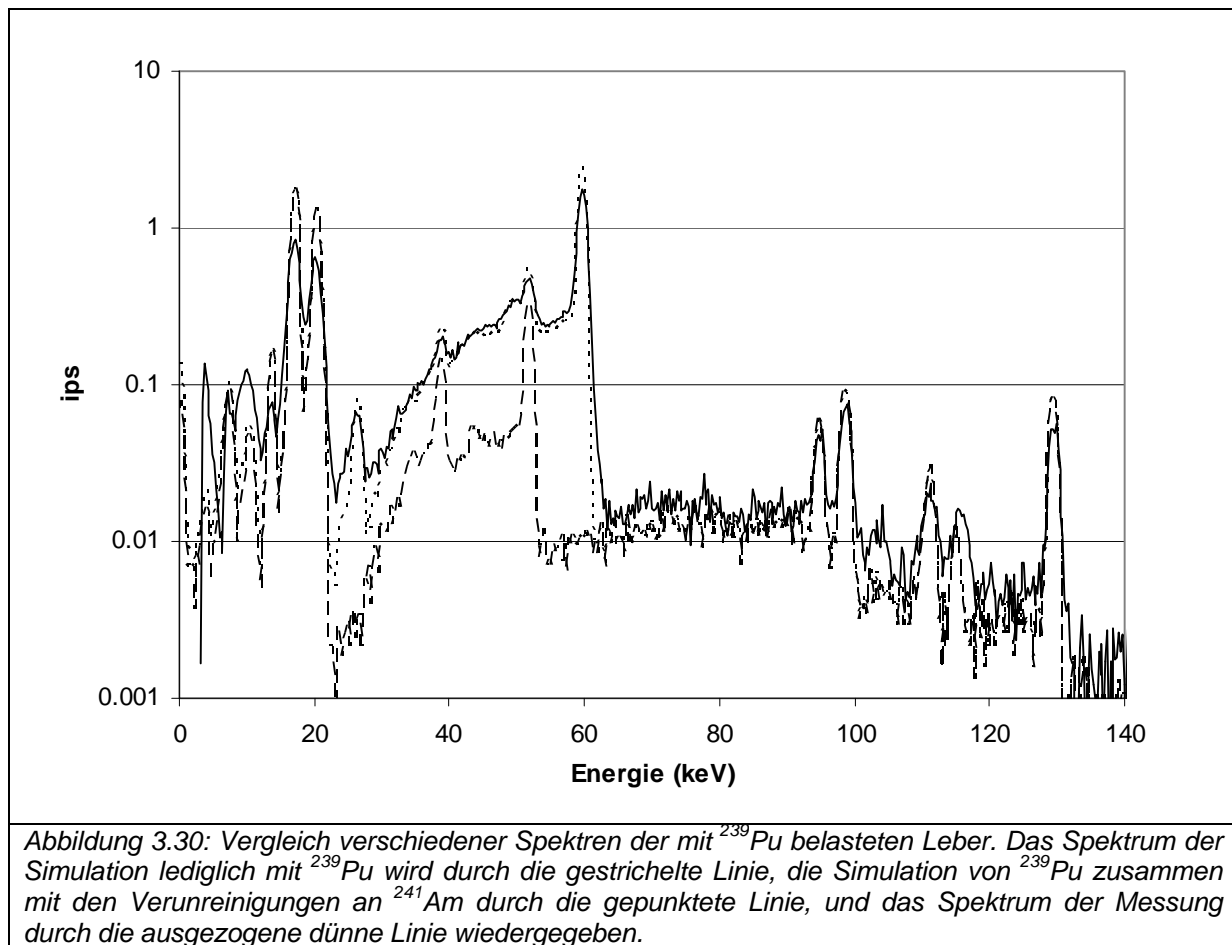
Die Übereinstimmung zwischen den Simulationen und den entsprechenden Messungen ist für alle betrachteten Messanordnungen immer gut und zeigt damit, dass keine systematischen Fehler vorliegen.

Die Ergebnisse weisen außerdem ein hohes Maß an Empfindlichkeit des Systems gegenüber der jeweiligen Anordnung des Phantoms zum Detektor auf; eine Verschiebung um nur 5 mm kann bereits das Verhältnis zwischen simulierten zu gemessenen Zählraten um bis zu 10% beeinflussen. Die Größenordnung eines solchen Fehlers ist mit den anderen Fehlerquellen vergleichbar, z.B. solchen, die durch Atembewegungen und unterschiedliche Stärken der Brustwand hervorgerufen werden. Sie sollte deshalb bei der Qualitätssicherung des Messsystems berücksichtigt werden.

Zwei Probleme treten bei allen simulierten Spektren auf: die Diskrepanz in der Fläche um 49 keV und die Schwankung des Verhältnisses um das Maximum bei 59,5 keV (Abbildung 3.27). Das erste Problem führt zu einer zusätzlichen 2-10%igen Überschätzung der Nettofläche im Energiebereich 47-52 keV verglichen mit der Nettofläche des Hauptmaximums bei 59,5 keV. Allerdings hängt dieses Verhalten nicht von den durchgeführten Simulationen oder einer bestimmten Messanordnung ab, denn es findet sich beispielsweise auch bei den in [Gom07b] veröffentlichten Ergebnissen ähnlicher Simulationen. Somit kann das Verhalten durch die von MCNPX verwendeten Transportalgorithmen bedingt sein.

Das andere, in Abbildung 3.27 für die Referenzanordnung erkennbare Problem betrifft das Hauptmaximum für ^{241}Am , das eine Schwankung im Verhältnis zwischen simulierten und gemessenen Spektren aufweist. Diese Frage hängt mit verschiedenen Faktoren zusammen: geringfügig falschen Werten der für die Gauß'sche Energieverbreiterung verwendeten Parameter und einer kleinen Verschiebung des Hauptenergiemaximums zwischen Versuchsanordnung und MCNPX-Eingabedateien. Abbildung 3.27 zeigt die beste zu erzielende Übereinstimmung als Ergebnis der mit deaktivierter Energieverbreiterung bei MCNPX und Optimierung der Halbwertbreiten in Excel durchgeführten Simulation. Der Restfehler wurde nicht weiter untersucht, da alle Schlussfolgerungen in dieser Arbeit auf Integralen der Bereiche von Interesse und nicht auf der perfekten Übereinstimmung jedes einzelnen Kanals aufbauen.

Bei den Versuchen mit ^{239}Pu konnten die Simulationsergebnisse zur Abschätzung der Qualität des Voxellmodells nicht verwendet werden, weil in den radioaktiven Organen eine unbekannte Menge ^{241}Am enthalten war. Dieses Nuklid ist höchstwahrscheinlich das Ergebnis des Zerfalls der Verunreinigungen durch ^{241}Pu , die beim Herstellungsprozess in den radioaktiven Organen unvermeidbar sind, doch lässt sich die Aktivität von vornherein wegen des Mangels an entsprechenden Daten nicht abschätzen. Angesichts der vorher bei den Simulationen der mit ^{241}Am belasteten Leber erzielten Ergebnisse wurde eine Schätzung der Kontamination in der ^{239}Pu -Leber vorgenommen; das Ergebnis ist in Abbildung 3.30 dargestellt. Diese Graphik zeigt drei Spektren: eines lediglich mit der Nennmenge ^{239}Pu , eines mit der Messung, eines als Summe des ^{239}Pu -Spektrums mit der berechneten Menge an ^{241}Am . Die in der Probe zum Zeitpunkt der Herstellung gefundenen Verunreinigungen mit ^{241}Pu wurden zu 0,013% berechnet.



3.5.6 Zusammenfassung

Teilkörpermessungen des LLNL-Torsophantoms mit verschiedenen Parametern, wie Detektorposition, niederenergetische Photonen emittierenden Radionukliden, Quellenorganen und Überlagerungen des Brustkorbs, wurden anhand von Monte-Carlo-Simulationen, die mit einem neu geschaffenen Voxelmmodell des LLNL-Torsophantoms im KIT durchgeführt wurden, verglichen. Dieses Voxelmmodell wurde durch Aufteilung aus CT-Scans geschaffen. Jeder Teil oder jedes Organ des Phantoms wurde mit Dichtewerten, die einzeln nach Gewicht und Volumen bestimmt wurden, und mit vom Hersteller übernommenen Materialdaten versehen. Eine neu entwickelte Software, Voxel2MCNP, diente zur Vergrößerung des ursprünglichen Voxelmmodells, damit es mit MCNPX verwendbar wurde. Es wurde dann zusammen mit einem genauen Model eines Canberra-XtRA-Detektors in den auf einem Teilkörpermessraum im KIT basierenden virtuellen Messraum eingestellt.

Die Simulationsergebnisse wurden verarbeitet und mit den aus den Messungen erzielten Daten verglichen. Die Übereinstimmung ist gut: der Gesamtfehler von 5% liegt innerhalb der Messunsicherheiten. Durch Verbesserungen des Positionierungssystems könnte die Übereinstimmung noch weiter verbessert werden. Die Ergebnisse validieren die Methoden zur Erstellung des Voxelmmodells und alle in dieser Arbeit durchgeführten Monte-Carlo-Simulationen.

Aus den Simulationen wurden die in den mit ^{239}Pu bestückten Organen die aus den Verunreinigungen mit ^{241}Pu entstandenen ^{241}Am -Aktivitäten berechnet. Die berechneten ^{241}Am -Aktivitäten sind mit den Ausgangsaktivitäten von ^{241}Pu vereinbar, die nach einem Isotopentrennprozess übrig geblieben ist. Deshalb bestätigt dieses Ergebnis die Qualität des Modells.

Das neue Voxelmodell kann in Zukunft zur Abschätzung der Effizienz des Messsystems verwendet werden, ohne dass dazu Quellen mit verschiedenen Energien und deren Verteilung in verschiedenen Organen notwendig sind. Weitere mögliche Anwendungen des Modells liegen in systematischen Sensitivitätsuntersuchungen zur Empfindlichkeit des Wirkungsgrads für in-vivo Messungen mit den im KIT vorhandenen Detektoren.

4. Aufbau des neuen Messsystems

Der Neuaufbau eines Ganzkörperzählers bietet zur Festlegung der Messanordnung mehrere Möglichkeiten: Der Proband könnte sich auf einer ebenen Liege befinden, wie es bei den Teilkörper- und Ganzkörperzählern der Fall ist, die zur Zeit im KIT verwendet werden. Er könnte sich auch in gekrümmter oder sitzender Haltung befinden. Jede dieser Möglichkeiten bietet Vor- und Nachteile. Die ebene Liege hat den größten Platzbedarf, ist jedoch leicht aufzustellen, und es gibt in der Literatur [ICRU03] viele Beispiele dafür. Die gekrümmte Anordnung bietet einen sehr hohen Nachweiswirkungsgrad bei geringer Abhängigkeit des Wirkungsgrads von der Position der Quellen im Körper, solange die Detektoren dicht an der Mitte des Probanden im Scheitelpunkt der Krümmung angeordnet sind. Allerdings ist diese Lage für den Probanden nicht sehr bequem, und eine gekrümmte Liege muss eigens angefertigt werden. Die sitzende Anordnung ist leicht zu erreichen, bietet jedoch unter Umständen auf Grund der Abschirmung der Unterschenkel durch die Oberschenkel niedrigere Nachweiswirkungsgrade.

Um die verschiedenen Möglichkeiten abzuwägen, wurden mit den erstellten Detektormodellen und verschiedenen Phantomen Messgeometrien mit ebener Liege und sitzender Anordnung simuliert und ausgewertet.

Die Auswertung wurde in drei Phasen gegliedert: Anpassung des Phantoms MEETMan [Sac96] an die gewählte Anordnung, Bestimmung der Messkonfigurationen und schließlich Auswertung und Vergleich der Ergebnisse.

4.1 Anpassung des Phantoms an die Messgeometrie

Das MEETMan-Phantom stellt einen erwachsenen Mann von 103 kg Gewicht und 180 cm Größe dar und ist aus dem Datensatz Visible Human abgeteilt. Das Phantom befindet sich in Rückenlage und eignet sich deshalb für die ebene Liege, jedoch nicht für die sitzende Konfiguration. Im Anpassungsprozess musste das Phantom an zwei verschiedenen Ebenen (Hüfte, Knie) geschnitten werden. Die dadurch entstehenden Phantomabschnitte wurden durch Drehungen in die der sitzenden Anordnung entsprechenden neue Lage gebracht. Zusätzlich mussten neue luftgefüllte Abschnitte in die gewünschte Konfiguration eingefügt werden. Die Schnitte wurden mit Hilfe von Voxel2MCNP durchgeführt. Die Schnittebene wurde in Abhängigkeit von der realistischen Lage der Hüfte bei auf einem Stuhl sitzenden Personen bestimmt; die Ebene schneidet das Hüftgelenk, der Teil der Oberschenkel wurde dann waagrecht vor die Hüften gelegt. Das Ergebnis zeigt Abbildung 4.1.

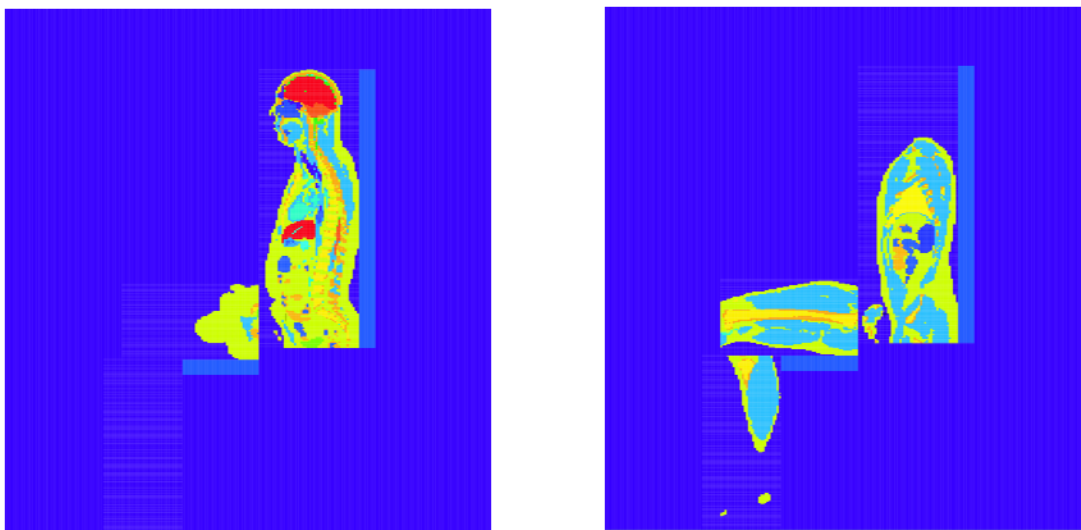


Abbildung 4.1: MEETMan in sitzender Position; die Schnitte wurden in einer Ebene durch die Mitte des Phantoms und einer anderen Ebene durch die Mitte des linken Beins gelegt.

Bei dem so geschnittenen Phantom ergaben sich Schwierigkeiten mit den freigelegten inneren Geweben entlang der Schnittebenen: Der von Kontamination in den Knochen herrührende Photonenfluss würde unterhalb des Unterbauchs zu hoch geschätzt werden, weil sich die Hüftknochen in direktem Kontakt mit der Luft befinden und nicht durch Fett und Muskeln abgeschirmt sind. Dieses auch vor den Knien entstehende Problem kann jedoch vernachlässigt werden, da in diesen Raumbereichen ohnehin keine Detektoren vorgesehen sind. Ein weiteres Problem bei diesem neuen Modell ist die größere Gesamthöhe, weil zwischen den Teilen des Phantoms Zwischenräume bestehen. Aber auch diese Frage wurde als vernachlässigbar angesehen: In der ersten Phase werden nur Teilkörpermessanordnungen simuliert. Diese werden von diesem Problem nicht berührt.

In den Simulationen von Stuhl- und Liegeanordnungen wurde in beiden Fällen ein Modell einer Liege bzw. Stuhls mit einbezogen, damit die Absorption der Photonen und der infolgedessen verminderte Photonenfluss hinter oder unter der Auflage berücksichtigt werden konnten.

4.2 Definition der optimalen Teilkörpermessanordnungen und Wahl des Layouts

Zum Vergleich der verschiedenen Konfigurationen im Betrieb musste die Position des Detektors für jeden Fall optimiert werden. In dieser Entwicklungsphase sind die optimalen Positionen für die Ganzkörpermessung nicht im Fokus, da für die Teilkörpermessungen strengere Anforderungen an den Nachweiswirkungsgrad (es muss auf jeden Fall der höchste mögliche Wirkungsgrad sein) bestehen, während bei Ganzkörpermessungen der Wirkungsgrad auch gegen sekundäre Ziele abgewogen werden kann (z. B. die Unabhängigkeit des Wirkungsgrads von der Position der Quelle).

Beim gewählten Ansatz wurden die mit radioaktiven Quellen bestückten Phantome simuliert und die Punkte mit dem höchsten Photonenfluss lokalisiert. Dieser Ansatz ist genau und schnell und kann die besten Stellen ohne vorherige Kenntnis des Phantoms ausfindig machen: Der Fluss von Photonen einer definierten Energie im Raum um das Phantom herum wird entsprechend der jeweiligen Anordnungen von Quellorgan/Quellenergie verfolgt, danach werden Flächen gleichen Flusses konstruiert. Mit Hilfe dieser Isophotonenflussflächen wird die optimale Detektorposition bestimmt. Der Prozess wird visuell durchgeführt, damit die Orientierung des Detektors leicht bestimmt und seine Position in Abhängigkeit von Sekundärparametern (bequeme Lage des Probanden, leichte Anbringung der Detektoren, Kollision mit anderen Detektoren) korrigiert werden können. Abbildung 4.2 und Abbildung 4.3 zeigen einige Flächen gleichen Photonenflusses.



Abbildung 4.2: Flächen gleichen Flusses auf Grund einer 60-keV-Quelle in den Knochen des MEETMan in sitzender Position. Schnitt durch die Mittelebene.

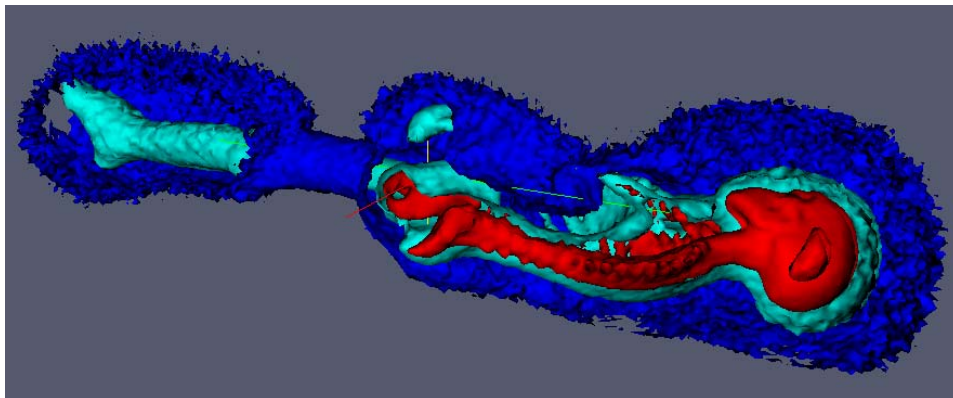


Abbildung 4.3: Flächen gleichen Flusses auf Grund einer 46-keV-Quelle (^{210}Pb) in den Knochen des MEETMan in Liegekonfiguration. Schnitt durch die Mittelebene.

Die optimale Anbringung der Detektoren lässt sich mit diesem Verfahren erreichen, wie in Abbildung 4.4 für die Liegekonfiguration und in Abbildung 4.5, Abbildung 4.6 und Abbildung 4.7 für die Stuhlkonfiguration dargestellt ist.

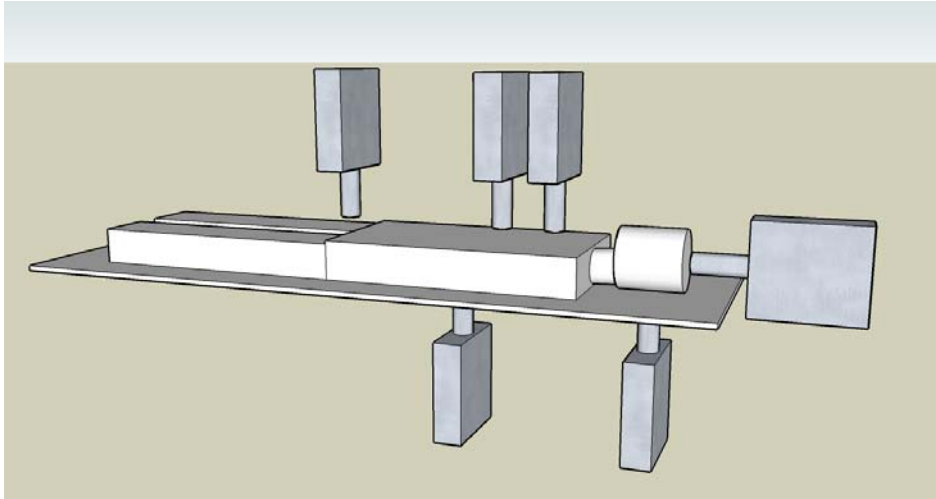


Abbildung 4.4: Für die Liegenkonfiguration untersuchte Positionen. Die Detektoren sind gleichzeitig dargestellt; während der Prüfungen des erreichbaren Wirkungsgrades wird jedoch jeweils nur ein Detektor eingesetzt.

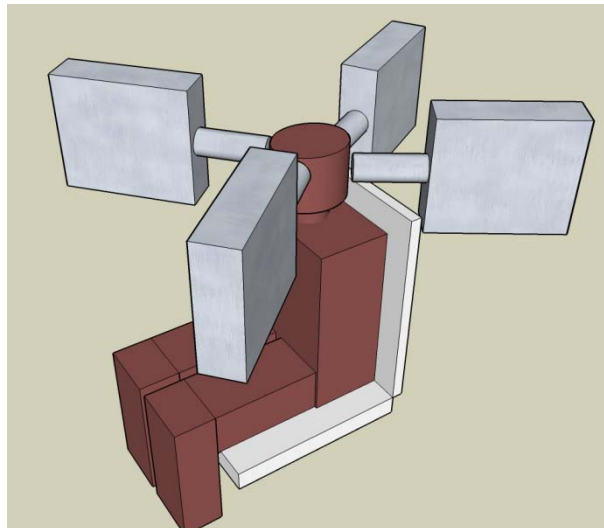


Abbildung 4.5: Optimale Konfiguration für Schädelmessungen. Die Detektoren befinden sich in engem Kontakt mit dem Schädel und sind über Kreuz angeordnet, um die erfasste Schädeloberfläche zu maximieren.

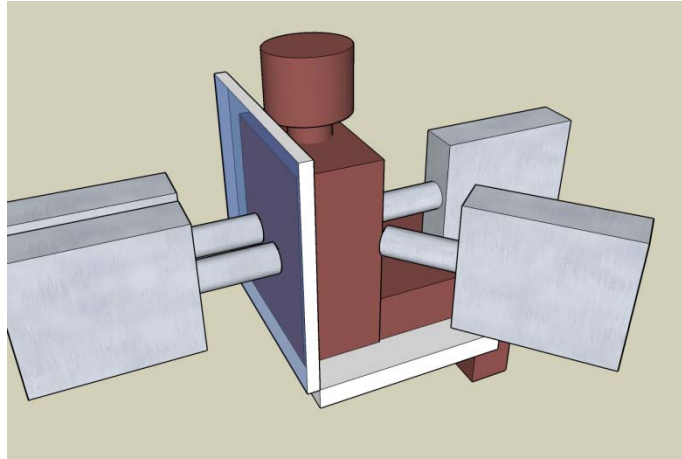


Abbildung 4.6: Optimale Konfiguration für Messungen der Leber. Zwei Detektoren sind in engem Kontakt mit der Leber davor und im Bereich vorne rechts angeordnet. Die übrigen zwei Detektoren sind je nach Möglichkeiten der Liege / des Stuhls mittig oder seitlich hinter dem Rücken platziert.

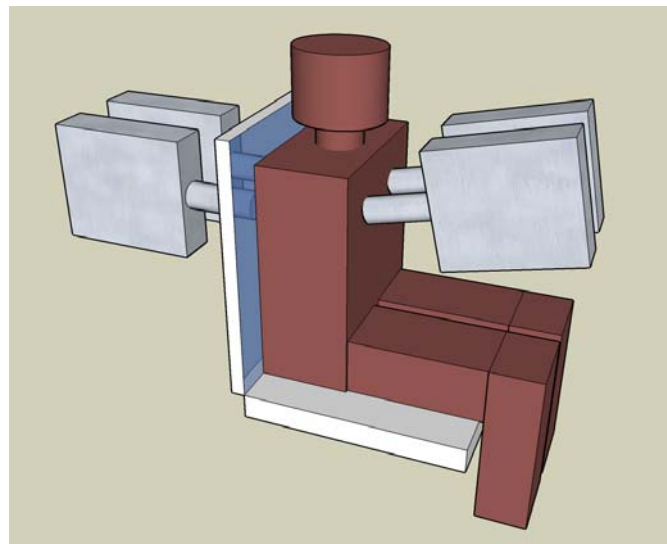


Abbildung 4.7: Optimale Konfiguration für Messungen der Lunge. Zwei Detektoren befinden sich vor dem Thorax und sind in Abhängigkeit vom Brustkorb geneigt (im hier gezeigten vereinfachten Modell nicht dargestellt); zwei Detektoren befinden sich auf Lungenhöhe hinter dem Rücken. Wenn es nicht auf höchsten Nachweiswirkungsgrad ankommt, können die hinter dem Körper angeordneten Detektoren so verschoben werden, dass sie auf die Leber und den Magen-Darm-Trakt gerichtet sind. Damit verstärkt sich die Möglichkeit, Kontamination im Körperinnern zu lokalisieren.

Die verschiedenen Konfigurationen wurden miteinander verglichen; dazu wurde jeweils für einen Detektor, gewählt wurde der Detektor mit dem höchsten Photonenfluss, die geringste nachweisbare Aktivität (Nachweisgrenze) und der Wirkungsgrad einer hypothetischen Messung geschätzt. Tatsächliche Messungen würden im Hinblick auf Wirkungsgrad und Nachweisgrenze besser abschneiden. Der Nachweiswirkungsgrad hängt vom Photonenfluss ab, während die geringste nachweisbare Aktivität sowohl vom Photonenfluss als auch von

dem durch Photonenstreuung in den Geweben erzeugten Untergrund abhängt. Die geringste nachweisbare Aktivität ist wichtig bei sehr schwachen Strahlenquellen, deren Peakmaxima im Spektrum mit der Stärke des statistischen Rauschens des Untergrunds im Spektrum vergleichbar sind. Ein hoher Wirkungsgrad trägt durch höhere Impulszahlen im Peak entscheidend zur Verminderung der Messunsicherheit bei.

Einen Vergleich des berechneten Einsatzverhaltens der Messgeometrien bieten die Tabelle 4.1, Tabelle 4.2 und Tabelle 4.3.

Tabelle 4.1: Vergleich für Messungen von ^{241}Am im Schädel mit einem Detektor. Die Nachweisgrenze (NWG) wurde mit dem von $4000\text{ Bq }^{40}\text{K}$, in Muskeln, Gehirn und Leber verteilt erzeugten Hintergrund berechnet. Der Wirkungsgrad wird hier als Zahl von Impulsen ausgedrückt, die in 1000 s bei 1000 Bq Aktivität des Zielorgans aufgezeichnet werden.

	Knochen		Lunge		Leber	
	NWG	Wirkungsgrad	NWG	Wirkungsgrad	NWG	Wirkungsgrad
	(Bq)	$(10^{-6}\text{ s}^{-1}\text{ Bq}^{-1})$	(Bq)	$(10^{-6}\text{ s}^{-1}\text{ Bq}^{-1})$	(Bq)	$(10^{-6}\text{ s}^{-1}\text{ Bq}^{-1})$
Liegend	83	517	55	813	56	801
Sitzend	90	463	38	1180	32	1410

Tabelle 4.2: Vergleich für ^{210}Pb -Messungen im Schädel mit einem Detektor. Das Verfahren entspricht dem in Tabelle 4.1 angewandten.

	Knochen	
	MDA	Wirkungsgrad
	(Bq)	$(10^{-6}\text{ s}^{-1}\text{ Bq}^{-1})$
Liegend	844	54
Sitzend	951	49

Die zur Berechnung der NWG benutzte Formel lautet:

$$NWG = \left[2k \sqrt{\frac{N_0}{t^2} \left(1 + \frac{b}{2l} \right)} + \frac{k^2}{t} \left(1 + \frac{b}{2l} \right) \right] \frac{1}{\eta y}$$

Dabei sind

- N_0 das Integral des Untergrundes in den betreffenden Kanälen,
- b die Anzahl der für den Bereich von Interesse verwendeten Kanälen,
- l die Anzahl der Kanäle, mit deren Hilfe der Untergrund um den Bereich von Interesse bestimmt wird,
- k die Abszisse der Normalverteilung entsprechend dem gewählten Konfidenzintervall,
- t die Messdauer in Sekunden,
- η der Nachweiswirkungsgrad und
- y die Ausbeute der vorgegebenen Energielinie (pro Zerfall emittierte Photonen).

Die NWG ist also sowohl vom Nachweiswirkungsgrad als auch vom örtlichen Untergrund im betrachteten Energiebereich abhängig. Bei Messungen im Kopfbereich sind die Nachweiswirkungsgrade für die Detektoren in der Liegen- und in der Stuhlkonfiguration vergleichbar, doch der durch die Compton-Streuung aufgrund des im Körper verteilten ^{40}K verursachte Untergrund ist im Sitzen höher: die Folge ist eine niedrigere Nachweisgrenze bei liegendem Probanden. Für die Leber und die Lunge gilt derselbe Effekt, doch aufgrund der höheren Freiheit in der Anordnung der Detektoren bei der Stuhlkonfiguration kann ein viel besserer Nachweiswirkungsgrad erzielt werden, so dass die Nachweisgrenze für die Sitzkonfiguration niedriger ist. Da die Unterschiede in der Kopfkongfiguration innerhalb von 10% liegen, also nicht signifikant sind, die Unterschiede in den Ergebnissen für Leber und Lunge jedoch signifikant sind, wurde die Stuhlkonfiguration als beste Möglichkeit weiterentwickelt.

4.3 Wahl der Liege und der Messkammer

Nach Wahl der Messkonfiguration wurde die Wahl der Messkammer durchgeführt: Der Messraum des Ganzkörperzählers im IVM ist für die Detektoren und den mechanischen Aufbau zu klein, wie aus Abbildung 4.8 hervorgeht. Die im in-vivo Messlabor vorhandene Kammer für Teilkörpermessungen eignet sich besser und weist auch genug Platz auf, obwohl dort schon ein Phoswich-System installiert ist (siehe Abbildung 4.9).

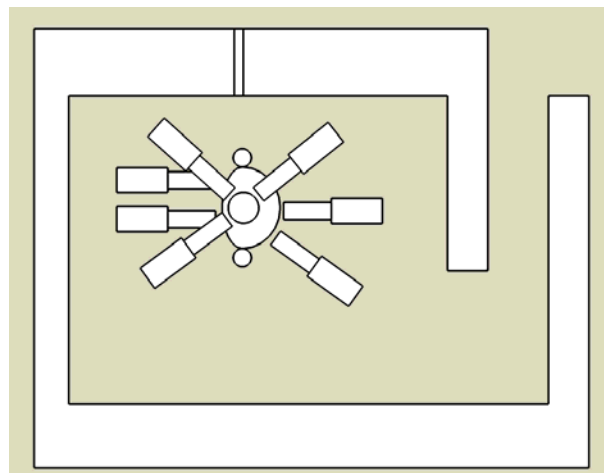


Abbildung 4.8: Schematische Darstellung des Messraums des Ganzkörperzählers bei Einbau des Systems. Der Proband ist in der Mitte dargestellt, während verschiedene mögliche Detektorpositionen angegeben sind. Das System würde in die Kammer passen, doch der Platz zum Betrieb der Detektoren wäre sehr knapp, und es bestünde durchaus die Gefahr, dass die Detektoren an die Wände stoßen.

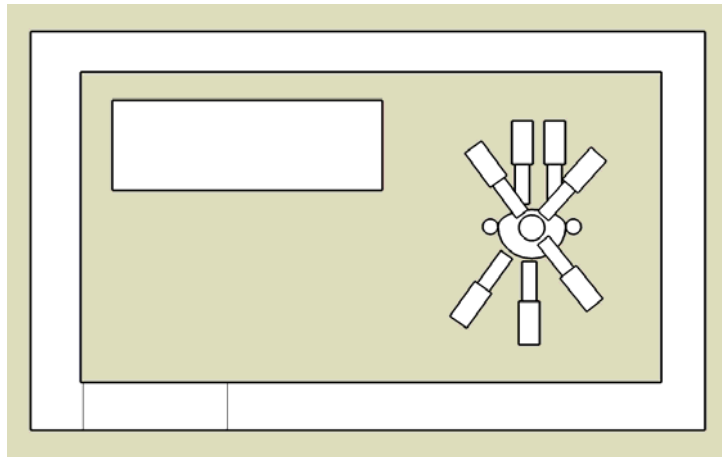


Abbildung 4.9: Schematische Darstellung der Teilkörpermesskammer bei Einbau des neuen Systems zusätzlich zum gegenwärtigen Phoswich-System (oberhalb der ebenfalls dargestellten gegenwärtigen Liege).

Zur Probandenlagerung bestanden zwei Möglichkeiten: ein Zahnarztstuhl oder eine Liege, wie sie in Wellnessbereichen verwandt wird. Der Zahnarztstuhl kann hauptsächlich als Stuhl konfiguriert und fast bis in die Waagerechte umgeklappt werden, während die zweite Lösung umgekehrt funktioniert: Aus einer völlig waagerechten Liege könnte fast eine Stuhlkonfiguration gebildet werden (Abbildung 4.10 und Abbildung 4.11).



Abbildung 4.10: Wellness-Liege von Cosmodern.



Abbildung 4.11: Zahnarztstuhl von Cosmoderm.

Die Wellnessliege in geneigter Stellung wurde schließlich als Konfiguration gewählt, weil sie zwei Vorteile aufweist:

- In der Rückenlehne der Liege befinden sich keine Metallteile, so dass die Photonenabsorption gering bleibt und der Wirkungsgrad der Messungen erhöht wird.
- Durch die mögliche Konfiguration als waagerechte Liege kann die gegenwärtige Liege in der Teilkörpermesskammer ersetzt werden, dadurch bekommt man noch mehr Platz für den neuen mechanischen Aufbau.

4.4 Definition der Messanordnungen

Die Messanordnungen für die Teilkörpermessungen wurden unter Verwendung von Oberflächen mit gleichem Photonenfluss und den dadurch definierten Raumbereichen mit dem höchsten Photonenfluss entwickelt. Die sich daraus ergebenden Anordnungen der Detektoren sind in den vorausgegangenen Abschnitten beschrieben worden.

Eine Definition der Ganzkörpermessanordnung ist komplizierter, denn hier gibt es zwei verschiedene, gegenläufige Ziele: hoher Wirkungsgrad zum optimalen Nachweis von geringer Kontamination, aber auch die Unabhängigkeit des Nachweiswirkungsgrads von der Position der Quelle im Körper des Probanden. Für das erste Ziel muss der Detektor möglichst dicht an der Haut des Probanden stehen; für das zweite Ziel muss er in größerem Abstand angeordnet werden.

Um eine optimale Auswahl von Detektorpositionen zu ermitteln, wurden Simulationen mit verschiedenen Phantomen und verschiedenen Quellenorganen durchgeführt. Simuliert wurde jeweils nur ein Phantom und eine monoenergetische Quelle in einem einzigen Organ. Es wurde ein Gitter von Messpunkten um das Phantom herum definiert. Der von der Quelle ausgehende Photonenfluss wurde an jedem Gitterpunkt gezählt, analog zur vorher beschriebenen Optimierung der Teilkörpermessanordnungen. Die Ergebnisse der Simulationen wurden dann in verschiedenen Gruppen zusammengefasst (z. B. verschiedene Phantome, dasselbe Organ und dieselbe Energie, oder verschiedene Organe, dieselbe Energie und dasselbe Phantom). Es wurden zur Problemlösung besser geeignete neue Größen pro Gitterpunkt berechnet. Diese Größen sind der mittlere Photonenfluss bei voller Energie und dessen Standardabweichung. Der erste Wert hängt mit dem endgültig erreichbaren Nachweiswirkungsgrad zusammen, der zweite Wert mit der Schwankung des Wirkungsgrades für verschiedene Positionen oder Formen der Quelle. Die beiden Werte des

mittleren Flusses und der Standardabweichung wurden auch mittels folgender Formel kombiniert:

$$W = a \cdot \log(\text{Fluß}) + b \cdot \text{standabw}$$

Damit wird ein einzelner Wert ermittelt, durch den optimal geeignete Raumbereiche zur Anbringung von Detektoren definiert werden konnten. Ein Beispiel für die mit der Formel ermittelten Oberflächen zeigt Abbildung 4.12.

Allerdings erforderte die Formel die Kenntnis von zwei weiteren Parametern (a und b), die jedoch analytisch nicht zu definieren waren, deshalb wurde die Detektorposition manuell und iterativ mit Hilfe aller drei oben beschriebenen Größen ermittelt.

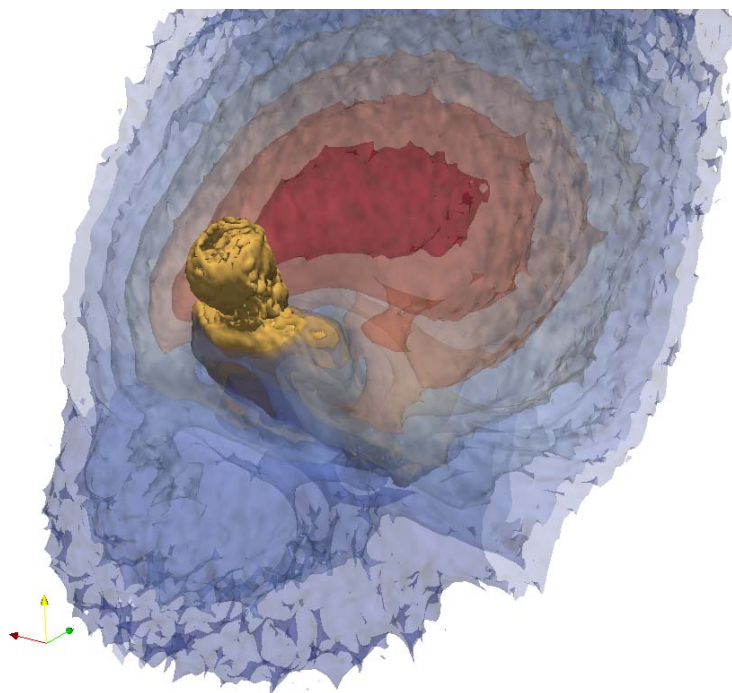


Abbildung 4.12: Durch Kombination des mittleren Photonenflusses und dessen Standardabweichung aufgrund von Simulationen der im ganzen Körper verteilten Hochenergiephotonen erhaltene Oberflächen. Die gewählten Parameter definieren den roten Bereich als „optimalen“ Kompromiss zwischen hohem Wirkungsgrad und niedriger Standardabweichung.

Ein Detektor weist die Kontamination in der Schilddrüse nach und wird deshalb auf Schulterhöhe vor dem Probanden aufgebaut. Diese Position reicht zum Nachweis von Jod in der Schilddrüse und Strahlern in der Lunge aus. Der zweite Detektor sollte den höchsten Nachweiswirkungsgrad für im Torso enthaltene Strahler von geringer und hoher Energie ermitteln und wurde deshalb durch ein Loch in der Liege mit dem Rücken des Probanden in Kontakt gebracht. Die Schwankungen im Nachweiswirkungsgrad bei Quellen in verschiedenen Organen sind extrem hoch (50% oder darüber), aber der Nachweis hat Vorrang. Der dritte Detektor sollte Strahler in der Lunge, Leber und im Magen-Darm-Trakt nachweisen und wurde deshalb auf Zwerchfellhöhe vor dem Probanden angeordnet. Der letzte Detektor wird für den Nachweis von im ganzen Körper verteilten Hochenergiestrahler optimiert und deshalb auf der rechten Körperseite vor dem Probanden aufgestellt, so dass die Wirkungsgraderhöhung des dritten Detektors in Zusammenhang mit

seitlichen Verschiebungen des Probanden ausgeglichen wurde. Nach Überprüfung der Funktion des dritten Detektors bei Hochenergiestrahlern stellte sich heraus, dass die vorher gewählte Position einen guten Kompromiss zwischen Standardabweichung und Wirkungsgrad ergab; deshalb wurde sie beibehalten. Die anfängliche Position des letzten Detektors wurde hingegen später verändert, um bei einer niedrigen Standardabweichung einen etwas höheren Wirkungsgrad zu gewinnen. Die abschließende Konfiguration der Detektoren ist in Abbildung 4.13 dargestellt.

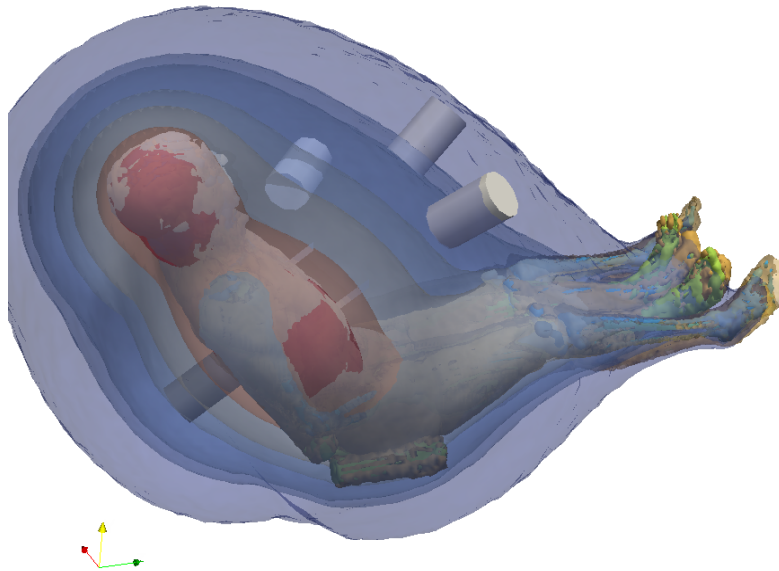


Abbildung 4.13: Anordnung der Detektoren um den Probanden herum bei Ganzkörpermessungen

4.5 Mechanische Anforderungen an den Geräteaufbau

Für die oben beschriebenen geplanten Konfigurationen wurde eine Liste mit mechanischen Anforderungen an die Detektorhalterungen zusammengestellt.

Die Anforderungen an den Aufbau wurden so abgefasst, dass sie für fast alle Probanden, d.h. 98% der Bevölkerung, vom ersten Perzentil bis zum 99. Perzentil geeignet waren [Til02]. Die Ergebnisse sind in den Tabellen 4.3 und 4.4 und den Abbildungen 4.14 – 4.19 zusammengefasst, die die gewünschten Konfigurationen auflisten.

Tabelle 4.3: Charakteristische Probandengrößen in mm nach [Til02]. Der Werte für den kleinsten und größten Proband werden unabhängig vom Geschlecht gewählt.

	1. Perzentil (Frau/Mann)	99. Perzentil (Frau/Mann)
Hüften – Sitzfläche (a)	60	100
Hüften – Schultern (b)	400	521
Hüften – Schädeldecke (c)	700	900
Kopf - Sitzfläche (e)	540	820
Brustkorb – Breite an der Leber (f)	200	350
Brustkorb - Gesamttiefe	190	320

Unterbauch - Gesamttiefe	191	350
Kopf - Knie (d)	–	740
Gesamtbreite an den Knien	230	340

Tabelle 4.4: Freiheitsgrade der verschiedenen Detektoren. Der Bezugspunkt ist in Abb. 4.14 und 4.15 dargestellt. Die Positionen sind in mm ausgedrückt. Die Winkel werden auf einer vertikalen Ebene gemessen und auf die horizontale Ebene bezogen. Die Werte in Klammern beziehen sich auf die Konfiguration, bei der alle Detektoren um die Knie herum angeordnet sind. Die Werte beziehen sich jeweils auf die Mitte der Vorderseite des Detektors.

Detektor	X-Achse	Y-Achse	Z-Achse	Winkel, senkrechte Ebene
Vorn links	-350/200	500/830	-580/660	-30°/-80°
Vorn rechts	-100/350	500/830	-580/660	-30°/80°
Hinten links	-200/200	0/830	-650/0 (660)	0°/35°
Hinten rechts	0/200	0/830	-650/0 (660)	0°/35°

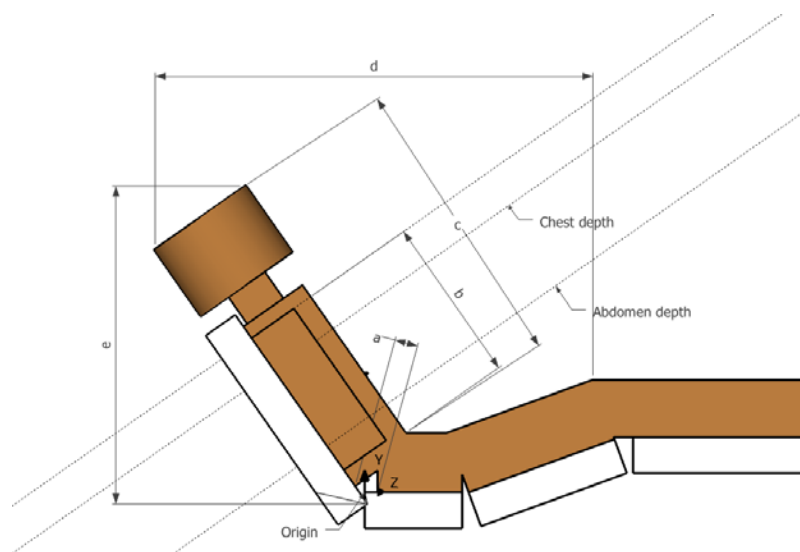


Abbildung 4.14: Skizze eines Probanden mit den in Tabelle 4.4 verwendeten Bezeichnungen

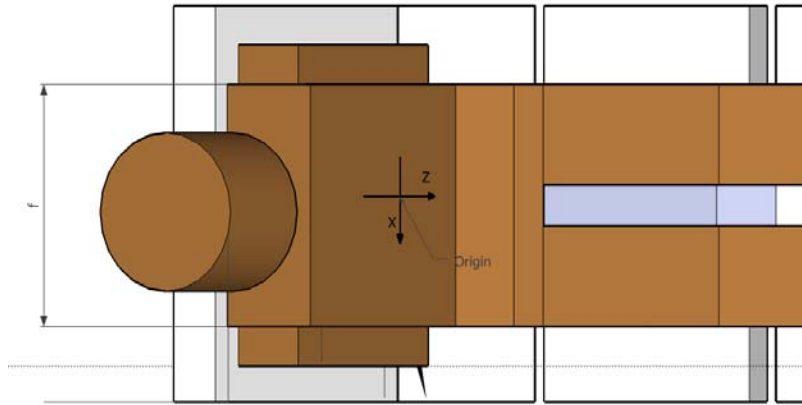


Abbildung 4.15: Skizze eines Probanden mit den in Tabelle 4.4 genannten Bezeichnungen.

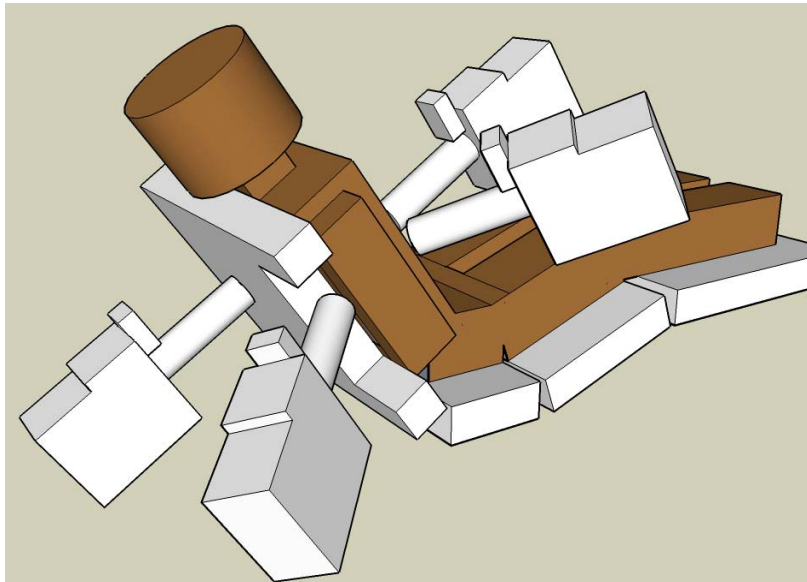


Abbildung 4.16: Skizze einer Teilkörpermessung der Leber.

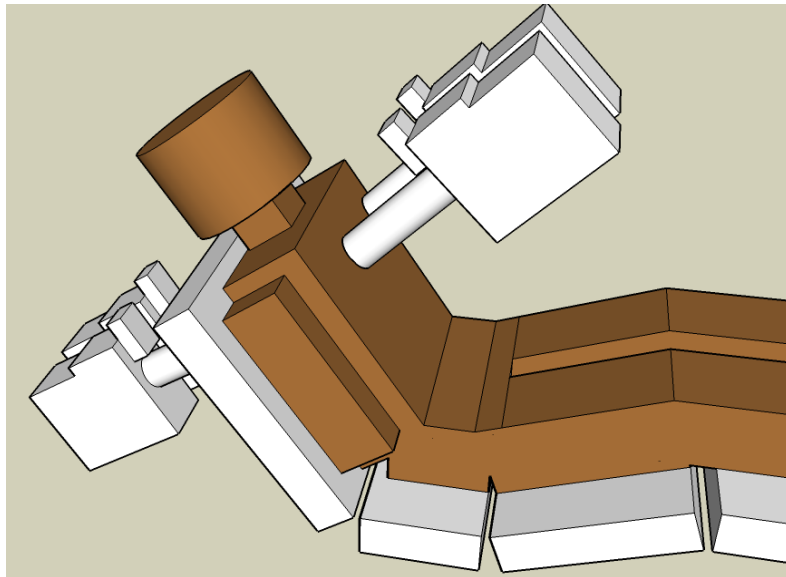


Abbildung 4.17: Skizze einer Teilkörpermessung der Lungen.

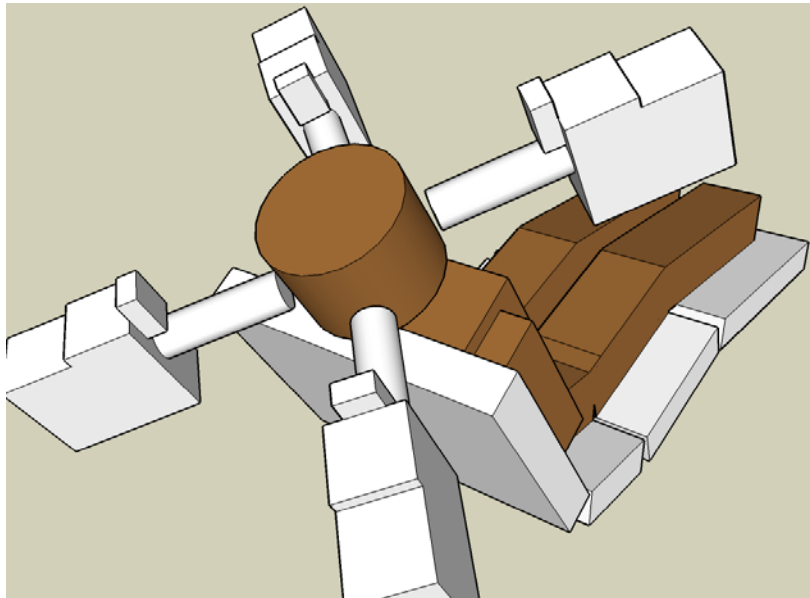


Abbildung 4.18: Skizze einer Teilkörpermessung des Schädels.

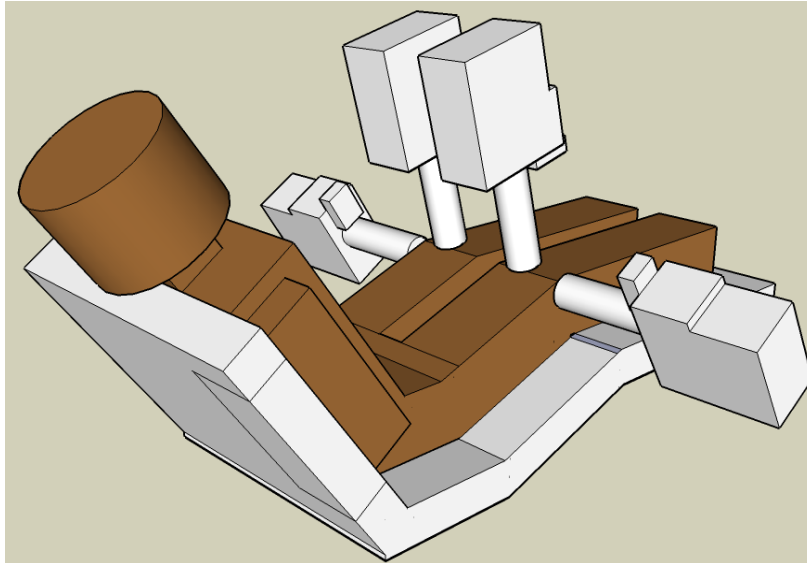


Abbildung 4.19: Skizze einer Teilkörpermessung am Knie.

4.6 Prototypen für Detektorhalterungen

Das Ergebnis der im Vorfeld durchgeführten Simulationen ist eine Reihe von Detektorpositionen und Detektorkombinationen bezogen auf ein Standardphantom und verschiedene lokalisierte Kontaminationen.

Im nächsten Schritt des Prozesses war es notwendig, einen Prototyp der Detektorhalterungen zu entwickeln, mit dem diese Konfigurationen getestet werden können. Die Anforderungen an die Mechanik, um die verschiedenen Messungen durchführen zu können, wurden durch die Größe der Probandenliege und die Größe [Til02] des menschlichen Körpers bestimmt. Es müssen zwei Detektoren in der Lage sein, den Kopf oder beide Knie zu messen. Außerdem muss es möglich sein, zwei nahe aneinander liegende Organe punktgenau mit diesen zwei Detektoren zu messen. Dies erfordert für die Detektoren drei Freiheitsgrade der Translation und zwei für die Rotation. Diese Detektoren können nicht unter der Person platziert werden. Die beiden anderen Detektoren werden die meiste Zeit hinter der Rückenlehne platziert, um Leber und Lunge zu messen, aber es ist wünschenswert, sie auch seitlich der beiden Knie positionieren zu können, um sie mit anderen Messungen zu kombinieren. Auch für diese Detektoren sind drei Freiheitsgrade der Translation und zwei für die Rotation erforderlich.

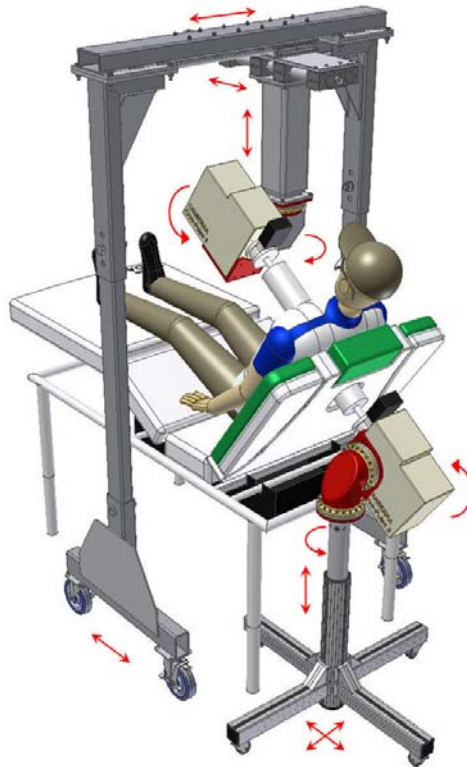


Abbildung 4.20: Freiheitsgrade einer provisorischen Anordnung.

Da die Messkammer mit dem aktuell vorhandenen Teilkörperzähler mit Phoswichdetektoren permanent im Routinebetrieb ist, wurde beschlossen, einen Prototyp anzufertigen, um daran sämtliche Konfigurationen und Möglichkeiten vorher für das endgültige System zu testen.

Die entwickelte Halterung ist für alle Detektoren identisch und ermöglicht unabhängig voneinander das Schwenken, Neigen und die Höhenverstellung. Ein Detektor ist auf einem mobilen Stativ montiert und kann frei im Raum bewegt werden. Der andere ist an einem Portal montiert, welches sich über der Probandenliege befindet. Das Portal kann mittels Laufrollen längs der Liege bewegt werden. Der Detektor am Portal kann in der horizontalen Ebene mittels handbetätigter Linearführung quer und mit motorgetriebener Linearführung längs bewegt werden. Eine Darstellung der Freiheitsgrade der provisorischen Anordnung zeigt Abbildung 4.20.

Eine Linearführung mit zwei Traversen ist bereits in der aktuellen Messkammer installiert. Eine Traverse hält die Phoswich-Detektoren und die andere einen bereits vorhandenen Teilkörperzähler mit Germanium-Detektoren. Die alten Germanium-Detektoren werden entfernt, und ihre Traverse wird für das neue Detektorsystem verwendet. Zwei Detektoren werden also an der Traverse hängen und zwei auf den mobilen Stativen stehen. Das neue System erlaubt die gleichzeitige Benutzung der Phoswich- und der Germanium-Detektoren. Eine mögliche Konfiguration wäre, die Phoswich-Detektoren für den Schädel und die Germanium-Detektoren für die Lunge und die Knie einzusetzen. Die zukünftige Anlage (siehe Abbildung 4.21) wird mittels Sensoren die Positionen eines jeden Detektors in der Messkammer erfassen.

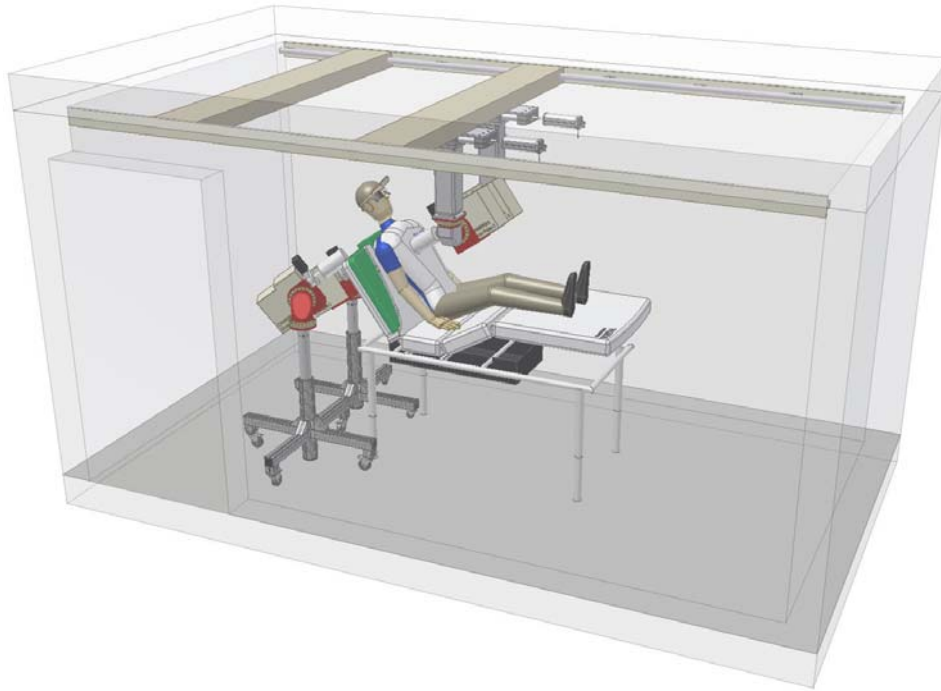


Abbildung 4.21: Endgültige Konfiguration nach Einbau in der Teilkörpermesskammer (wie geplant).

Der Testaufbau wurde dafür verwendet, die geplanten Konfigurationen auf ihre Durchführbarkeit mit den mechanischen Gegebenheiten zu testen. Es wurde festgestellt, dass nur die Schilddrüsenkonfiguration nicht wie geplant durchführbar ist, weil hier die Hubsäule des Detektors mit dem Rahmen der Liege kollidiert. Diese Konfiguration wurde daraufhin geändert. Der Detektor befindet sich nun in 10 cm größerem Abstand zur Schilddrüse. Die Simulation zeigte, dass auch diese neue Konfiguration für diese Messungen akzeptabel ist.

5. Ergebnisse

5.1 Adaptierte Modelle zur Effizienzbestimmung bei Lungenmessung

5.1.1 Überblick

Es sollte geprüft werden, inwieweit adaptierte Modelle (siehe Abschnitt 3.4) einen Vorteil bei der Bestimmung der Zähleffizienz bei Lungeninkorporationen mit Monte Carlo Simulationen gegenüber der klassischen Effizienzkalibrierung bieten. Die Brustwandstärke (BWS) ist bei Lungenmessungen der entscheidende Kalibrierparameter. Bei der klassischen Effizienzkalibrierung wird die BWS anhand einer empirischen Formel errechnet.

Für das hier beschriebene Experiment wurde das Voxelmodell des LLNL-Torso Phantoms (Abschnitt 3.3) mit seinen Overlays als Standardvoxelmodell, d.h. als Moving Image verwendet. Es sollte gemäß der äußeren Anatomie eines Probanden transformiert werden. Als Probanden – also als Fixed Images – dienten andere segmentierte Voxelmodelle: MEETMan [Sac96], Zubal Voxelman [Zub94] und das ICRP Adult Male Modell [ICRP09]. Die *wahre* Zähleffizienz konnte somit bei diesen Modellen direkt mit Monte Carlo Simulation für einen Vergleich bestimmt werden.

²⁴¹Am wurde als repräsentativer Vertreter der niederenergetischen Photonenstrahler für das Experiment gewählt.

5.1.2 Vergleichbarkeit der Modelle

Die vier Modelle weisen einige zu berücksichtigende Unterschiede auf. Dem LLNL-Torso fehlen Kopf, Arme und der komplette Körper ab dem Becken herab. Entsprechend wurden die drei Phantome vorab angepasst, d.h. die Arme wurden bis zu den Schultern entfernt, der Kopf bis zum Halsansatz und der untere Körperbereich wurde bis zum Becken entfernt bis nun vier anatomisch vergleichbare Torsi (Abbildung 5.1) entstanden.

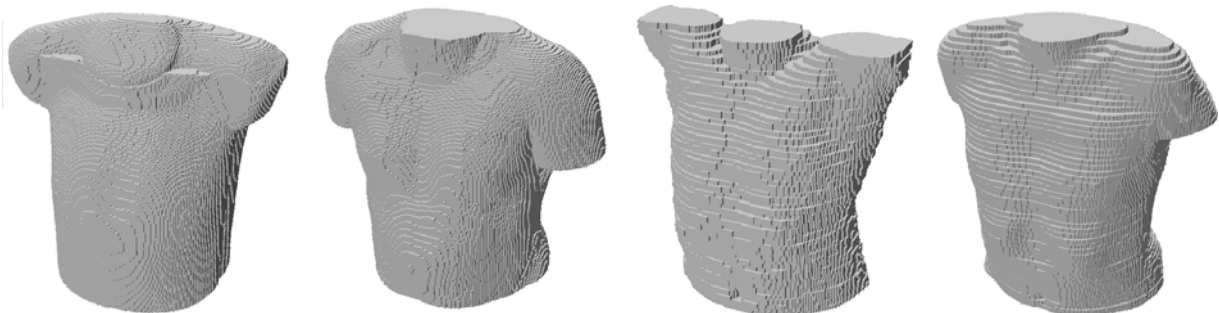


Abbildung 5.1: Die Oberflächenkontouren der verwendeten Torsomodelle (von links nach rechts) des LLNL-Torso-Phantoms mit Overlay 1, des MEET Man, des Zubal Voxelman und dem ICRP Adult Male.

5.1.3 Brustwandstärke

Die Brustwandstärken als arithmetischer Durchschnittswert des LLNL-Phantoms wurden mit Dickenmessungen der Brustplatte und der Overlays im Bereich der Markierungen für Lungenmessungen ermittelt [Gün10].

Im IVM des ISF wird die Brustwandstärke der Probanden mit einer empirischen Formel bestimmt. Hiermit wird aus dem Verhältnis von Körpergewicht und Körperlänge die Brustwandstärke des Probanden abgeschätzt [Doe06]. Da Körpergröße und –gewicht der Modellvorbilder von MEETMan (Visible Male [Spi96]), Zubals Voxelman sowie vom ICRP Adult Male bekannt sind, wurden die Brustwandstärke mit dieser Formel ermittelt. Die berechneten Werte sind in Tabelle 5.1 aufgelistet.

$$BWS = 4,57 \cdot \frac{KG}{KL} \cdot \frac{cm^2}{kg} + 0,44cm$$

BWS: Brustwandstärke [cm]

KG: Körpergewicht [kg]

KL: Körpergröße [cm]

Tabelle 5.1: Nach ihrer empirisch bestimmten Brustwandstärke sortierte Modelle mit zugehörigen Körpergrößen und –gewichten der – soweit vorhanden – anatomischen Vorbilder.

Modell	Brustwandstärke [mm]	Körpergewicht [kg]	Körpergröße [cm]
LLNL Torso Phantom ohne Overlay	15,1	-	-
LLNL Torso Phantom mit Overlay 1	21,3	-	-
Zubal Voxelman Phantom	22,5	70,3	177,8
ICRP Adult Male Phantom	23,4	73,0	176,0
LLNL Torso Phantom mit Overlay 2	27,3	-	-
Visible Man (MEET Man)	27,3	90,3	180,3
LLNL Torso Phantom mit Overlay 3	32,2	-	-
LLNL Torso Phantom mit Overlay 4	39,5	-	-

Den drei als Fixed Images fungierenden Voxelmodellen wurde jeweils ein Standardmodell aus der LLNL Torso Phantomserie zugewiesen. So wurde dem ICRP Adult Male und dem Zubal Phantom das LLNL Torso Phantom mit Overlay 1 zugewiesen. Dem MEETMan wurde Overlay 2 zugeordnet. Kriterium für diese Entscheidung war die Ähnlichkeit der Brustwandstärke (Tabelle 5.1).

5.1.4 Punktwolken und Registrierung

Eine Punktwolke der Oberfläche des jeweiligen verwendeten Voxelmodells wurde extrahiert und konnte so für eine Punktregistrierung verwendet werden. Die Punktwolken wurde als

VRML²¹- und ASCII-Dateien gespeichert. Die Betrachtung der VRML-Dateien ermöglichten eine Prüfung von Ausrichtung und Position des Modells im Raum.

Insgesamt wurden drei Registrierungen durchgeführt. Eine Translation als Vorregistrierung war nicht notwendig, da die Modellschwerpunkte und die Ausrichtung bereits identisch waren. Die affine Registrierung ergab drei neue adaptierte Modelle (Tabelle 5.2).

Tabelle 5.2: Fixed- und Moving Images und zugehörige registrierte Modelle.

Fixed Image	Moving Image	Name des adaptierten Modells
LLNL Torso Phantom mit Overlay 1	ICRP Adult Male	LLNL1_in_AM
LLNL Torso Phantom mit Overlay 1	Zubal Voxelman	LLNL1_in_Zubal
LLNL Torso Phantom mit Overlay 2	MEET Man	LLNL2_in_MEETMan

5.1.5 Monte Carlo Simulationen

Mit den Ausgangsmodellen und den adaptierten Modellen wurden Monte Carlo Simulationen mit MCNPX Version 2.6d [Pel05] zur Bestimmung der Nachweiseffizienz durchgeführt. Voxel2MCNP (Abschnitt 3) wurde dabei verwendet für die Erstellung der Input-Dateien.

Die Einstellungen für das virtuelle Szenario im Teilkörperzählermodell des IVM, wie z.B. Detektorposition und –ausrichtung wurde gemäß der Standardlungenmessung des IVM mit zwei Phoswich-Detektoren gewählt [Moh07]. Das Quellnuklid ²⁴¹Am wurde homogen in der Lunge verteilt. Die Detektoren wurden jeweils horizontal und vertikal um 25° gewinkelt. Der Abstand der vertikalen Detektorrahmenachsen entsprach dem Standardabstand. Die Detektoren wurden über dem Schwerpunkt der Lunge automatisch von Voxel2MCNP positioniert. Der Abstand zur Körperoberfläche wurde manuell mit Hilfe des interaktiven, dreidimensionalen Betrachters der Software angepasst. Der Abstand zur Hautoberfläche betrug ca. 1 mm. Die Antikoinzidenzschaltung der Phoswichdetektoren wurde berücksichtigt.

Zunächst wurden Simulationen mit der LLNL-Torso-Phantomserie durchgeführt. Hiermit konnte die übliche Kalibrierfunktion Zähleffizienz über Brustwandstärke ermittelt werden. Anschließend kamen Simulationen mit den Originalvoxelmodellen zum Vergleich für den Erfolg der Registrierung dran. Schließlich wurden Simulationen mit den adaptierten Modellen durchgeführt.

Die Summe der Zählereignisse in den Detektoren wurde aus beiden Detektoren gebildet. Die Zähleffizienz für das Nuklid ²⁴¹Am im Energiebereich 35 bis 80 keV bestimmt. Für jede Simulation wurden 10 Millionen Teilchenschicksale berechnet.

5.1.6 Ergebnisse

Die von MCNPX berechneten Detektoreffizienzen (Tabelle 5.3) für die fünf LLNL Torso Phantom Voxelmodellen aufgetragen über der zugehörigen Brustwandstärke wurde durch eine Exponentialfunktion gefittet. Diese Wertepaare korrelieren stark. Das Bestimmtheitsmaß R² liegt bei nahezu 1. Die Funktion ist in Abbildung 5.2 dargestellt.

Die Effizienzwerte für Zubals Voxelman und den MEET Man liegen unter der Fitkurve, was vermuten lässt, dass die Brustwandstärke (ermittelt aus der empirischen Formel) angesichts der geringen Zähleffizienz unterschätzt wird. Das Gegenteil zeigt sich beim ICRP Adult Male Voxelmodell. Hier wurde die Brustwandstärke durch die empirische Formel vermutlich überschätzt. Dies zeigt die Problematik der Verwendung der empirischen Formel.

²¹ Virtual Reality Modeling Language (<http://www.web3d.org/x3d/specifications/vrml/ISO-IEC-14772-VRML97/>)

Die durch Bildregistrierungstechniken adaptierten Modelle zeigen eine deutliche Verbesserung. Im Fall des MEET Man wurde das LLNL-Phantom mit Overlay 2 anhand der äußeren Gestalt der Modelle transformiert. Die berechnete Zähleffizienz von 0,0305 counts/photon liegt hier nahe dem aus der Simulation mit MEET Man ermittelten Wert von 0,0315 counts/photon. Noch näher liegt die berechnete Zähleffizienz bei ICRP Adult Male, hier ist nur ein Unterschied von 0,0001 counts/photon festzustellen. Ein etwas größerer Unterschied wurde der Registrierung mit dem Zubal Voxelman erreicht. Dennoch ist die ermittelte Effizienz für das adaptierte Modell besser als der Wert der Kalibrierfunktion.

Tabelle 5.3: Ermittelte Zähleffizienzen der Modelle.

Modell	Brustwandstärke (mm)	Summe Zähleffizienz beider Detektoren (counts/photon)
LLNL ohne Overlay	15,2	0,0484
LLNL mit Overlay 1	21,4	0,0429
LLNL mit Overlay 2	27,4	0,0376
LLNL mit Overlay3	32,3	0,0340
LLNL mit Overlay 4	39,6	0,0290
Zubal Voxelman	22,5	0,0284
ICRP Adult Male	23,4	0,0469
MEETMan	27,3	0,0315
LLNL1_in_Zubal	22,5	0,0385
LLNL1_in_AM	23,4	0,0468
LLNL2_in_MEETMan	27,3	0,0305

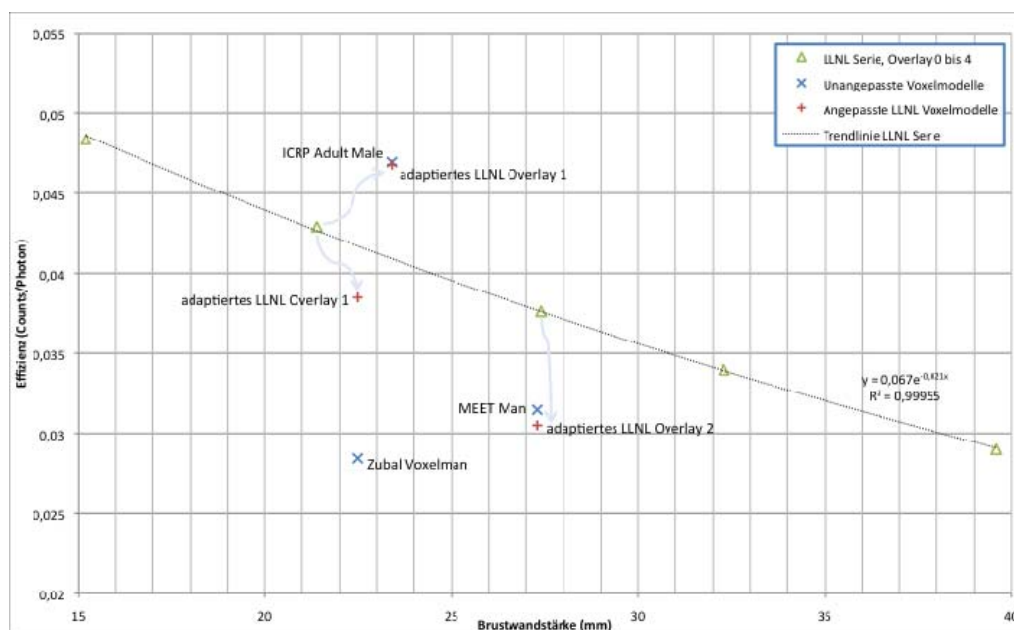


Abbildung 5.2: Numerisch ermittelte Zähleffizienzen aufgetragen gegen zugehörige Brustwandstärken. Die grünen Dreiecke markieren die Werte für die LLNL Torso Phantomserie. Die roten Kreuze zeigen die „wahren“ Werte der Voxelmanne und die blauen Kreuze die Werte der adaptieren Modelle. Die drei Pfeile markieren den Weg vom Moving Image zum Fixed Image.

5.1.7 Fazit dieser Studie

Für drei virtuelle Probanden – dem MEET Man, Zubal Voxelman und das ICRP Adult Male Voxelman – ist es gelungen, durch Adaption von Standardvoxelman ein transformiertes, an den Probanden adaptiertes Voxelman zu erzeugen, welches durch Monte-Carlo Simulation bessere Effizienzwerte für *in vivo* Messungen der Lunge liefert als die herkömmliche klassische Kalibrierfunktion mit dem LLNL-Torsophantom und die Verwendung der empirischen Formel zur Bestimmung der Brustwandstärke des Probanden.

Es ist geplant, die entwickelte Registrierungsmethode mit weiteren verfügbaren segmentierten Modellen zu testen.

5.2 Messung einer kontaminierten Person

Ein mit einer großen Menge ^{241}Am und ^{241}Pu kontaminierter Proband wurde bei einer Routineüberprüfung im Teilkörperzählerraum des KIT gemessen. Bei dieser Gelegenheit wurde auch die Eignung des neuen Germaniumdetektors, Modell XtRa von Canberra, für Teilkörpermessungen überprüft, den man bis dahin nur mit punktförmigen Strahlenquellen und nicht-kontaminierten Personen getestet hatte. Zusätzlich sollten die Ergebnisse mit denen der Messungen mit herkömmlichen Phoswich-Detektoren verglichen werden. Mit diesen Messungen bei 59,6keV kann insbesondere die Eignung für die Messung niederenergetischer Photonenstrahler (wie z.B. Pb-210) getestet werden.

5.2.1 Messanordnung

Der Teilkörperzähler im KIT ist z.Zt. mit drei Phoswich-Detektoren ausgestattet. Diese Detektoren bestehen aus zwei miteinander gekoppelten Kristallen (CsI und NaI), die in Antikoinzidenz zueinander betrieben werden, um so im Bereich niedriger Energien den Compton-Untergrund abzusenken. Diese Detektoren haben den Vorteil eines hohen Wirkungsgrades auf Grund ihres großen Durchmessers (8 Zoll), dafür aber den Nachteil schlechter Auflösung von 20 keV für den Peak bei 60keV. Die Vor- und Nachteile der Germaniumkristalle liegen genau entgegengesetzt: hohe Auflösung (1 keV bei 60 keV) und niedriger Wirkungsgrad (Durchmesser 2,75 Zoll). Die Phoswich-Detektoren wurden hinter und an einer Seite neben dem Schädel des Probanden angeordnet; der Germaniumdetektor befand sich über dem Kopf in der Körperachse (Abbildung 5.3).

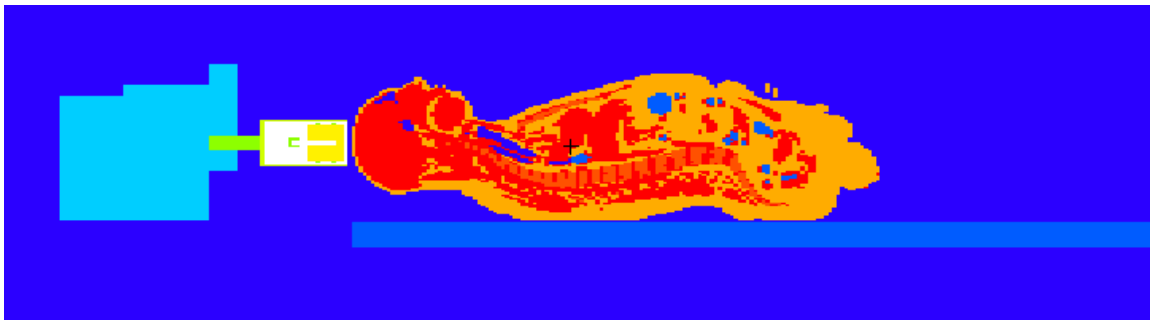


Abbildung 5.3: Schnitt entlang der x-Ebene des MEETMan mit Angabe der relativen Position des Germaniumdetektors.

5.2.2 Kalibrierung durch Phantommessungen und Monte-Carlo Simulationen

Der Germaniumdetektor wurde zunächst physikalisch mit einem eigens dazu angefertigten Kopfphantom kalibriert, das vorher am KIT hergestellt und an der Innenfläche der Schädeldecke mit Americium-241 beladen worden war. Die Messzeit betrug 3000 Sekunden; damit sollte die schwache Aktivität des Phantoms (88 Bq) ausgeglichen werden. Aus dieser Messung wurde der Wirkungsgrad $Zählimpulse/(Bq \cdot s)$ im Germaniumdetektor berechnet.

Die Kalibrierung wurde mit verschiedenen Computersimulationen nachvollzogen, die mit Hilfe von MCNPX 2.5f [Pel05] und des Voxelphantoms MEETMan [Sac96] vorgenommen wurden. Eine Simulation wurde mit dem vollständigen Phantom unter Simulation von ^{241}Am in den Knochen durchgeführt, während eine weitere Simulation dem Versuchsaufbau ähnlicher war und nur den Kopf und den Nacken im Modell erfasste. Vor dem Vergleich der Ergebnisse wurde ein Korrekturfaktor angewandt.

Die zur Berechnung des Wirkungsgrades verwendete MCNPX-Simulation ist die Summe verschiedener Simulationen: einer mit dem in den Knochen verteilten ^{241}Am , einer mit ^{40}K im Gehirn und einer mit ^{40}K in den Muskeln. Die Simulationen mit ^{40}K sind notwendig, um die

Streustrahlung und damit den Untergrund im Bereich von Interesse abzuschätzen. Das Gehirn wurde deshalb mit einbezogen, weil es sich in der Nähe des aktiven Volumens des Detektors befindet und wegen des hohen Kaliumgehalts von 0,3 Gew.%, der fast so hoch ist wie der Wert in den Muskeln (0,4% nach ICRP89 [Val01]).

Der Vergleich der Simulations- und Messergebnisse an den Kopfphantomen zeigt im Nachweiswirkungsgrad eine Diskrepanz auf. Die Werte sind in Tabelle 5.4 zusammengestellt.

Tabelle 5.4: Vergleich der mit dem Kopfphantom erzielten Ergebnisse.

	Aktivität (Bq)	Zeit (s)	Nettofläche (Impulse)	Wirkungsgrad (Bq*s) ⁻¹
Physikalische Kalibrierung	88	3000	648	2,45E-3
Simulation Kopf	-	-	-	1,38E-3

Die Diskrepanz könnte vor allem durch zwei Faktoren bedingt sein:

- Unterschiedliche Radionuklidverteilung: Beim MEETMan liegt das Radionuklid im Knochen gleichverteilt vor, während es beim Phantom nur an der Innenfläche des Knochens aufgetragen ist.
- Unterschiedliche Größe und Stärke des Schädels: Der Proband ist eine Frau, während der MEETMan ursprünglich ein Mann war und fast doppelt so viel wiegt (103 kg im Vergleich zu 57 kg).

5.2.3 Ergebnisse

Die im ganzen Skelett verteilte Aktivität wurde unter Verwendung von physikalischen Phantomen mit den Phoswich-Detektoren und unter Verwendung der Kalibrierwerte in Tabelle 5.4 mit den Germaniumdetektoren berechnet. Die Ergebnisse zeigt Tabelle 5.5.

Tabelle 5.5: Vergleich der für die ²⁴¹Am-Kontamination erzielten Ergebnisse.

	Wirkungsgrad (Bq*s) ⁻¹	Zählrate (s ⁻¹)	Aktivität (Bq)	Verhältnis
Schätzung Phoswich-Detektor	-	-	1135	-
Messung HPGe	-	2,48E-1	-	-
Physikalische Kalibrierung (skaliert)	4,66E-4	-	532	47%
Simulation, nur Kopf	2,77E-4	-	894	79%
Simulation, Körper	2,67E-4	-	928	82%

Der Vergleich der Ergebnisse zeigt eine signifikante Diskrepanz zwischen den mit den Phoswich-Detektoren gemessenen Aktivitäten (hier als „zutreffender“ Referenzwert betrachtet) und der mit dem Kopfphantom berechneten Aktivität: Die Differenz beträgt einen Faktor 2. Dieses Ergebnis ist besonders interessant, da das Kopfphantom auch zur Kalibrierung der Phoswich-Detektoren dient. Hier bieten sich zwei Erklärungen an: Die Nuklidverteilung im Kopfphantom ist nicht einheitlich, oder der obere Teil des Schädels ist dünner ausgeführt als die Seiten. Da die Phoswich-Detektoren die Seite des Schädels messen, müsste dies zu einer Verstärkung des Abschirmeffekts durch den Knochenersatz, also zu einer niedrigeren Zählrate, führen.

Die Übereinstimmung zwischen der Auswertung basierend auf Simulationen mit Voxelphantomen und den Messungen mit Phoswich-Detektoren ist besser, die Differenz liegt hier bei nur 20%. Diese Differenz lässt sich durch die unterschiedlichen Charakteristiken des in MCNPX im Modell dargestellten Schädels und dem für die Phoswich-Kalibrierung verwendeten Kopfphantom erklären; der MEETMan weist eine schwerere Knochenstruktur auf als der untersuchte Proband; das gleicht wahrscheinlich die unterschiedliche Dicke der Schädeldecke aus.

Die beiden mit den Voxelphantomen erzielten Ergebnisse stimmen, wie erwartet, gut überein, denn der Einfluss der Kontamination in vom Detektor weiter entfernten Knochen ist vernachlässigbar, wenn er überhaupt vorkommt.

Ein ähnlicher Vergleich wurde mit ^{40}K durchgeführt: die mit dem Germaniumdetektor bei der Messung des Kopfes aufgezeichneten Zählimpulse wurden mit dem Referenzwert verglichen, der mit dem Ganzkörperzähler gemessen wurde. Zwei verschiedene Tests wurden durchgeführt. In erster Näherung wurde der ^{40}K -Gehalt des Körpers des MEETMan auf den im Probanden festgestellten Gesamtgehalt an ^{40}K skaliert. Die Kaliummenge im Gehirn betrug 2% dieses Wertes, abhängig von der Masse des Gehirns und den unterschiedlichen prozentualen Kaliumgehalten in den beiden Geweben (Tabelle 5.6). Die gemessenen Zählimpulse waren etwa doppelt so hoch wie erwartet; das lag an der schlechten Näherung.

Um das Modell zu verbessern, wurde der Kaliumgehalt im Körper nach dem weiblichen Modell ICRP 89 neu verteilt, auf das tatsächliche Gewicht des Probanden skaliert und so korrigiert, dass die Gesamtaktivität an den Messwert im Ganzkörperzähler angepasst wurde. Diese Anpassung wurde erzielt, indem die Muskelmasse verringert und die Fettmasse erhöht wurde. Nach dieser Datenbasis wurden 4,6% des Kalium-Gesamtgehalts dem Gehirn zugeschlagen (Tabelle 5.7). Die Ergebnisse dieser neuen Näherung kommen den Messdaten mit einem Fehler von etwa 10% nahe, obwohl das zur Simulation verwendete Phantom nicht auf die tatsächliche Größe des Probanden skaliert wurde. Die Ergebnisse fasst Tabelle 5.8 zusammen.

Tabelle 5.6: Zur Näherung bei Gleichverteilung von ^{40}K im MEETMan-Phantom berücksichtigte Organe.

Organ	Masse	% Masse ^{40}K	Bq	Bruchteil
Gehirn	1240	0,3	50	2%
Muskeln	45140	0,4	2450	98%
Sonstige	56590	-	-	-
Summe	102970	-	2500	100%

Tabelle 5.7: Bei der Näherung auf der Grundlage von ICRP 89 berücksichtigte Organe und Kaliumgehalt, an den jeweils gemessenen Probanden angepasst.

Organ	Masse	% Masse ⁴⁰ K	Bq	Bruchteil
Gehirn	1300	0.3	115	4,6%
Muskeln	12500	0.4	2450	95,4%
Fett	24500	0,02	-	-
Sonstige	18700	0,15	-	-
Summe	57000	-	2500	100%

Tabelle 5.8: Vergleich der Ergebnisse über ⁴⁰K.

	Ganzkörpergehalt (Bq)	Zeit (s)	Zähl-Impulse	Zählrate (Bq*s) ⁻¹	Verhältnis
Messung	2500	3000	178	2,37E-5	-
Simulation, einheitlich	2500	-	-	1,20E-5	51%
Simulation, ICRP-Frau	2500	-	-	2,12E-5	89%

5.2.4 Diskussion

Die durchgeführten Messungen und Simulationen zeigen einige Probleme bei physikalischen Phantomen auf, wie beispielsweise den Mangel an genauen Angaben über den inneren Aufbau und die Verteilung des Radionuklids. Dieses Wissen spielt aber bei der Kalibrierung der Detektoren für Photonenmessungen im niedrigen Energiebereich eine wichtige Rolle. Im hier analysierten Fall erzeugte die mangelnde Homogenität der Nuklidverteilung bzw. die uneinheitliche Stärke des Knochensubstituts Kalibrierfaktoren, die sich signifikant unterscheiden und damit die endgültige Schätzung um einen Faktor 2 beeinflussen konnten. Der Einsatz von Computerphantomen kann in Zukunft diese Probleme entschärfen bzw. völlig ausräumen, denn damit hätte der Anwender mehr Freiheit bei der Wahl der Nuklidverteilung in den Knochen. Die Wahl einer gleichmäßigen Verteilung im Gegensatz zu einer Schicht an der Innenfläche der Knochen würde auch zu realistischeren Kalibrierfaktoren führen und damit weniger von den Merkmalen eines bestimmten Probanden abhängig sein. Außerdem könnte bei bekannter Knochendicke das Computerphantom entsprechend skaliert und die abschließende Aktivitätsberechnung dadurch noch weiter verbessert werden.

5.3 Test der neuen mechanischen Einrichtung

Um die Qualität der Ergebnisse anhand von Messungen und Simulationen in definierten Punkten zu überprüfen, wurde eine Messreihe an einem Torsophantom durchgeführt, dessen Lungen oder Leber mit ^{241}Am belastet waren. Die provisorische mechanische Einrichtung verfügte allerdings nicht über ein Positionierungssystem, auf dem die genaue Detektorposition angezeigt worden wäre; daher ließ sich die Übereinstimmung zwischen Simulationen und Messungen bei vielen geprüften Konfigurationen nicht garantieren: Die Unsicherheit von 5-10 cm bei der Detektoranordnung ist zu hoch (siehe Abb. 5.4). Einziger Zweck dieser Messungen war es also, die Übereinstimmung zwischen Gitternetzpunktsimulationen (Phantom, Liege und sonst nichts) und vollständigen Simulationen (Phantom, Liege, Detektoren in „wirklicher“ Position) zu überprüfen.

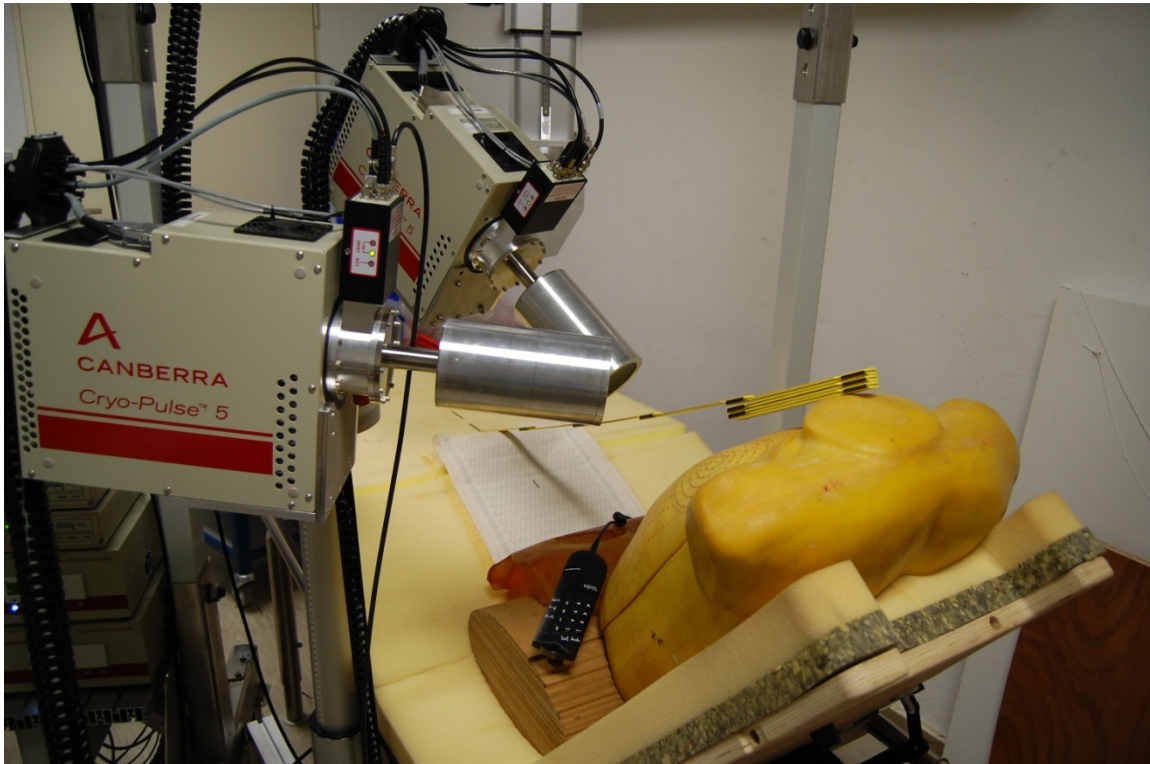


Abbildung 5.4: Konfiguration zum Messung des Torsophantoms in der provisorischen mechanischen Einrichtung .

Die Anordnung und die Auswertung der Ergebnisse der vollständigen Simulationen waren einfach, denn jeder Detektor wurde in den vorgegebenen Koordinaten angeordnet, und die Ergebnisse bestanden aus einem Spektrum, dessen Maxima ausgewertet und in *Zählimpulse/s/Bq* umgewandelt wurden.

Die Simulationen mit Gitternetzpunkten führten zu Werten, die als *Photonenfluss/cm²* ausgedrückt wurden, so dass das Verfahren aus der Wahl eines kleinen Raumbereichs entsprechend den Koordinaten des Detektorkristalls, der Mittelung des Flusses in diesem Bereich und anschließend der Schätzung des Gesamtflusses bestand, der den Kristall erreichte. Dazu wurde ein Korrekturfaktor verwendet, der der Vorderfläche des Kristalls entsprach. Diese Schätzung ist bei niederenergetischen Strahlern, wie z. B. ^{241}Am , ausreichend, wenn der Detektor auf die Quelle gerichtet ist, da die Vorderseite nur ein Eintrittsfenster aufweist, das für niederenergetische Photonen völlig durchlässig ist. Bei Photonen höherer Energie müsste die Oberflächenschätzung für die Seitenfläche korrigiert werden, die nur für Photonen hoher Energie durchlässig ist.

Die Ergebnisse bestätigen die Nützlichkeit der Gitterpunkte. Von den geprüften 20 Konfigurationen war die Übereinstimmung zwischen den Gitterpunkten und vollständigen

Simulationen bei acht Simulationen besser als 2% und 13 Simulationen besser als 45%. Nur die Simulationen, bei denen der Detektor in engem Kontakt mit dem Phantom stand und solche, bei denen der Detektor signifikant von der Quelle weg gerichtet war, wiesen größere Unterschiede auf. Im ersten Fall wird der Detektor auch an den Seiten von Photonen beaufschlagt. Das Gehäuse schirmt die Photonen teilweise ab, aber der größte Teil der Fläche gleicht das aus: Die Seitenfläche ist etwa 3,5 mal so groß wie die Vorderseite, und das Verhältnis zwischen vollständiger Simulation und Gitternetzsimulation beträgt etwa 2,5. Angesichts der nicht axialsymmetrischen Konfiguration der Quelle (der Detektor befindet sich in der Mitte des Torsos, die Leber liegt auf der rechten Seite, die Lungen liegen oben) scheint das Verhältnis 2,5 annehmbar zu sein.

Der andere Fall mit Unterschieden ist ähnlich: Die Photonen haben den Kristall nur durch die Gehäusewände erreicht. In der vollständigen Simulation ist das berücksichtigt, in den einfachen Berechnungen mit dem Gitternetz jedoch nicht. Das Verhältnis der beiden Ergebnisse beträgt etwa 0,6 und ist mit dem Abschirmungsfaktor einer Aluminiumplatte von 1,5 mm Stärke vergleichbar (0,8).

Nach Analyse dieser Ergebnisse kann man davon ausgehen, dass die Verwendung der mit den Gitternetzwerten ermittelten Photonenflüsse zu einer ersten groben Schätzung der Detektorleistung und damit auch zur Definition der Detektorkonfiguration als validiert betrachtet werden kann.

5.4 Einsatz der neuen Detektoren im Ringvergleich

5.4.1 Einleitung

Durch den vom Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) durchgeführten Ringvergleich wird die Messbereitschaft verschiedener in ganz Deutschland verteilter *in vivo* Laboratorien überprüft und die Genauigkeit der Messergebnisse getestet; für behördlich bestimmte Messstellen, wie das in-vivo Messlabor des KIT ist die Teilnahme erforderlich. Mit der Teilnahme können auch Anforderungen an die Akkreditierung des Labors erfüllt werden.

Der Vergleich wird mit einem Phantom durchgeführt, das auf dem „Set UPh-02T“ (auch IGOR oder OLGA genannt), wie in [Sci97] beschrieben, aufbaut. Das Phantom weist eine der Standardgrößen auf (P4, P5 oder P6 entsprechend Körpermassen von 70 kg, 90 kg bzw. 120 kg) und wird mit einer den teilnehmenden Messstellen unbekanntem Radionuklidmischung bestückt. Vor der Messung ist nichts über die Mischung, deren Verteilung im Phantom oder die Phantomgröße bekannt. Als Zusatzaufgabe dieses Ringvergleiches im Jahr 2008 wurden modifizierte Versionen der Phantome P4 und P5 mit einer zusätzlichen unbekanntem Quelle gemessen.

Jedes Labor misst das Phantom und liefert die aus der Messung bestimmte Aktivität mit allen Unsicherheiten und der Nachweisgrenze an das BfS. Die qualitativ, jedoch nicht quantitativ nachgewiesenen Nuklide sind aufzuführen, da in der wirklichen Welt der Proband nach solchen Messungen weiteren Messungen unterzogen werden würde. Alle Ergebnisse sind, wie in einer routinemäßigen Messung, innerhalb weniger Minuten nach Messung zu erstellen.

Nach Abschluss der Datenerhebung aus den verschiedenen Laboratorien werden die tatsächlichen Aktivitätswerte veröffentlicht und die Ergebnisse verglichen.

5.4.2 Geräte und Anordnung

Der im *in vivo* Messlabor des KIT vorhandene Ganzkörperzähler besteht aus einem System von vier NaI-Szintillationsdetektoren, die in einer Ganzkörperkonfiguration um eine mit einem Kunststoffschäum bedeckte Plexiglasplatte angeordnet sind. Der Proband liegt bei der Messung auf dieser Platte; die vier Detektoren sind zum Teil auf den Oberkörper, zum Teil auf den Unterkörper gerichtet. Diese Anordnung (Abbildung 5.5) garantiert, dass der Gesamtnachweiswirkungsgrad durch falsche Anordnung des Probanden in Links-Rechts- oder Fuß-Kopf-Richtung nur wenig beeinflusst wird.



Abbildung 5.5: Aufbau mit dem Phantom P5. Der Detektor unten rechts ist im Bild nicht sichtbar, da er über der rechten Hüfte angeordnet ist und auf den Mittelpunkt des Phantoms weist.

Zusätzlich zu den üblichen NaI-Detektoren wurde in der Kammer einer der Detektoren für die neue Anlage installiert. Dieser befindet sich unterhalb des „Beckens“ des Phantoms und ist dort fixiert.



Abbildung 5.6: Position des Detektors unterhalb des Beckens.

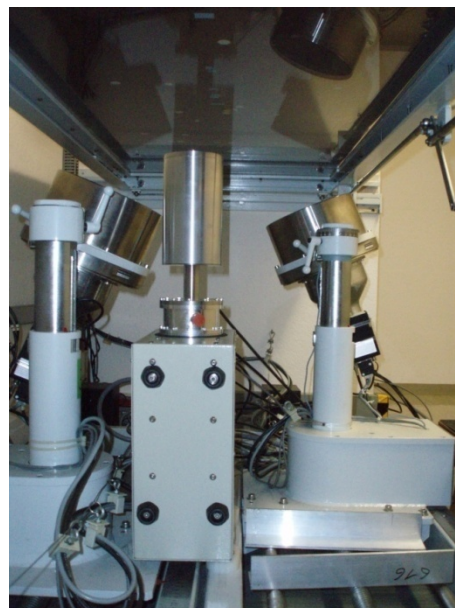


Abbildung 5.7: Position des Detektors unterhalb des Beckens. Aus dieser Detailaufnahme geht die Position im Verhältnis zu den anderen unterhalb der Liege angeordneten Detektoren hervor.

Ein zweiter Germanium Detektor sollte in der Nähe des Oberkörpers des Phantoms, etwa unterhalb des Nackens, angeordnet werden, doch Versuchsmessungen haben eine verstärkte Streustrahlung ergeben, die von den NaI-Detektoren aufgefangen wurde und damit die Nachweisgrenze der Ganzkörpermessung erhöhten. Deshalb wurde diese Konfiguration verworfen. Bei der statt dessen gewählten Lösung wurde der Detektor auf

einem Wagen positioniert, der erst nach der Hauptmessung in den Messraum eingeführt wurde; so wurden die Messungen mit Germaniumdetektoren getrennt von den eigentlichen Ringvergleichsmessungen mit NaI(Tl) Detektoren durchgeführt (Abbildung 5.8).



Abbildung 5.8: Position des zweiten Detektors an der linken Seite des Phantoms (in diesem Fall ein P4, das mit einer zusätzlichen Decklage und radioaktiven Stäben, wie im Text beschrieben, modifiziert wurde).

Um die Messungen in der mit MCNPX entworfenen virtuellen Geometrie genau zu reproduzieren, wurden die Koordinaten beider Detektoren und die Position des Phantoms mit einem Laser-Entfernungsmesser genau gemessen (Bosch DLE 50).

Die mathematische Kalibrierung des Systems wurde mit MCNPX durchgeführt. Die validierten Modelle des Phantoms IGOR und des Raums stammen aus [Ses07]. Für jede Position der Germaniumdetektoren und jedes berücksichtigte Phantom (P4 und P5) wurden 18 Simulationen durchgeführt, jede mit einer einzigen von den im Phantom enthaltenen radioaktiven Stäben ausgesandten Energielinie. Das modifizierte Phantom P4 wurde als Standard-P4 unter Hinzufügung eines Streublocks auf dem Brustkorb modelliert, doch nur die für ^{133}Ba und ^{241}Am benötigten Energien wurden simuliert: 60, 80, 250, 300, 400 keV.

Die Spektren wurden mit Microsoft Excel verarbeitet, und der Wirkungsgrad berechnet. Die Wirkungsgradberechnung geschah durch die Ermittlung der Fläche unterhalb des interessierenden Maximums (das Maximum der vollen Energie bei jeder Simulation) und die Subtraktion des Untergrunds mit einem „Stufen“-Algorithmus, wie in [Can06] beschrieben.

Die ermittelten Wirkungsgrade wurden in der für die Messungen mit den Germaniumdetektoren verwendeten Software Genie-2K gespeichert. Die aus den Simulationen ermittelten Messwirkungsgrade sind in Abbildung 5.9 grafisch dargestellt.

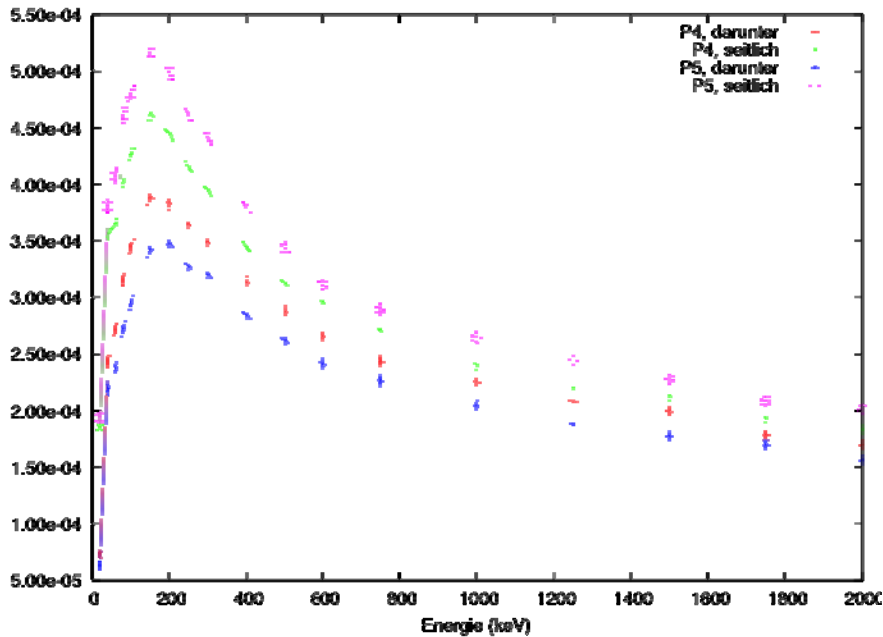


Abbildung 5.9: Wirkungsgrade der verschiedenen Detektor-/Phantom-Anordnungen.

Zum Messzeitpunkt liefen die Messungen immer in folgender Reihenfolge ab: fünfminütige Messung mit alten NaI-Detektoren und dem fest installierten Germaniumdetektor; Aufbau des Wagens mit dem zweiten Germaniumdetektor; fünfminütige Messung mit beiden Germaniumdetektoren; Abbau des Wagens.

Vier verschiedene Phantomanordnungen wurden gemessen:

- Phantom P4, in den Blöcken vorhandene unbekannte Mischung von Radionukliden;
- Phantom P4, dieselbe Zusammensetzung unter Hinzufügung von Blöcken über dem Brustkorb und zwei radioaktiven Stäben zwischen den hinzugefügten Blöcken und dem ursprünglichen Phantom (Abbildung 5.10). Mit dieser Anordnung wird versucht, den Körper eines Probanden mit punktförmiger Kontamination im Brustkorb zu reproduzieren.
- Phantom P5, als Phantom P4 mit zusätzlichen Auflagen und Blöcken angelegt. Diese Konfiguration kann folglich verschiedene Nuklide aufweisen, aber der größte Teil des Körpers ist wie P4 belastet.
- Phantom P5 unter Hinzufügung derselben beiden vorher bei P4 verwendeten Stäbe, jetzt aber zwischen den vorhandenen Blöcken des Torsos angeordnet (Abbildung 5.5).



Abbildung 5.10: Phantom P4 mit Blöcken und radioaktiven Stäben über dem Torso.

5.4.3 Ergebnisse und Diskussion

Die Darstellung konzentriert sich ausführlich auf die Ergebnisse für das Phantom P4; die Ergebnisse mit dem Phantom P5 werden hier nur zusammengefasst. Tabelle 5.9 und Abbildung 5.11 zeigen den Vergleich der Ergebnisse der verschiedenen Detektoren für das Phantom P4. Abbildung 5.11 fasst die Aktivitätsberechnungen der beiden Phantome zusammen und enthält außerdem die nach dem Ringvergleich mitgeteilten Referenzaktivitäten und die aus Messungen mit dem alten Szintillatorsystem berechneten Werte. Die Untergrundaktivität von ^{40}K , die aus einer 50000-Sekunden-Messung bestimmt wurde, wurde von den Werten abgezogen.

Tabelle 5.9: In den Phantomen P4 nachgewiesene Nuklide. Die amtlichen Daten werden nur einmal aufgeführt, denn die Phantome sind bis auf die zusätzlichen radioaktiven Stäbe und das Streumedium völlig gleich. Der amtliche Wert für ^{241}Am gilt nur für das modifizierte Phantom

Nuklide	P4 Standard			P4 modifiziert			Amtlich
	Detektor unten,	Detektor seitlich,	Nal	Detektor unten,	Detektor seitlich,	Nal	
	Aktivität (Bq)	Aktivität (Bq)	Aktivität (Bq)	Aktivität (Bq)	Aktivität (Bq)	Aktivität (Bq)	
^{241}Am					58098±1496		
^{133}Ba	2247±229	2161±168	2832±142	2122±231	1460±160	2899±145	2736±137
^{137}Cs	4407±275	3879±240	4369±131	3913±264	4286±256	4339±130	4432±222
^{60}Co	1160±105	1111±93	1363±55	1237±119	782±83	1377±55	1338±77
^{40}K	2822±762	1898±632	2473±569	3632±845	2203±668	2100±546	2807±140

Die Ergebnisse der Messungen an den beiden Phantomen P4, bei denen der HPGe-Detektor unter der Liege platziert war, stimmen weitgehend überein; die Werte überdecken sich innerhalb der Unsicherheitsgrenzen. Die Messungen sind also reproduzierbar, doch die Aktivität wird im Allgemeinen im Vergleich zu den amtlichen Werten zu niedrig geschätzt.

Diese Differenz ist besonders für ^{133}Ba signifikant. Der Grund dafür ist noch nicht klar; eine Hypothese könnte auf unterschiedliche Schätzungen des Peakbereichs bei den Simulationen und bei der Messung, z.B. durch verschiedene Schätzungen des Kontinuums, hinweisen. Weitere Versuche, bei denen die Ausgabe der Simulation in die Software Genie-2K importiert und damit auch verarbeitet wird, können zu verschiedenen Aktivitätsschätzwerten führen.

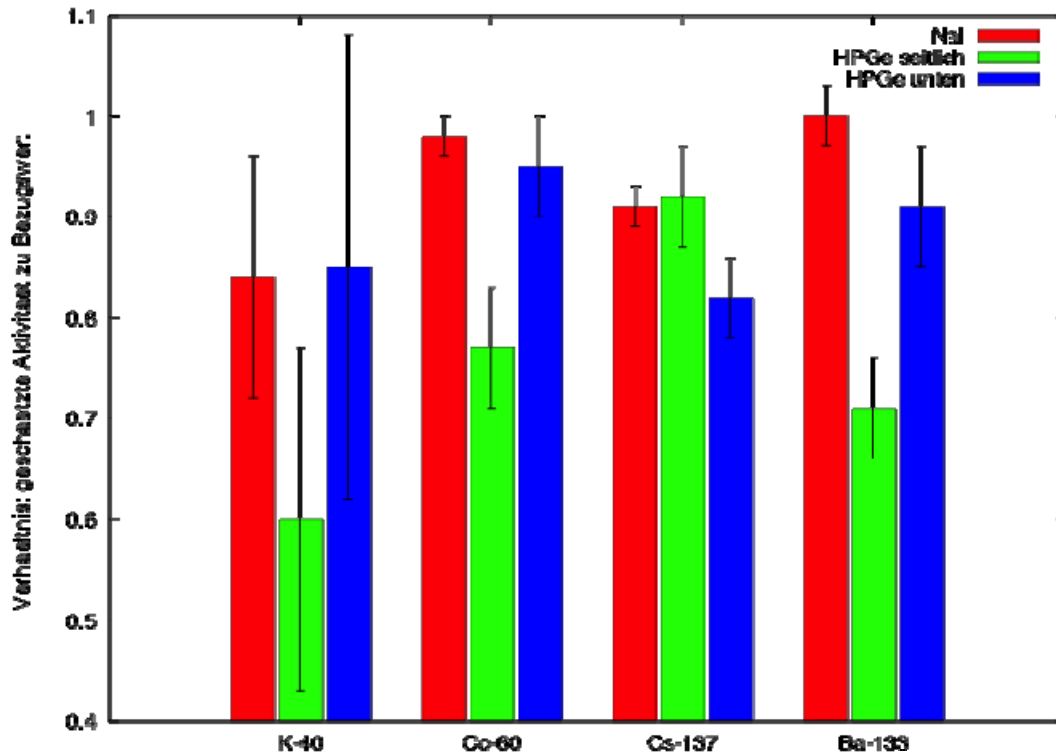


Abbildung 5.11: Vergleich der Ergebnisse der verschiedenen Detektoren für das Phantom P4.

Die mit dem seitlich zum Phantom angeordneten Detektor erzielten Ergebnisse weisen dasselbe Problem auf, sind aber weniger konstant: Einige Nuklide werden stark unterschätzt, andere weniger stark. Wahrscheinlich hängt das Problem hier mit der Positionierung des Detektors zusammen, der ja nicht fest steht, sondern auf einem fahrbaren Wagen montiert ist, der bewegt und für jede Messung neu positioniert werden musste. Da die Detektorposition nicht optimiert worden ist, können kleine Drehungen des Detektors schon die Zählrate beeinflussen. Diese Hypothese ließe sich durch die niedrigen Schätzungen der Aktivität von ^{133}Ba stützen, das Problem tritt offenbar aber auch bei ^{60}Co auf, so dass dies nicht der einzige Grund sein kann.

Ähnliche Schwierigkeiten zeigen sich bei Messungen am Phantom P5: Der unter der Liege angeordnete Detektor liefert annehmbare Messwerte zwischen 85% und 95% der Referenzwerte, während die Schätzwerte des seitlich angeordneten Detektors für ^{40}K bei 60% bis zu 92% des Referenzwertes für ^{137}Cs liegen. Dieses Verhalten ist vor allen Dingen deshalb merkwürdig, weil der geschätzte Wirkungsgrad für energiereichere Nuklide unkompliziert und die Abhängigkeit von der Detektorposition weniger ausgeprägt ist. Weitere Versuche mit optimierter Anordnung der Detektoren und mit mehreren Detektoren sind also notwendig.

Ein anderer Faktor, der beide Detektoren bis etwa zu 10% beeinflussen kann, ist das für die Simulationen verwendete, nicht optimierte MCNPX-Modell. Das verwandte Modell wurde für einen Detektor optimiert, der ähnliche Spezifikationen und ähnliche Kristallgrößen aufwies, mit dem aber zu diesem Zeitpunkt keine vertiefte Charakterisierung und detaillierte Modellierung durchgeführt worden war. Die vom Hersteller für die verschiedenen Detektoren angegebenen Wirkungsgrade unterscheiden sich um rund 2%, aber die Auswirkungen auf Messungen bei niedriger Energie können durchaus stärker sein.

²⁴¹Am wurde nur bei den modifizierten Phantomen in auf den Thorax gelegten Stäben angebracht, so dass es nur vom seitlich zum Phantom angeordneten Detektor überhaupt nachgewiesen werden konnte. Die Wirkungsgradparameter wurden für eine Ganzkörperverteilung berechnet: Die endgültige Schätzung ist deshalb etwa doppelt so hoch wie der tatsächliche Wert; wird jedoch der Schätzwert beider Detektoren gemittelt, ergibt sich schließlich ein Endwert von $(29,0 \pm 0,8)$ kBq für das Phantom P4 und $(32,1 \pm 0,9)$ kBq, also weniger als das Doppelte der amtlichen Aktivität. Messungen mit weiteren Detektoren hätten den Schätzwert verbessern können.

Prinzipiell sind die Detektoren für in-vivo Messungen geeignet und können, bei genauer Kalibrierung ausreichend genaue, d.h. den Anforderungen des Ringvergleichs (Bereich von -25% bis +50%) entsprechende Messwerte liefern.

6. Zusammenfassung und Ausblick

Im vorliegenden Bericht wurde über den Weg hin zur empfindlichen in-vivo Messung von Pb-210 im Karlsruher Institut für Technologie (KIT) berichtet. Der in-vivo Nachweis von Pb-210 kann als Indikator für chronische Radonexpositionen dienen und zur genaueren Abschätzung der daraus resultierenden Strahlenexpositionen verwendet werden. Letzteres ist insbesondere im Hinblick auf die Anforderungen, die sich aus Teil III der Strahlenschutzverordnung ergeben, von hohem Interesse.

Ein neuer Ganzkörperzähler mit zu niedrigen Energien hin erweitertem Messbereich wurde entwickelt. Das Anwendungsgebiet eines Ganzkörperzählers kann somit auf den Nachweis niederenergetischer Photonenstrahler (z.B. Pb-210 bei 46,5keV oder Am-241 bei 59,6 keV) ausgedehnt werden. Die Erweiterung des Messbereiches wird dabei durch vier elektrisch gekühlte Reinstgermaniumdetektoren in spezieller Bauweise erreicht. Für das Design der Anlage wurden Monte-Carlo Simulationen mit detaillierten Modellen der Detektoren durchgeführt. Dabei wurde eine Sensitivitätsanalyse für die Parameter, welche die Nachweiseffizienz maßgeblich bestimmen (z.B. Körperproportionen des Probanden) durchgeführt. Für die Optimierung der Standardpositionen der Detektoren wurde eine innovative Methode entwickelt und angewandt. Basierend auf Simulationen des Photonenflusses wurden optimale Positionen, die einen Kompromiss zwischen hoher Nachweisempfindlichkeit und größtmöglicher Unabhängigkeit von der Verteilung der Aktivität im Probanden darstellen, ermittelt. Mit Hilfe dieser Technik wurden verschiedene Teilkörpermesspositionen untersucht und die für die verschiedenen Anwendungen bei niederenergetischen Strahlern (z.B. Lungenmessung, Lebermessung, Skelettmessung) optimalen Geometrien, die auch eine ausreichend genaue Messung der hochenergetischen Strahler erlauben, definiert. Die hier entwickelte Technik ist universell einsetzbar und kann für die Optimierung beliebiger Ganzkörperzähler eingesetzt werden [Mar10].

Für die einfache und schnelle Anwendung der Monte-Carlo Simulationen wurde mit Voxel2MCNP ein generisches Werkzeug für die Handhabung und Bearbeitung von Voxelphantomen und das Erstellen komplexer Simulationsszenarien im Rahmen dieses Projektes entwickelt. Detaillierte individuelle Modelle der in der neuen Anlage verwendeten Detektoren und eines im in-vivo Messlabor vorhandenen Phantoms [Heg09a] wurden erstellt und durch Vergleichsmessungen validiert.

Ein weiterer Schwerpunkt der hier vorgestellten Arbeiten war die Entwicklung von Methoden zum Anpassen von Körpermodellen an die individuelle Probandengeometrie. Der Nachweiswirkungsgrad für Teilkörpermessungen hängt empfindlich von den Proportionen der zu messenden Person ab. Durch eine Anpassung der für die Kalibrationen der Messanlagen verwendeten standardisierten Körpermodelle an die individuelle Morphologie des Probanden kann eine höhere Übereinstimmung zwischen tatsächlicher Messgeometrie und Kalibriergeometrie und damit eine genauere Bestimmung des Nachweiswirkungsgrads erreicht werden. Die hierfür entwickelten Techniken sind ebenfalls universell einsetzbar und können auf andere in-vivo Messeinrichtungen übertragen werden. Die entwickelten Methoden werden fortlaufend optimiert. Zukünftig sollen weitere detaillierte Körpermodelle für die Kalibrierung des Ganzkörper-/Teilkörperzählers erstellt werden. So wird derzeit im Rahmen einer Bachelorarbeit ein Modell eines im in-vivo Messlabor vorhandenen Kopfphantoms erstellt. Auch von einem Kniephantom [Spi00] soll ein Modell für Simulationen entwickelt werden. Beide Phantome sind von besonderem Interesse für die Kalibration der Messgeometrien (Schädel, Knie) für knochensuchende Radionuklide, wie z.B. Pb-210.

Erste Tests für solche Messungen konnten im April 2010 mit dem Kniephantom, welches von der internationalen Atomenergiebehörde (IAEA) entliehen wurde, durchgeführt werden. Das Phantom besteht aus verschiedenen Schichten Baumharz, die Aussparungen haben, in die

Knochenersatzmaterial eingebracht werden kann. Die im Phantom enthaltenen Knochen entsprechen 10,7% des Gesamtskeletts. Mit den neuen Germaniumdetektoren wurden Messungen mit ^{210}Pb im Knochen durchgeführt, um deren Eignung für Kniemessungen in diesem niedrigen Energiebereich zu testen. Es wurden mit einem Detektor zwei Messreihen durchgeführt: Eine mit dem Detektor direkt vor der Kniescheibe, eine weitere mit dem Detektor an einer Seite der Kniescheibe. Alle Messungen wurden in der Messkammer des Teilkörperzählers, in der auch die geplante Anlage installiert werden soll, durchgeführt. Das Kniephantom wurde auf einer Plexiglas-Platte fixiert, um eine reproduzierbare Konfiguration zu gewährleisten. Die untere Oberfläche des Phantoms wurde vertikal an der Seite der Platte ausgerichtet. Die Kniescheibe wurde mit Abstandshaltern fixiert (Siehe Abbildungen 6-1 und 6-2). Mit horizontaler Detektorachse wurde die Kniescheibe senkrecht zum Eintrittsfenster des Detektors angeordnet.



Abb. 6.1: Detektor an der Seite der Kniescheibe.

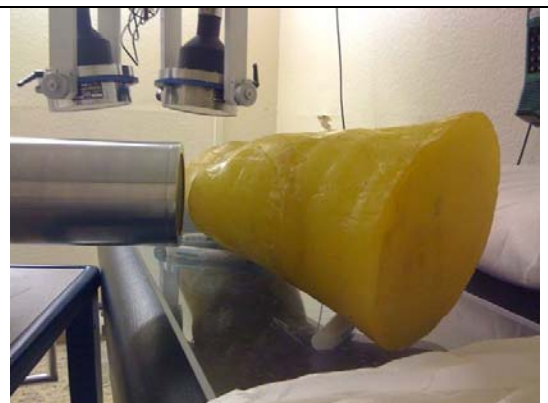


Abb. 6.2: Phantom mit Detektor senkrecht zur Kniescheibe.

Während der Messungen an den Seiten der Kniescheibe wurde die Ausrichtung des Detektors geändert, um das Eintrittsfenster parallel zur Oberfläche des Phantoms (vgl. Abb. 6.3) zu halten. Da das Phantom $31708 \pm 321 \text{ Bq } ^{210}\text{Pb}$ enthält und der erwartete Wirkungsgrad für die Messung niedrig ist, wurden 1800 s als Messzeit gewählt, um eine gute Zählstatistik zu erreichen. Ein Diagramm mit allen gemessenen Spektren wird in Abb. 6.4 gezeigt. In allen Messungen ist deutlich der Peak bei 46.5keV zu erkennen.

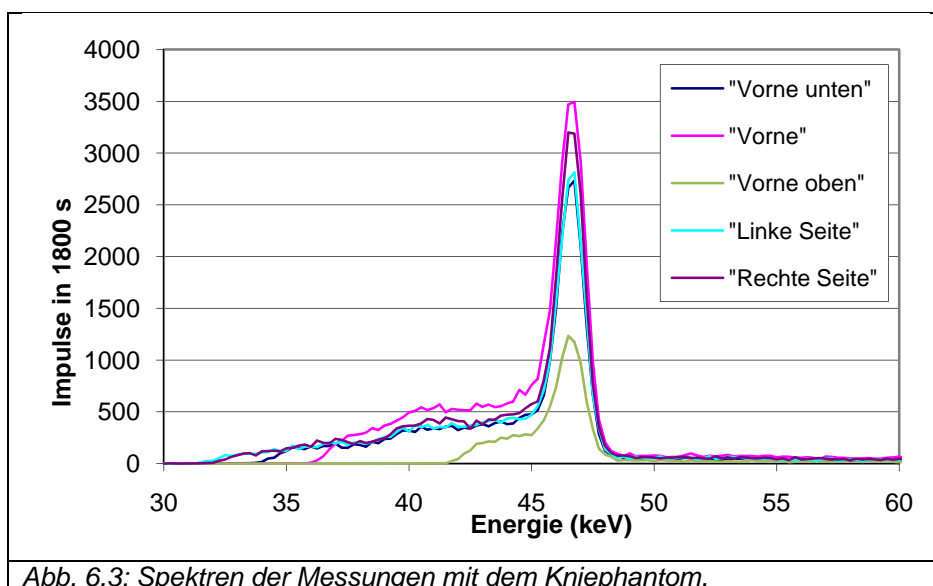


Abb. 6.3: Spektren der Messungen mit dem Kniephantom.

Außer für den schlechtesten Wert (für den Detektor vorne oberhalb der Kniescheibe, grünes Spektrum in Abbildung 6.3) sind alle aus diesen Messungen ermittelten Nachweisgrenzen

kleiner als 1 kBq. In einer endgültigen Konfiguration wird aber mit mindestens zwei, eher vier Detektoren am Knie gemessen, so dass die Nachweisgrenze für Kniemessungen mit dem fertigen System noch sinken wird. Wenn man die aus den Testmessungen ermittelten Nachweisgrenzen für Pb-210 mit dem Knochen-Anteil des Phantoms skaliert, steigen die Gesamtnachweisgrenzen für Pb-210 im Skelett auf 6600 bis 8900 Bq. Wird die ^{40}K Streuung berücksichtigt, erwartet man einen weiteren Anstieg der Nachweisgrenze. Das Knie ist deshalb kein optimaler Ort für Messungen von niederenergetischen knochensuchenden Quellen: Die geplante Messkonfiguration für solche Nuklide ist der Schädel, der eine größere Oberfläche und eine dünnere Gewebedicke zwischen Knochen und Detektor hat. Für diese Messungen ist in der neu entwickelten Anlage eine Geometrie mit vier Detektoren, die um den Schädel angeordnet sind (vgl. Abb. 4.5), vorgesehen.

Die endgültige Installation des neu entwickelten Ganzkörperzählers im in-vivo Messlabor des KIT ist für den Sommer 2010 geplant, der Messbetrieb wird im Herbst aufgenommen werden. Basierend auf der dadurch möglichen hochempfindlichen Messung von Pb-210 kann dann eine verbesserte Abschätzung der Strahlenexposition durch Radon und seine Folgeprodukte erfolgen.

6.1 Danksagung

Die Verfasser sind Siegfried Ugi und Bernd Reinhardt und seinem Team bei KSM für die große Hilfe bei Konstruktion und Bau des Positionsmesssystems und der Detektorhalterungen sowie Professor Dr. Karl-Jürgen Lehmann von den St. Vincentius-Kliniken Karlsruhe für das Scannen des Phantoms zu Dank verpflichtet.

Literaturverzeichnis

- [All06] J. Allison *et al.* *Geant4 developments and applications*. IEEE Transactions on Nuclear Science, 53(1):270–278, February 2006.
- [Bes92] Besl, P. J. and McKay, N. D. *A Method for Registration of 3-D Shapes*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 14(2):239–256, 1992.
- [Bog76] J. Bogen, H. Fessler, T. Petkov, H. Schieferdecker. *Setup of an 8 inch sandwich detector for in vivo measurement of transuranium nuclides in the human lung*. KFK Report 2184. Gesellschaft für Kernforschung mbH, Karlsruhe, 1976.
- [Can02] Canberra Industries, Inc., Model S573 ISOCS Calibration Software v.4 (2002).
- [Can06] Canberra Industries, Inc., Genie 2000 Spectroscopy Software Customization Tools v 3.1. (2006).
- [Can09] Canberra Industries, Datenblatt HPGe-Detektoren. Auf Anfrage erhältlich bei <http://www.canberra.com/products/496.asp> (Stand: 01.12.2009)
- [Dan07] A.L.A Dantas, B.M. Dantas, J.L. Lipsztein and H.B. Spitz. *In vivo measurements of ^{210}Pb in Skull and Knee geometries as an indicator of cumulative ^{222}Rn exposures in a underground coal mine in Brazil*. Radiation Protection Dosimetry 2007
- [Doe06] H. Doerfel, B. Heide, and M. Sohlin. *Entwicklung eines Verfahrens zur numerischen Kalibrierung von Teilkörperzählern*. Wissenschaftlicher Bericht FZKA 7238, Forschungszentrum Karlsruhe, Juni 2006.
- [Eis69] M. Eisenbud, G.R. Laurer, J.C. Rosen, N. Cohen, J. Thomas and A.J. Hazle. K *In-vivo measurement of lead-210 as an indicator of cumulative radon daughter exposures in uranium miners*. Health Phys. **16**:637-646, 1969.
- [Fow03] M. Fowler. *UML Distilled: A Brief Guide to the Standard Object Modeling Language*. Addison-Wesley Professional; 3rd edition, 2003.
- [Ger09] N. Gerblich. *Erstellung und Validierung von Detektormodellen für den MCNPX-Code*. Bachelorarbeit, Duale Hochschule Baden-Württemberg Karlsruhe / Forschungszentrum Karlsruhe, 2009.
- [Góm07] J. M. Gómez-Ros *et al.* *Monte Carlo modelling for in vivo measurements of americium in a knee voxel phantom: general criteria for an international comparison*. Radiation Protection Dosimetry, 127(1-4):245-248, 2007.

- [Gom07b] Gómez-Ros, J. M., de Carlan, L., Franck, D., Gualdrini, G., Lis, M., López, M. A., Moraleda, M., Zankl, M., Badalf, A., Capello, K et al, Monte Carlo modelling of Germanium detectors for the measurement of low energy photons in internal dosimetry: results of an international comparison. *Radiation Measurements* 43, 510-515 (2007).
- [Gri78] R. Griffith, P. N. Dean, A. L. Anderson, and J. C. Fisher. *Fabrication of a tissue-equivalent torso phantom for intercalibration of in vivo transuranic-nuclide counting facilities*. In *Symp. on Advances in Radiation Protection Monitoring*, Stockholm, Sweden, June 1978.
- [Gri80] Griffith, R.V.: Polyurethane as a base for a Family of Tissue Equivalent Materials, 5th International Congress, IRPA, International Meeting Commission Jerusalem, Israel, March 1980
- [GSF06] GSF. Berechnung von Organdosen und Dosisverteilungen bei externer und interner Exposition mit Hilfe von Strahlentransportrechnungen in Voxelmodellen. Schriftenreihe BMU-2006-691, BMU, Bonn, Germany, 2006.
- [Gün10] H. Gün *Bestimmung der Brustwandstärke als Kalibrierparameter für Teilkörpermessungen* Diplomarbeit, Karlsruher Institut für Technologie / Fachhochschule Gießen-Friedberg, 2010.
- [Heg08] L. Hegenbart, Y. H. Na, J. Y. Zhang, M. Urban, and X. G. Xu. *A Monte Carlo study of lung counting efficiency for female workers of different breast sizes using deformable phantoms*. *Phys Med Biol*, 53(19):5527–5538, 2008.
- [Heg09a] L. Hegenbart, O. Marzocchi, B. Breustedt, and M. Urban. *Validation of a Monte Carlo efficiency calibration procedure for a partial body counter system with a voxel model of the LLNL torso phantom*. *Radiation Protection Dosimetry*, 133(3):158–164, 2009.
- [Heg09b] L. Hegenbart. *Numerical Efficiency Calibration of in vivo Measurement Systems*. PhD thesis, Universität Karlsruhe (TH), 2009.
- [Heg09c] L. Hegenbart. *Application of image registration techniques to create individual voxel models*. In *Jahresbericht 2008 der Hauptabteilung Sicherheit*. M. Urban and A. Bickel (Eds). Report FZKA 7476, Forschungszentrum Karlsruhe, 2009.
- [Heg10] L. Hegenbart and B. Breustedt. *A New Position Recording System for the Partial Body Counter at KIT*. European Conference of Individual Monitoring of Ionizing Radiation, Athens, Greece, March 2010, accepted.
- [Hic05] Hickman, D. P., LLNL torso phantom assembly and disassembly. LLNL Report. UCRL-TR-215939 (2005) <https://e-reports-ext.llnl.gov/pdf/325906.pdf>.
- [Iba05] L. Ibanez, W. Schroeder, L. Ng, and J. Cates. *The ITK Software Guide*. Insight Software Consortium, 2nd edition, November 2005. Updated for ITK version 2.4.
- [IBT10] IBT Universität Karlsruhe. kaLattice Sources Documentation, <http://www.ibt.kit.edu/hardundsoftware.php>, January 2010.

- [ICRP09] ICRP. *Adult Reference Computational Phantoms*. ICRP Publication 110. ICRP, 2009.
- [ICRP75] International Commission on Radiological Protection, 1975, Publication 23, Report of the Task Group on Reference Man, (Oxford: Pergamon Press).
- [ICRU03] International Commission on Radiation Units and Measurements. *Direct Determination of the Body Content of Radionuclides*, Journal of the ICRU Vol 3, No 1. 2003
- [IGOR97] Research and Technical Centre "Protection". Technical documents for human whole body phantom. Technical report, Research and Technical Centre "Protection", Saint Petersburg, Russia, 1997.
- [Kaw00] I. Kawrakow. *Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version*. Med Phys, 27(3):485–498, Mar 2000.
- [Ken02] G.M. Kendall and T.J. Smith. *Dosest o organs from radon and its decay products*. J. Radiolo. Prot. **22**:389-406, 2002.
- [Kön07] Angaben von Herr König (BfS, München) über sein LLNL-Torso-Phantom; telefonisch vom 21.05.2007.
- [Kra00] Kramer, Gary H.; Crowley, Paul; Burns, Linda C.: The Uncertainty in the Activity Estimate from a Lung Count due to the Variability in Chest Wall Thickness Profile. Health Physics. 78(6):739-743, June 2000.
- [Lau99] G.R. LAurer, J.J.S. Estrada and Norman Cohen, *Lung exposure from inhalation of radon progeny calculated from in vivo measurements of ²¹⁰Pb in the skull*. Health Phys. **76**(4):380-387. 1999.
- [Leo09] D. Leone and L. Hegenbart. *Validation of Monte Carlo simulations with Phoswich detectors and point sources*. In *Jahresbericht 2008 der Hauptabteilung Sicherheit*. M. Urban and A. Bickel (Eds). Report FZKA 7476, Forschungszentrum Karlsruhe, 2009.
- [Mar09] O. Marzocchi, B. Breustedt, and M. Urban. *Characterisation, modelling and optimisation of the model of a HPGe detector with the aid of point sources*. Applied Radiation and Isotopes, doi:10.1016/j.apradiso.2009.11.022, 2009.
- [Mar10] O. Marzocchi and B. Breustedt. *Theoretical assessment of whole body counting uncertainties using numerical phantoms of varying sizes and sexes*. European Conference on Individual Monitoring of Ionizing Radiation, 08.-12.03.2010, Athens, Greece (www.gaec.gr/im2010)
- [Mic03] Microsoft Corporation, Microsoft Office Excel 2003 (11.8220.8202) SP3
- [Moh06] U. Mohr und B. Breustedt, *Messung von inkorporierten Radionukliden mittels Gammaskopie im Teilkörperzähler mit Phoswich-Detektor*. Juli 2006.

- [Moh07] U. Mohr. *Durchführung von Messungen mit dem Teilkörperzähler mit Phoswich-Detektoren*. Standard Operating Procedure SAA-IVM-201 Rev. 1, Institut für Strahlenforschung, November 2007.
- [Pel05] D. G. Pelowitz (editor). *MCNPX User's Manual version 2.5.0*. Technical Report LA-CP-05-0369, Los Alamos National Laboratory, 2005.
- [Pel08] D. G. Pelowitz (editor). *MCNPX User's Manual version 2.6.0*. Technical Report LA-CP-07-1473, Los Alamos National Laboratory, 2008
- [Ros04] Rosset, A., Spadola, L. and Ratib, O. OsiriX: an open-source software for navigating in multidimensional DICOM images. *Journal of Digital Imaging*. 17 205-216 (2004).
- [RSD83] Radiology Support Devices LLNL Realistic Phantom: Technical Date and Instruction Manual ca. 1983.
- [Sac96] F. B. Sachse, M. Glas, M. Müller, and K. Meyer-Waarden. *Segmentation and tissue-classification of the visible man dataset using the computertomographic scans and the thin-section photos*. In in Proc. First Users Conference of the National Library of Medicine's Visible Human Project, pages 125–126, 1996.
- [Sci97] Scientific Research Institute for Industrial and Sea Medicine. Technical Documents for Human Whole Body Phantom with Reference Samples of Radionuclides Potassium-40, Cobalt-60, Barium-133, Caesium-137 and Europium-152, Set UPh-02T. Research and Technical Centre "Protection", Saint-Petersburg, Russia (1997).
- [Sch00] Schoetzig, U. and Schrader, H., *Halbwertszeiten und Photonen-Emissionswahrscheinlichkeiten von haeufig verwendeten Radionukliden*. PTB-Bericht PTB-Ra-16/5, 5, erweiterte und korrigierte Auflage. Braunschweig, Germany (2000).
- [Sch06] W. Schroeder, K. Martin, and B. Lorensen. *The Visualization Toolkit, An Object-Oriented Approach To 3D Graphics*. Kitware, December 2006.
- [Sch09] Schimmelpfeng J., Xue N., Pfau B., Ponto S., Hegenbart L., Breustedt B., Blunck C., Leone D. and Seemann G.: *Segmentation and use of the visible female dataset for individual efficiency calibration and dosimetry in ionising radiation research*; European Conference on Individual Monitoring of Ionizing Radiation, 08.-12.03.2010, Athens, Greece (www.gaec.gr/im2010)
- [Ses07] S. Sessler. *Numerische Simulation von im Karlsruher Ganzkörperzähler gemessenen IGOR-Spektren*. Diplomarbeit, September 2007.
- [Spi96] V. Spitzer, M. J. Ackerman, A. L. Scherzinger, and D. Whitlock. *The visible human male: A technical report*. JAMIA, 3(2):118–130, March 1996.
- [Spi00] H. Spitz, M. Jenkin, J. Lodwick and R. Bornschein. *A new anthropometric phantom for calibrating in vivo measurements of stable lead in the human leg using X-ray fluorescence*. *Health Phys* 78:159–169, 2000

- [Tar05] Taranenkov, V., Zankl, M. and Schlattl, H., Voxel phantom setup in MCNPX - The Monte Carlo method: versatility unbounded in a dynamic computing world (Chattanooga, TN) (LaGrange Park, IL: American Nuclear Society) (on CD-ROM) (2005).
- [Til02] Tilley, A. R.. The Measure of Man and Woman. Human factors in design. Wiley, 2002.
- [Val01] J. Valentin (editor), Annals of the ICRP, ICRP publication 89. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values. Pergamon (2001).
- [Wah00] W. Wahl, T. Hanninger, D. Kucheida, P. Roth and H.G. Paretzke. *Study of long-term radon progeny in humans for retrospective evaluation of radon exposure.*
- [Xu08] Xu, X. G., Zhang, J. Y., and Na, Y. H. Preliminary data for mesh-based deformable phantom development: Is it possible to design person-specific phantoms on-demand. In The International Conference on Radiation Shielding-11. Pine Mountain, GA, 2008.
- [Zub94] I. G. Zubal, C. R. Harrell, E. O. Smith, Z. Rattner, G. Gindi, and P. B. Hoffer. *Computerized three-dimensional segmented human anatomy.* Med Phys, 21(2):299–302, Feb 1994.
- [Yoo04] Yoo, T. S. *Insight into Images: Principles and Practice for Segmentation, Registration, and Image Analysis.* AK Peters, 1st edition, 2004.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2.1: HPGe-Detektor, Model XtRa, mit einer dünnen Einschnürung zwischen dem Kristallkopf und dem Vorverstärker und Kompressor.....	11
Abbildung 3.1: Ablaufschema einer Inkorporationsmessung (grün) und Einsatz der numerischen Effizienzkalibrierung (blau) von in vivo Messsystemen mit Monte Carlo Simulation und dem Softwaretool Voxel2MCNP. Die roten Kästchen symbolisieren die klassische Kalibrierung mit physikalischen Phantomen.....	15
Abbildung 3.2: Das Bild zeigt den in Voxel2MCNP eingebauten 3D-Betrachter. Er basiert auf VTK-Technologie [Sch06] in einer Qt-Fensteroberfläche. Der Benutzer kann hineinzoomen, die Ansicht wechseln und durch das komplette Szenario navigieren. Einzelne Objekte, u. a. Voxelorgane, können sichtbar, semitransparent und unsichtbar gemacht werden. Detektoren und Voxelmodelle können interaktiv bewegt werden. Auch Videosequenzen des Szenarios können mit dem Betrachter erstellt werden.	17
Abbildung 3.3: Ausschnitt aus Voxel2MCNPs objektorientierter Struktur dargestellt als UML-Diagramm (Unified Modeling Language) [Fow03]. Die Klasse v2mScenario wird vererbt an die Unterklassen v2mDetector und v2mVoxelmodell. Die Information der Detektor- oder Voxelmodell-Objekte (die Instanzen der jeweiligen Klassen) sind in den sogenannten Membervariablen gespeichert (Präfix: m_). Die Plus- und Minuszeichen zeigen an, ob eine Methode öffentlich (engl.: public) also zugänglich von einer anderen Klasse ist, oder geschützt (engl.: private), d.h. sie ist nur zugänglich innerhalb der Klasse.	19
Abbildung 3.4: Schematische Darstellung des ersten in MCNPX reproduzierten, auf Grundlage der Herstellerangaben hergestellten Modells. Die Vereinfachungen gegenüber dem wirklichen Detektor sind leicht erkennbar: fehlende Halterung des Eintrittsfensters an den Gehäuseecken, fehlende Einzelheiten des inneren Aufbaus des Kristallhalters.....	20
Abbildung 3.5: Vergleich zwischen den mit der Software ISOCS geschätzten und den amtlichen Aktivitätswerten. Die Ergebnisse zeigen Diskrepanzen selbst bei Verwendung der Software von Canberra.	21
Abbildung 3.6: Verhältnis zwischen den mit MCNPX berechneten Aktivitäten und den Bezugswerten. Die Koordinate r bezieht sich auf den Abstand von der Achse des Kristalls, die Koordinate z auf den Abstand von der Ebene des Eintrittsfensters.	22
Abbildung 3.7: Verhältnis der berechneten Aktivitäten zu den Bezugsaktivitäten nach Verringerung des Kristalldurchmessers um 3,5%. Die Koordinate r bezieht sich auf den Abstand von der Kristallachse, die Koordinate z auf den Abstand von der Ebene des Eintrittsfensters.	22
Abbildung 3.8: Ergebnisse einer Messung entlang der Kristallseite. Die Minima stellen die Position der Halteringe dar; das Maximum zu Beginn ist der nicht eingeschlossene Teil des Kristalls außerhalb des Halters.	23
Abbildung 3.9: Detail der neuen Gehäusekanten. Das Eintrittsfenster ist rot dargestellt, der Kristall dunkelblau, der Kupferhalter hellgrün, das Aluminiumgehäuse hellblau. In den dunkelgrünen und orangefarbenen Bereichen befindet sich Luft, während die weiße Fläche einen Hohlraum darstellt.	24
Abbildung 3.10: Das in seine Einzelteile zerlegte Torso-Phantom.....	25

Abbildung 3.11: Körperebenen und Richtungsdefinitionen.	27
Abbildung 3.12: Schichtbild (transversaler Schnitt) der CT-Aufnahme des Torso-Phantoms ohne Overlay. Zu erkennen sind unter anderem die Leber (links oben), die Wirbelsäule und Rippen (hellere Bereiche), Luftblasen im Brustdeckel (oben), sowie die u-förmig gebogene Liege aus Metall (unten). Anmerkung: Die Schicht ist so zu interpretieren, dass der Betrachter die Schicht von den Füßen in Richtung Kopf betrachtet. Deswegen ist die Leber auf der linken Seite zu finden	28
Abbildung 3.13: Frontaler bzw. koronaler Schnitt durch die Bilddaten. Zu erkennen sind hier die Luftspalten zwischen den Einzelteilen und das dunklere Grau des lungenäquivalenten Kunststoffes.	28
Abbildung 3.14: Semitransparente 3D-Darstellung der CT-Daten des Torso-Phantoms von vorne. Die Grauwerte wurden hier mit Hilfe einer Farbtabelle farbig interpretiert.	28
Abbildung 3.15: Semitransparente 3D-Darstellung der CT-Daten des Torso-Phantoms von der linken Seite aus.....	28
Abbildung 3.16: Schnittbild der CT-Aufnahme mit Overlay 4. Graustufen sind anhand einer Farbtabelle farbig dargestellt. Blautöne stellen die Luft dar, das lungenäquivalente Material ist türkis, das Knochenimitat rot und das restliche Material (Muskeläquivalent) ist grün.	30
Abbildung 3.17: Histogramm der Grauwertverteilung. Die Intervallgrenzen sind für markante Punkte angegeben. Die Färbung der Peaks ist an die Farbtabelle der Abbildung 3.16 angelehnt. Der Peak für das lungenäquivalente Gewebe hat ein sogenanntes Tailing zu höheren Hounsfieldwerten.	30
Abbildung 3.18: Gerenderte Darstellung der segmentierten Knochen. Deutlich an den Rippen zu sehen ist der kleine Spalt zwischen Brust- und Rückenschale.	31
Abbildung 3.19: Differenzbild der Nicht-Luftvoxel der CT-Aufnahme mit und ohne Overlay Nr. 4.	32
Abbildung 3.20: Differenzbild wie in Abbildung 3.19, jedoch mit um ein Voxel nach oben verschobene Aufnahme von Overlay Nr. 4. Zu erkennen sind hier deutlich weniger Differenzvoxel.	32
Abbildung 3.21: Transversales Schnittbild in kontrastreicher Darstellung mit deutlich erhellten Rand der Lungenflügel.....	33
Abbildung 3.22: Das Fließbild zeigt wie die vorgeschlagene Bildregistrierungsmethode angewendet wird um ein Standardvoxelmodell (Moving Image) mit der Vorgabe der Informationen des Fixed Image (individuelle Probandendaten) in ein adaptiertes Voxelmodell zu transformieren.....	42
Abbildung 3.23: Die oberen drei Bilder zeigen Transversalschnitte durch das Voxelmodell des Torso-Phantoms (Abschnitt 3.3). Das Modell mit Overlay 4 (links oben) fungierte als Fixed Image. Das Modell ohne Overlay (oben Mitte) fungierte als Moving Image, quasi als Standardmodell. Das Ergebnis der Registrierung sieht man oben rechts. Die unteren drei Bilder sind Differenzbilder, die aus den oberen Bildern mit dem GIMP generiert wurden. Das untere linke Bild zeigt die Differenz der Nicht-Luft-Voxel zwischen dem Moving- und dem Fixed Image. Der Unterschied ist erwartungsgemäß das Overlay. Das untere mittlere Bild stellt die Differenz dar zwischen dem Moving Image und dem Ergebnisbild (transformiertes Moving Image). Rechts unten ist eine farbige Version der durch die Transformation entstandenen Differenz. Hier sieht man deutlich die Verschiebung der inneren Organe.	43

Abbildung 3.24: Das rote Modell links zeigt das in Abbildung 3.23 beschriebene transformierte Modell als 3D-Darstellung. Das blaue Modell rechts ist das Ausgangsmodell (Moving Image). Die y-Skalierung (antero-posterior) hat bei diesem Beispiel den größten Anteil an der Transformation.....	43
Abbildung 3.25: Arbeitsschritte beim Vergleich der Ergebnisse tatsächlicher Messungen mit denen einer computergestützten Kalibrierung.	44
Abbildung 3.26: MCNPX-Darstellung eines Abschnitts aus dem Torsophantom; die x-Ebene verläuft durch die Achse des Detektors, der in der Leberreferenzstellung positioniert ist.	45
Abbildung 3.27: Vergleich zwischen simulierten und gemessenen Spektren ohne Untergrund; Bereich niedriger Energie. Bezugskonfiguration: Der Detektor weist auf die Mitte der mit ²⁴¹ Am belasteten Leber. Die Simulationsdaten werden mit einer ausgezogenen Linie, die Messdaten mit einer gestrichelten Linie dargestellt.	48
Abbildung 3.28: Verhältnis zwischen den simulierten Zählimpulsen pro Sekunde und den im wirklichen Spektrum gemessenen Zählimpulsen pro Sekunde. Die Anordnung entspricht den Ausführungen in Abbildung 3.27.....	48
Abbildung 3.29: Verhältnis zwischen den Integralen des Maximums bei 59,5 keV in den simulierten Spektren und den entsprechenden Gegenstücken bei den tatsächlichen Messungen. Es wird nur die Datenreihe z als besonders repräsentativ dargestellt. Nur Verschiebungen entlang einer Achse wurden berücksichtigt, um die Anzahl der Simulationsgänge im Rahmen zu halten. Deshalb wird der Überkreuzeffekt von Mehrfachverschiebungen nicht berücksichtigt. Jeder Fehlerbalken ist das Ergebnis von zwei zusätzlichen Simulationen und stellt die Auswirkung von Positionierungsfehlern dar. Zur Berechnung derartiger Werte wurde der Detektor nur in der MCNPX-Eingabedatei von 5 mm in der positiven oder negativen Achsenrichtung verschoben; die Simulation wurde durchgeführt, dann wurde die Fläche des daraus hervorgehenden Maximums bei 59,5 keV ausgewertet und verglichen. Die Verschiebung wurde nur im virtuellen Modell angewandt, weil der wichtige Parameter die relative Verschiebung zwischen Detektor und Phantom, nicht jedoch die tatsächliche Position ist; die beim virtuellen Phantom angewandte Verschiebung ist genauer als eine Verschiebung des wirklichen Detektors.....	49
Abbildung 3.30: Vergleich verschiedener Spektren der mit ²³⁹ Pu belasteten Leber. Das Spektrum der Simulation lediglich mit ²³⁹ Pu wird durch die gestrichelte Linie, die Simulation von ²³⁹ Pu zusammen mit den Verunreinigungen an ²⁴¹ Am durch die gepunktete Linie, und das Spektrum der Messung durch die ausgezogene dünne Linie wiedergegeben.....	51
Abbildung 4.1: MEETMan in sitzender Position; die Schnitte wurden in einer Ebene durch die Mitte des Phantoms und einer anderen Ebene durch die Mitte des linken Beins gelegt.	53
Abbildung 4.2: Flächen gleichen Flusses auf Grund einer 60-keV-Quelle in den Knochen des MEETMan in sitzender Position. Schnitt durch die Mittelebene.....	55
Abbildung 4.3: Flächen gleichen Flusses auf Grund einer 46-keV-Quelle (²¹⁰ Pb) in den Knochen des MEETMan in Liegekonfiguration. Schnitt durch die Mittelebene.....	55
Abbildung 4.4: Für die Liegekonfiguration untersuchte Positionen. Die Detektoren sind gleichzeitig dargestellt; während der Prüfungen des erreichbaren Wirkungsgrades wird jedoch jeweils nur ein Detektor eingesetzt.....	56

Abbildung 4.5: Optimale Konfiguration für Schädelmessungen. Die Detektoren befinden sich in engem Kontakt mit dem Schädel und sind über Kreuz angeordnet, um die erfasste Schädeloberfläche zu maximieren.	56
Abbildung 4.6: Optimale Konfiguration für Messungen der Leber. Zwei Detektoren sind in engem Kontakt mit der Leber davor und im Bereich vorne rechts angeordnet. Die übrigen zwei Detektoren sind je nach Möglichkeiten der Liege / des Stuhls mittig oder seitlich hinter dem Rücken plaziert.	57
Abbildung 4.7: Optimale Konfiguration für Messungen der Lunge. Zwei Detektoren befinden sich vor dem Thorax und sind in Abhängigkeit vom Brustkorb geneigt (im hier gezeigten vereinfachten Modell nicht dargestellt); zwei Detektoren befinden sich auf Lungenhöhe hinter dem Rücken. Wenn es nicht auf höchsten Nachweiswirkungsgrad ankommt, können die hinter dem Körper angeordneten Detektoren so verschoben werden, dass sie auf die Leber und den Magen-Darm-Trakt gerichtet sind. Damit verstärkt sich die Möglichkeit, Kontamination im Körperinnern zu lokalisieren.	57
Abbildung 4.8: Schematische Darstellung des Messraums des Ganzkörperzählers bei Einbau des Systems. Der Proband ist in der Mitte dargestellt, während verschiedene mögliche Detektorpositionen angegeben sind. Das System würde in die Kammer passen, doch der Platz zum Betrieb der Detektoren wäre sehr knapp, und es bestünde durchaus die Gefahr, dass die Detektoren an die Wände stoßen.	59
Abbildung 4.9: Schematische Darstellung der Teilkörpermesskammer bei Einbau des neuen Systems zusätzlich zum gegenwärtigen Phoswich-System (oberhalb der ebenfalls dargestellten gegenwärtigen Liege).	60
Abbildung 4.10: Wellness-Liege von Cosmoderm.	60
Abbildung 4.11: Zahnarztstuhl von Cosmoderm.	61
Abbildung 4.12: Durch Kombination des mittleren Photonenflusses und dessen Standardabweichung aufgrund von Simulationen der im ganzen Körper verteilten Hochenergiephotonen erhaltene Oberflächen. Die gewählten Parameter definieren den roten Bereich als „optimalen“ Kompromiss zwischen hohem Wirkungsgrad und niedriger Standardabweichung.	62
Abbildung 4.13: Anordnung der Detektoren um den Probanden herum bei Ganzkörpermessungen.	63
Abbildung 4.14: Skizze eines Probanden mit den in Tabelle 4.4 verwendeten Bezeichnungen.	64
Abbildung 4.15: Skizze eines Probanden mit den in Tabelle 4.4 genannten Bezeichnungen.	65
Abbildung 4.16: Skizze einer Teilkörpermessung der Leber.	65
Abbildung 4.17: Skizze einer Teilkörpermessung der Lungen.	66
Abbildung 4.18: Skizze einer Teilkörpermessung des Schädels.	66
Abbildung 4.19: Skizze einer Teilkörpermessung am Knie.	67
Abbildung 4.20: Freiheitsgrade einer provisorischen Anordnung.	68
Abbildung 4.21: Endgültige Konfiguration nach Einbau in der Teilkörpermesskammer (wie geplant).	69

Abbildung 5.1: Die Oberflächenkontouren der verwendeten Torsomodelle (von links nach rechts) des LLNL-Torso-Phantoms mit Overlay 1, des MEET Man, des Zubal Voxelman und dem ICRP Adult Male.....	70
Abbildung 5.2: Numerisch ermittelte Zähleffizienzen aufgetragen gegen zugehörige Brustwandstärken. Die grünen Dreiecke markieren die Werte für die LLNL Torso Phantomserie. Die roten Kreuze zeigen die „wahren“ Werte der Voxelmanne und die blauen Kreuze die Werte der adaptierten Modelle. Die drei Pfeile markieren den Weg vom Moving Image zum Fixed Image.	73
Abbildung 5.3: Schnitt entlang der x-Ebene des MEETMan mit Angabe der relativen Position des Germaniumdetektors.....	75
Abbildung 5.4: Konfiguration zum Messung des Torsophantoms in der provisorischen mechanischen Einrichtung	79
Abbildung 5.5: Aufbau mit dem Phantom P5. Der Detektor unten rechts ist im Bild nicht sichtbar, da er über der rechten Hüfte angeordnet ist und auf den Mittelpunkt des Phantoms weist.....	82
Abbildung 5.6: Position des Detektors unterhalb des Beckens.....	82
Abbildung 5.7: Position des Detektors unterhalb des Beckens. Aus dieser Detailaufnahme geht die Position im Verhältnis zu den anderen unterhalb der Liege angeordneten Detektoren hervor.	82
Abbildung 5.8: Position des zweiten Detektors an der linken Seite des Phantoms (in diesem Fall ein P4, das mit einer zusätzlichen Decklage und radioaktiven Stäben, wie im Text beschrieben, modifiziert wurde).	83
Abbildung 5.9: Wirkungsgrade der verschiedenen Detektor-/Phantom-Anordnungen.....	84
Abbildung 5.10: Phantom P4 mit Blöcken und radioaktiven Stäben über dem Torso.....	85
Abbildung 5.11: Abb. 7: Vergleich der Ergebnisse der verschiedenen Detektoren für das Phantom P4.	86

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1: Vergleich der relevanten Kenndaten verschiedener im In-vivo Messlabor des KIT verfügbaren Detektorssysteme	12
Tabelle 2.2: Zur Verfügung stehende Detektor- und Voxelmodelle am ISF.....	14
Tabelle 3.1: Gemittelte Endergebnisse für verschiedene Photonenenergien.	23
Tabelle 3.2: Radioaktive Organe des Torso-Phantoms im IVM.	26
Tabelle 3.3: Masse, Volumen und Dichte der Torso-Phantom-Einzelteile.	34
Tabelle 3.4: Volumenänderungen bei reduzierter Voxelmodellauflösung.	35
Tabelle 3.5: Dichten der gewebeäquivalente PUR-Typen im Vergleich.....	37
Tabelle 3.6: Angaben über das LLNL-Torso-Phantom des Bundesamtes für Strahlenschutz BfS [Kön07].	37
Tabelle 3.7: Gewebeäquivalente PUR-Typen, die bei der Herstellung des Torso-Phantoms verwendet wurden [RSD83].	38
Tabelle 3.8: Zählimpulse pro Sekunde im interessierenden Bereich für ^{241}Am in verschiedenen Konfigurationen. Das aktive Organ ist die Leber; die Bezugskonfiguration ist in den ersten beiden Teilen der Tabelle dieselbe. Die Bezugsanordnung der dritten Datenreihe wurde korrigiert, sodass die Zählrate etwas anders ausfällt. Sowohl gemessene (ohne Untergrund) als auch berechnete Daten werden angegeben. Die Messeinheit ist in jedem Fall $[\text{s}^{-1}]$	49
Tabelle 4.1: Vergleich für Messungen von ^{241}Am im Schädel mit einem Detektor. Die Nachweisgrenze (NWG) wurde mit dem von $4000 \text{ Bq } ^{40}\text{K}$, in Muskeln, Gehirn und Leber verteilt, erzeugten Hintergrund berechnet. Der Wirkungsgrad wird in hier als Zahl von Impulsen ausgedrückt, die in 1000 s bei 1000 Bq Aktivität des Zielorgans aufgezeichnet werden.	58
Tabelle 4.2: Vergleich für ^{210}Pb -Messungen im Schädel mit einem Detektor. Das Verfahren entspricht dem in Tabelle 4.1 angewandten.	58
Tabelle 4.3: Charakteristische Probandengrößen in mm nach [Til02]. Der Werte für den kleinsten und größten Proband werden unabhängig vom Geschlecht gewählt.	63
Tabelle 4.4: Freiheitsgrade der verschiedenen Detektoren. Der Bezugspunkt ist in Abb. 4.14 und 4.15 dargestellt. Die Positionen sind in mm ausgedrückt. Die Winkel werden auf einer vertikalen Ebene gemessen und auf die horizontale Ebene bezogen. Die Werte in Klammern beziehen sich auf die Konfiguration, bei der alle Detektoren um die Knie herum angeordnet sind. Die Werte beziehen sich jeweils auf die Mitte der Vorderseite des Detektors.	64
Tabelle 5.1: Nach ihrer empirisch bestimmten Brustwandstärke sortierte Modelle mit zugehörigen Körpergrößen und –gewichten der – soweit vorhanden – anatomischen Vorbilder.....	71
Tabelle 5.2: Fixed- und Moving Images und zugehörige registrierte Modelle.....	72
Tabelle 5.3: Ermittelte Zähleffizienzen der Modelle.	73

Tabelle 5.4: Vergleich der mit dem Kopfphantom erzielten Ergebnisse.....	76
Tabelle 5.5: Vergleich der für die ²⁴¹ Am-Kontamination erzielten Ergebnisse.	76
Tabelle 5.6: Zur Näherung bei Gleichverteilung von ⁴⁰ K im MEETMan-Phantom berücksichtigte Organe.	77
Tabelle 5.7: Bei der Näherung auf der Grundlage von ICRP 89 berücksichtigte Organe und Kaliumgehalt, an den jeweils gemessenen Probanden angepasst.....	78
Tabelle 5.8: Vergleich der Ergebnisse über ⁴⁰ K.	78
Tabelle 5.9: In den Phantomen P4 nachgewiesene Nuklide. Die amtlichen Daten werden nur einmal aufgeführt, denn die Phantome sind bis auf die zusätzlichen radioaktiven Stäbe und das Streumedium völlig gleich. Der amtliche Wert für ²⁴¹ Am gilt nur für das modifizierte Phantom	85