



Forschungszentrum Karlsruhe
in der Helmholtz-Gemeinschaft

Wissenschaftliche Berichte
FZKA 7238

Entwicklung eines Verfahrens zur numerischen Kalibrierung von Teilkörperzählern

H. Doerfel, B. Heide, M. Sohlin
Hauptabteilung Sicherheit

August 2006

Forschungszentrum Karlsruhe
in der Helmholtz-Gemeinschaft
Wissenschaftliche Berichte
FZKA 7238

Entwicklung eines Verfahrens zur numerischen
Kalibrierung von Teilkörperzählern

H. Doerfel, B. Heide, M. Sohlin

Hauptabteilung Sicherheit

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Karlsruhe
2006

Für diesen Bericht behalten wir uns alle Rechte vor

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH
Postfach 3640, 76021 Karlsruhe

Mitglied der Hermann von Helmholtz-Gemeinschaft
Deutscher Forschungszentren (HGF)

ISSN 0947-8620

urn:nbn:de:0005-072388

Zusammenfassung

Die Genauigkeit der Aktivitätsbestimmung mit Teilkörperzählern wird beim heutigen Stand der Messtechnik nicht mehr von zählstatistischen Fehlern sondern hauptsächlich von systematischen Fehlern bestimmt. Im Vordergrund steht dabei der durch die Kalibrierung bedingte Messfehler. Dies gilt ganz besonders für niederenergetische Photonenstrahler wie Am-241 und U-235. Erschwerend kommt hinzu, dass diese Nuklide im allgemeinen sehr inhomogen im Körper verteilt sind. Diese Probleme können auch mit den besten physikalischen Phantomen nicht vollständig gelöst werden, da die mit diesen Phantomen ermittelten Kalibrierfaktoren nur außerordentlich schwer auf die individuelle Situation umgerechnet werden können.

Aus diesem Grund wurde in der Hauptabteilung Sicherheit des Forschungszentrums Karlsruhe ein numerisches Verfahren entwickelt, mit dem die Kalibrierfaktoren für Teilkörperzähler individuell berechnet werden können. Das Verfahren basiert auf der Simulation des Strahlentransports von der Strahlenquelle im Körper zu den Detektoren des Teilkörperzählers mit Hilfe eines Monte-Carlo-Codes (MCNP5). Die Entwicklung des Verfahrens erfolgte in mehreren Schritten. Im ersten Schritt wurden einfache Simulationen für Punktstrahler an bestimmten Referenzpunkten in der Messzelle des Teilkörperzählers durchgeführt. Auf diese Weise wurden für die beiden Phoswich-Detektoren sowie die vier HPGe-Detektoren des Teilkörperzählers sowohl die Geometrieabhängigkeit als auch die Energieabhängigkeit des Wirkungsgrades für Punktstrahler berechnet und mit den entsprechenden Messwerten verglichen. Anhand des Vergleichs wurden verschiedene Parameter wie z.B. die Packungsdichte des Reflektormaterials bei den Phoswich-Detektoren sowie das empfindliche Volumen der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren empirisch ermittelt. Nach Anpassung dieser Parameter ergab sich eine sehr gute Übereinstimmung zwischen den gemessenen und den berechneten Wirkungsgradwerten. Aufgrund dieser Übereinstimmung kann man davon ausgehen, dass die Simulation den Strahlentransport und insbesondere die Strahlenabsorption in den Detektoren mit hinreichender Genauigkeit wiedergibt.

Nach der Optimierung der Simulation wurde ein Voxel-Phantom in den Monte-Carlo-Code implementiert. Hierzu wurde der „MEET Man“ Datensatz vom Institut für Biomedizinische Technik der Universität Karlsruhe herangezogen. Nach Implementierung des Voxel-Phantoms wurden Simulationen des Strahlentransports von verschiedenen Quellbereichen (Lunge, Leber, Skelett) zu den Detektoren in verschiedenen Messpositionen (Lunge, Leber, Knie) durchgeführt. Die auf diese Weise ermittelten Kalibrierfaktoren wurden mit den an den physikalischen Phantomen in entsprechender Geometrie gemessenen Kalibrierfaktoren verglichen. Für diese Vergleiche wurden das anthropomorphe Torso-Phantom von HS sowie die anthropomorphen Knochenphantome des „New York University Medical Centers“ (NYUMC) und das anthropogene Knochenphantom des „U.S. Transuranium and Uranium Registry“ (USTUR) herangezogen. Dabei zeigte sich, dass die für die Phoswich-Detektoren für Lungen- und Leberdepositionen berechneten Kalibrierfaktoren mit den am Torso-Phantom gemessenen Werten gut übereinstimmen. Allerdings ist das bei der Simulation ermittelte Wirkungsgradverhältnis der beiden Phoswich-Detektoren wesentlich größer als das gemessene Verhältnis. Diese Diskrepanz konnte auf Asymmetrien der Brustwandstärke beim MEET Man und beim Torso-Phantom zurückgeführt werden. Bei den HPGe-Detektoren ergibt sich bei Summierung über alle Detektoren eine gute Übereinstimmung zwischen den gemessenen und berechneten Wirkungsgradwerten. Bei den einzelnen HPGe-Detektoren können allerdings signifikante Diskrepanzen zwischen der Simulation und der Messung auftreten. Diese Diskrepanzen sind darauf zurückzuführen, dass bei den HPGe-Detektoren die

Positionierung relativ zu den Rippen infolge des relativ geringen Kristalldurchmessers wesentlich stärker zum Tragen kommt als bei den Phoswich-Detektoren.

Zusammenfassend kann man feststellen, dass die Simulation mit den Messungen am Torso-Phantom weitgehend konsistent ist. Anders verhält es sich beim Vergleich der Simulation mit den Messungen an den Knochenphantomen. Hier ergeben sich teilweise signifikante Unterschiede. So ist der mit der Simulation ermittelte Gesamtwirkungsgrad der Phoswich-Detektoren für eine Am-241-Deposition im Skelett in der Kniemessposition signifikant geringer als alle an den Knochenphantomen gemessenen Werte. Im Gegensatz dazu ist die Querempfindlichkeit der Phoswich-Detektoren für Am-241 im Skelett bei Messung über der Lunge bzw. über der Leber aufgrund der Simulation systematisch größer als die entsprechenden Phantomwerte. Dies liefert eine Erklärung für die in der Vergangenheit häufig beobachteten Inkonsistenzen der in den verschiedenen Messgeometrien abgeschätzten Teilkörperaktivitäten von Am-241.

Development of a procedure for numerical calibration of partial body counters

Abstract

At the present state of the art of *in vivo* measurement techniques the accuracy of the assessment of the incorporated activity is governed by systematical errors due to the calibration of the counting systems rather than due to counting statistics. This applies especially for the *in vivo* measurement of low-energy photon emitters such as Am-241 and U-235 which are distributed inhomogeneously within the body. With conventional calibration procedures using physical phantoms these problems cannot be solved completely because those phantoms represent only some standard situations and it is extremely difficult to adopt the phantom calibration factors to the individual measuring situation.

For this reason, in the *Main Safety Department* of the *Research Centre Karlsruhe (FZK)* a new procedure has been developed which allows for the calculation of individual calibration factors. The procedure is based on the simulation of the radiation transport from the contaminated organ or tissue within the body to the detector system using Monte-Carlo techniques (MCNP5 code). The development of the procedure was done in several steps. In the first step, simple simulations have been performed for point sources at well defined reference points within the shielding room of the FZK partial body counter. These simulations have been performed for the two phoswich detectors as well as for the four HPGe sandwich detectors of the partial body counter. From these simulations both the energy and the spatial dependence of the response of the detectors have been derived and compared to the respective measured functions. Based on this comparison some special parameters such as the density of the reflector material of the phoswich detectors or the effective volume of the planar HPGe crystals have been derived. After implementation of these parameters a very good agreement of the calculated and measured values has been achieved.

After optimisation of the simulation a voxel-phantom was implemented into the MCNP5 code. For this purpose the *MEET Man* data set of the *Institute of Biomedical Techniques* of the *University Karlsruhe* has been applied. After implementation of the voxel-phantom the radiation transport was simulated from different source regions such as lungs, liver and skeleton taking into account different measuring geometries with the detectors being placed above the lungs, liver or knees, respectively. The derived calibration factors were compared to the respective values measured at the LLNL torso phantom and the bone phantoms of the *New York University Medical Centers (NYUMC)* and the *U.S. Transuranium and Uranium Registry (USTUR)*. When considering the total efficiency of both phoswich detectors, the comparison revealed a very good agreement of calculated and measured calibration factors. There is, however, a discrepancy between the calculated and measured efficiency ratios of the phoswich detectors placed over the left and right hand side of the thorax. The discrepancy has been shown to be due to some asymmetries in the chestwall of both the *MEET Man* and the LLNL torso phantom. The simulation of the HPGe detectors resulted also in a good agreement of calculated and measured total efficiencies.

When considering the single detectors, however, there are significant discrepancies between the results of the simulation and the measurement. These discrepancies are most probably due to the positioning of the HPGe detectors over the thorax. Because of the small diameter of the HPGe detectors it is making a significant difference if the centre of the detector is placed over a rib or over the gap between two ribs.

In general it can be concluded that the simulation is widely consistent with the measurements at the LLNL torso phantom. Contrary, the simulation resulted in some significant inconsistencies with the results of the measurements on bone phantoms of NYUMC and USTUR, respectively. Typically, the calculated efficiency values for the detectors over the knees are smaller than the measured ones whereas the calculated cross-fire efficiency values for the detectors over the lungs and the liver are higher than the measured ones. These findings may explain the inconsistencies of the organ activities of Am-241 measured over lungs, liver and knees in some incorporation cases in the past.

Inhalt

| | | |
|---------|--|----|
| 1 | Einleitung | 9 |
| 2 | Der Karlsruher Teilkörperzähler | 10 |
| 2.1 | Detektoren | 12 |
| 2.1.1 | Phoswich-Detektoren | 12 |
| 2.1.2 | HPGe-Sandwich-Detektoren | 13 |
| 2.2 | Phantome | 15 |
| 2.2.1 | Torso-Phantom | 15 |
| 2.2.2 | Knochen-Phantome | 18 |
| 2.2.2.1 | NYUMC-Phantom..... | 18 |
| 2.2.2.2 | USTUR-Phantom | 19 |
| 2.3 | Messgeometrie..... | 20 |
| 2.3.1 | Phoswich-Detektoren | 21 |
| 2.3.1.1 | Lungenmessposition (Standardmessposition) | 21 |
| 2.3.1.2 | Lebermessposition..... | 23 |
| 2.3.1.3 | Kniemessposition | 23 |
| 2.3.2 | HPGe-Detektoren | 23 |
| 2.3.2.1 | Lungen/Lebermessposition (Standardmessposition)..... | 23 |
| 3 | Kalibrierung des Teilkörperzählers | 24 |
| 3.1 | Energiekalibrierung | 25 |
| 3.1.1 | Phoswich-Detektoren | 25 |
| 3.1.2 | HPGe-Detektoren | 32 |
| 3.2 | Definition der ROIs | 36 |
| 3.3 | Effizienzkalibrierung | 38 |
| 3.3.1 | Phoswich-Detektoren | 38 |
| 3.3.2 | HPGe-Detektoren | 44 |
| 4 | Mathematische Simulation des Teilkörperzählers | 45 |
| 4.1 | Bereitstellung eines geeigneten Codes | 45 |
| 4.2 | Implementierung des Teilkörperzählers..... | 46 |
| 5 | Bestimmung des Ansprechvermögens | 51 |
| 5.1 | Phoswich-Detektoren | 52 |
| 5.1.1 | Geometrieabhängigkeit | 52 |
| 5.1.2 | Energieabhängigkeit..... | 58 |
| 5.2 | HPGe-Detektoren | 61 |
| 5.2.1 | Geometrieabhängigkeit | 61 |
| 5.2.2 | Energieabhängigkeit..... | 70 |
| 6 | Implementierung des Voxel-Phantoms | 72 |
| 6.1 | Spezifikationen des MEET Man Datensatzes | 72 |
| 6.2 | Implementierung des MEET Man Datensatzes..... | 81 |
| 6.3 | Definition des Koordinatensystems..... | 82 |
| 6.4 | Implementierung der Messgeometrie..... | 83 |
| 6.4.1 | Phoswich-Detektoren | 83 |
| 6.4.1.1 | Lungenmessposition (Standardmessposition) | 83 |
| 6.4.1.2 | Lebermessposition..... | 87 |
| 6.4.1.3 | Kniemessposition | 89 |
| 6.4.2 | HPGe-Detektoren in Lungen/Lebermessposition | 92 |
| 6.4.2.1 | Lungen/Lebermessposition (Standardmessposition)..... | 92 |
| 6.5 | Definition der Gewebearten | 94 |

| | | |
|-------|--|-----|
| 6.6 | Definition der Quellen..... | 95 |
| 7 | Individuelle Anpassung des Voxel-Phantoms..... | 96 |
| 7.1 | Definition der Streckungsfaktoren | 96 |
| 7.2 | Anpassung an den ICRP Reference Man | 99 |
| 7.3 | Anpassung an das Torso-Phantom | 101 |
| 8 | Numerische Kalibrierung des Teilkörperzählers..... | 103 |
| 8.1 | Phoswich-Detektoren | 104 |
| 8.1.1 | Lungenmessposition..... | 104 |
| 8.1.2 | Lebermessposition..... | 114 |
| 8.1.3 | Kniemessposition | 116 |
| 8.2 | HPGe-Detektoren | 117 |
| 9 | Referenzen..... | 118 |

Anhang A1: Strahlenqualitäten

Anhang A2: Vermessung des Teilkörperzählers und Definition der Referenzpunkte

Anhang A3: Koordinaten der Komponenten des Teilkörperzählers

Anhang A4: Ergebnisse der Messungen mit Punktstrahlern an den Referenzpunkten

1 Einleitung

Das Forschungszentrum Karlsruhe verfügt über mehrere Teilkörperzähler mit großflächigen Phoswich-Detektoren sowie mit speziellen HPGe-Sandwich-Detektoren zum hochempfindlichen Nachweis von Photonen emittierenden Radionukliden im menschlichen Körper. Diese Messanordnungen werden für die physikalische Strahlenschutzkontrolle bei beruflich strahlenexponierten Personen entsprechend den Vorgaben der Strahlenschutzverordnung [Bun02] bzw. den nach geordneten Richtlinien [Bun94, Bun96] eingesetzt.

Die Detektoren registrieren die Spektren der aus dem Körper austretenden Photonen-Strahlung. Von den gemessenen Spektren kann auf die Photonen-Energie der emittierten Strahlung und damit auf das inkorporierte Nuklid geschlossen werden. Um darüber hinaus auch die Aktivität des inkorporierten Nuklids bestimmen zu können, ist eine Kalibrierung erforderlich, mit der die Effizienz des Detektorsystems für die aus dem Körper austretende Strahlung ermittelt wird. Für diese Effizienzkalibrierung stehen verschiedene anthropomorphe Phantome zur Verfügung, mit denen Aktivitätsdepositionen in Lunge, Leber, Skelett und anderen Organen und Geweben simuliert werden können.

Beim heutigen Stand der Messtechnik wird die Genauigkeit der Aktivitätsbestimmung mit den Teilkörperzählern in erster Linie von den durch die Effizienzkalibrierung bedingten systematischen Fehlern bestimmt. Dies gilt ganz besonders für niederenergetische Photonenstrahler wie z. B. Pb-210, U-235, Th-234 (Folgeprodukt von U-238) und Am-241. Erschwerend kommt hinzu, dass diese Nuklide im allgemeinen sehr inhomogen im Körper verteilt sind (Knochenoberfläche, Lunge, Lymphknoten, Leber, Nieren). Die Kalibrierprobleme können auch mit den besten physikalischen Phantomen nicht vollständig gelöst werden, da diese Phantome stets nur eine ganz bestimmte Messgeometrie mit einer ganz bestimmten Aktivitätsverteilung im Körper repräsentieren.

So können sich bei Untersuchungen eines bestimmten Probanden mit verschiedenen Teilkörperzählern in unterschiedlicher Geometrie durchaus unterschiedliche Körper- bzw. Organaktivitäten ergeben. Die Diskrepanzen können bis zu einem Faktor zwei betragen. Sie sind hauptsächlich darauf zurückzuführen, dass die Körperproportionen der Probanden nicht mit denen des Phantoms übereinstimmen und dass die Nuklidverteilungen in den Organen der Probanden nicht den Phantomgegebenheiten entsprechen.

Aus diesem Grund ist eine zuverlässige Kalibrierung für niederenergetische Photonenstrahler nur mit Hilfe von geeigneten Phantomen in Verbindung mit numerischen Verfahren zur rechnerischen Anpassung der Kalibrierfaktoren an die im Einzelfall tatsächlich gegebenen Körperproportionen und Nuklidverteilungsmuster möglich. Die numerischen Verfahren basieren auf der rechnerischen Ermittlung der Effizienz der Detektoren mit Hilfe von Monte-Carlo-Simulationen des Transports der Strahlung von der Nukliddeposition im Körper zu den Detektoren des Ganz- oder Teilkörperzählers [Hu00, Ish96, Kin00, Mal95]. Hierfür stehen eine Reihe von Computer-Codes zur Verfügung [Bri00, Bru94, Kaw00, Nel85]. Die Monte-Carlo-Simulationen haben bei einfachen Detektorsystemen bereits gute Ergebnisse geliefert. Aufgrund dieser viel versprechenden Ansätze soll im Rahmen eines Forschungsprojekts untersucht werden, inwieweit die numerischen Verfahren auch bei den komplizierten Mehrkristall-Detektorsystemen der Karlsruher Teilkörperzähler anwendbar sind.

2 Der Karlsruher Teilkörperzähler

Der Teilkörperzähler der Hauptabteilung Sicherheit des Forschungszentrums Karlsruhe umfasst mehrere Detektorsysteme bestehend aus drei ^8Li -Phoswich-Detektoren und vier hoch auflösenden HPGe-Sandwich-Detektoren. Die Detektorsysteme sind in einer großen Abschirmkammer mit den Innenmaßen 420 cm (Länge) x 225 cm (Breite) x 225 cm (Höhe) untergebracht. Die Abschirmung hat eine allseitige Wandung aus 15 cm starkem aktivitätsfreiem Stahl und eine Innenauskleidung aus 3 mm Blei, 1,5 mm Zinn und 0,5 mm Kupfer (Graded-Z-Abschirmung).

Zur Messung der inkorporierten Radionuklide werden die Detektorsysteme jeweils in direktem Körperkontakt über dem interessierenden Organ des liegenden Probanden angeordnet (Abb. 2-1 und 2-2). Durch diese Messgeometrie wird nur ein Teil des Körpers erfasst (daher der Begriff Teilkörperzähler); eine solche Messgeometrie ist aber notwendig, da die niederenergetische Photonenstrahlung nur eine geringe Reichweite hat und daher bereits durch die relativ dünnen Gewebeschichten zwischen Quellorgan und Detektor signifikant geschwächt wird. Bei Routinemessungen wird zunächst die Lunge auf inhalationsbedingte Inkorporationen untersucht. Da die Lungengeometrie am häufigsten angewandt wird, bezeichnet man den Teilkörperzähler häufig auch als Lung-Counter. Bei länger zurückliegenden Inkorporationen hat sich das Nuklid im allgemeinen auch auf andere Körperbereiche verteilt. Bei den Transuranen wie Pu-239 und Am-241 spielen dabei die Leber und das Skelett eine besondere Rolle. Aus diesem Grund werden zum Nachweis der Transurane auch Messungen über der Leber, den Knien und am Kopf durchgeführt. Ziel dieser Messungen ist es, die Verteilung der Aktivität auf die verschiedenen Organe möglichst genau zu ermitteln und damit Informationen über den Zeitpunkt und den Pfad der Aktivitätszufuhr sowie über weitere zur Dosisberechnung erforderliche Parameter zu erhalten. Für diese Messungen werden sowohl das Phoswich- als auch das HPGe-Detektorsystem - teilweise auch beide Detektorsysteme parallel - eingesetzt. Die Dauer einer Messung richtet sich nach Art und Höhe der Nukliddeposition und liegt zwischen 15 und 90 Minuten. Im Routinebetrieb beträgt die Messzeit 33,3 min (2000 s).

Mit dem Teilkörperzähler werden im Rahmen der physikalischen Strahlenschutzkontrolle hauptsächlich Mitarbeiter des Forschungszentrums und des benachbarten Europäischen Instituts für Transurane sowie Mitarbeiter von einigen im Forschungszentrum tätigen Fremdfirmen überwacht. Die Überwachung erfolgt durch Routinemessungen (einschließlich Eingangs- und Ausgangsuntersuchungen) und durch besondere Messungen bei akutem Inkorporationsverdacht. Da es in der Bundesrepublik Deutschland nur sehr wenige Teilkörperzähler gibt, werden darüber hinaus auch Messungen für externe Auftraggeber ausgeführt.

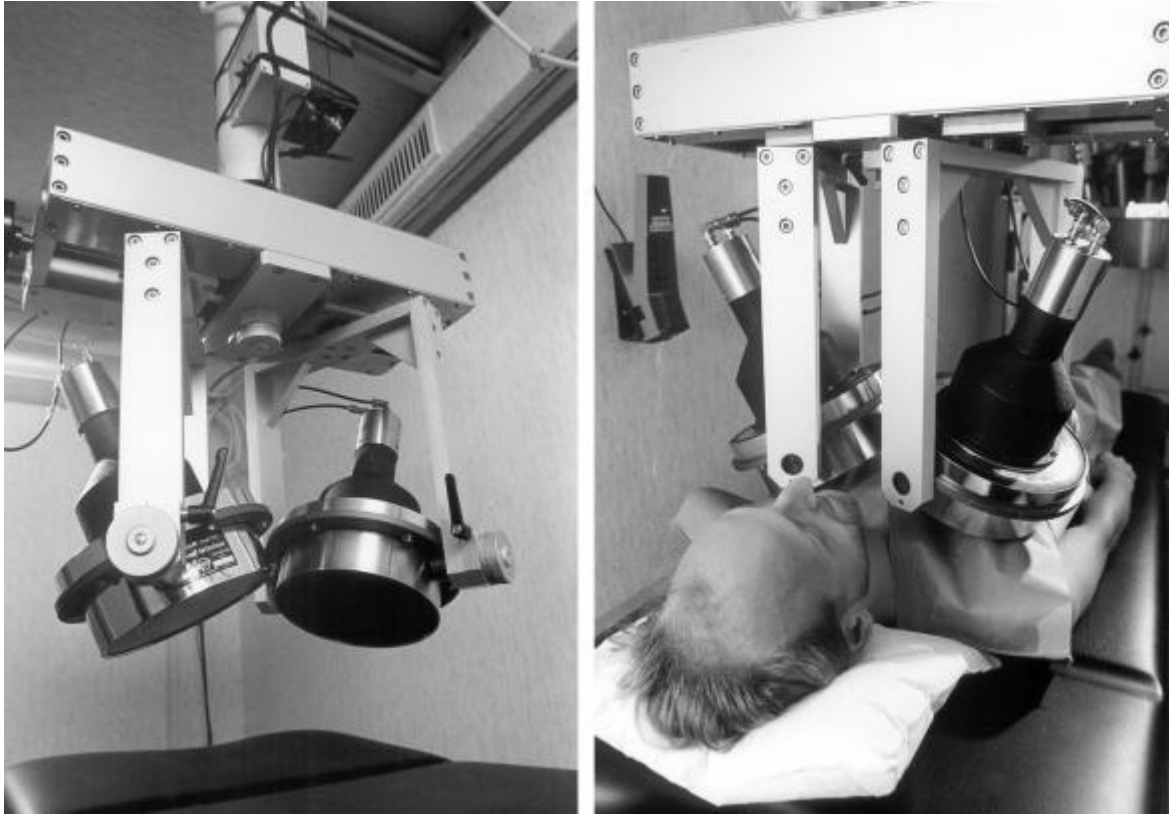


Abb. 2-1: Phoswich-Detektoren des Karlsruher Teilkörperzählers in Lungenmessposition



Abb. 2-2: HPGe-Sandwich-Detektoren des Karlsruher Teilkörperzählers in Lungenmessposition

2.1 Detektoren

2.1.1 Phoswich-Detektoren

Die Phoswich-Detektoren bestehen im wesentlichen aus einem dünnen NaI(Tl)-Szintillationskristall und einem vergleichsweise dicken CsI(Tl)-Kristall, die als Sandwich hinter einem Strahleneintrittsfenster aus Beryllium angeordnet sind (Abb. 2-3). Hinter dem Sandwich befindet sich ein nichtaktivierter NaI-Kristall, der als Lichtleiter dient und gleichzeitig die Szintillationskristalle vor der Hintergrundstrahlung des Photomultipliers (γ -Strahlung von K-40) schützt.

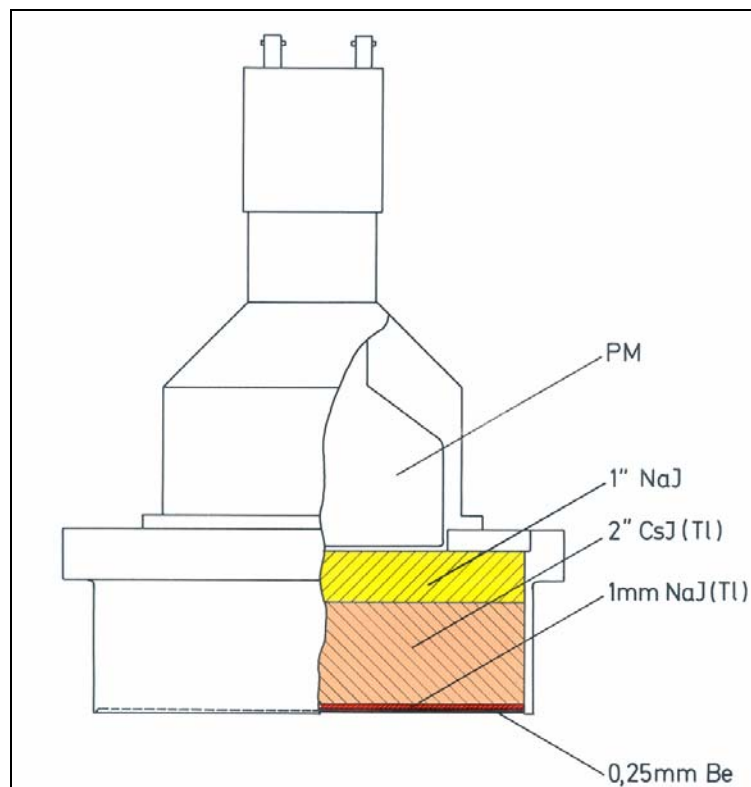


Abb. 2-3: Schnitt durch einen Phoswich-Detektor des Karlsruher Teilkörperzählers (Harshaw Typ MBSH)

Die Thallium-Aktivierung der NaI- bzw. CsI-Kristalle bewirkt, dass bei Wechselwirkungen mit ionisierender Strahlung Lumineszenzlicht ausgesandt wird, wobei die Anzahl der gebildeten Photonen proportional zur absorbierten Energie der Strahlung ist. Das Lumineszenzlicht wird auf die Photokathode des Photomultipliers gelenkt. Zur Erzielung einer möglichst quantitativen Lichtsammlung befindet sich zwischen den Kristallen und der unteren und seitlichen Gehäusewand ein Reflektor aus pulverförmigem Aluminiumoxid. Die Lichtquanten lösen durch Photoeffekt Elektronen aus der Photokathode des Photomultipliers, welche dann über ein System von Dynoden zu messbaren elektrischen Impulsen verstärkt werden. Die Signale werden zunächst durch einen Vor- und einen Hauptverstärker aufbereitet und geformt. Anschließend werden die Impulse des NaI(Tl)- und CsI(Tl)-Kristalls durch Impulsformdiskriminierung voneinander separiert, in einem A/D-Wandler digitalisiert und in einem Vielkanalanalysator entsprechend ihrer Amplitude in 256 Kanäle einsortiert. Auf diese

Weise entsteht ein Impulshöhenspektrum, aus dem Informationen über die vorhandenen Radionuklide gewonnen werden können.

Die Impulsformdiskriminierung dient zur Reduzierung des durch die Hintergrundstrahlung erzeugten Nulleffekts der Phoswich-Detektoren. Während niederenergetische Strahlung vollständig im NaI(Tl)-Kristall absorbiert wird, tritt höherenergetische Strahlung häufig in Wechselwirkung mit beiden Kristallen. Da die Impulse beider Kristalle unterschiedliche Abklingzeiten besitzen, kann durch eine Impulsformanalyse bestimmt werden, in welchem Kristall ein Energieübertrag stattgefunden hat. Auf diese Weise kann bis zu einem gewissen Grad auch die Compton-Streuung im NaI(Tl)-Kristall erkannt und somit das detektorspezifische Compton-Kontinuum reduziert werden.

Bedingt durch die Impulsformdiskriminierung haben die Phoswich-Detektoren im Energiebereich unterhalb 150 keV einen besonders niedrigen Nulleffekt und eignen sich deshalb besonders gut für die Messung niederenergetischer Photonenstrahlung. Sehr vorteilhaft ist dabei, dass die Phoswich-Detektoren eine große Fläche und damit einen hohen geometrischen Wirkungsgrad haben. Nachteilig ist allerdings das relativ schlechte Energieauflösungsvermögen dieser Detektoren. Dieser Nachteil kommt besonders dann zum tragen, wenn höherenergetische Störstrahler wie Cs-137 oder Co-60 involviert sind. In diesen Fällen werden dann vorzugsweise HPGe-Detektoren eingesetzt.

| Komponente | Dicke D (cm) | Radius R (cm) |
|----------------------------|--------------|---------------|
| Strahleneintrittsfenster | 0,025 | 10,26 |
| Reflektor | 0,1 | 10,26 |
| NaI(Tl)-Kristall | 0,1 | 10,16 |
| CsI(Tl)-Kristall | 5,08 | 10,16 |
| NaI-Kristall (Lichtleiter) | 2,54 | 10,16 |

Tab. 2-1: Geometrische Kenngrößen der Phoswich-Detektoren

2.1.2 HPGe-Sandwich-Detektoren

Die HPGe-Sandwich-Detektoren sind im Prinzip ähnlich aufgebaut wie die Phoswich-Detektoren. Sie bestehen im wesentlichen aus jeweils einem planaren n-type HPGe-Kristall zum Nachweis der niederenergetischen Photonenstrahlung und einem coaxialen p-type HPGe-Kristall zum Nachweis der höherenergetischen Strahlung (Abb. 2-4). Der coaxiale Kristall kann darüberhinaus auch zum Nachweis der im planaren Kristall durch Compton-Effekt gestreuten Photonen und damit zur Reduzierung des Compton-Untergrunds im niederenergetischen Spektralbereich herangezogen werden. Die Kristalle sind hintereinander in einer zylindrischen Endkappe aus Kupfer mit einer Länge von 300 mm und einem äußeren Durchmesser von 73 mm angeordnet. Bedingt durch diese Anordnung und die relativ geringen Kristalldimensionen kann von dem coaxialen HPGe-Kristall nur ein geringer Teil der aus dem planaren HPGe-Kristall herausgestreuten Photonen erfasst werden. Damit ist die Anti-Compton-Diskriminierung bei den HPGe-Sandwich-Detektoren nicht so wirkungsvoll wie bei den Phoswich-Detektoren, bei denen nahezu ein Raumwinkel von 2π abgedeckt wird. Aus diesem Grund werden die HPGe-Sandwich-Detektoren im Routinebetrieb zur Zeit nicht mit Anti-Compton-Diskriminierung betrieben. Dieser Nachteil wird jedoch durch das wesentlich bessere Energieauflösungsvermögen der HPGe-Detektoren kompensiert. So ist die Halbwertsbreite der Vollabsorptionspeaks in den Spektren der HPGe-Detektoren etwa um den

Faktor 10 bis 50 kleiner als die Halbwertsbreite der entsprechenden Vollabsorptionspeaks in den Spektren der Phoswich-Detektoren. Die Peaks der HPGe-Detektoren heben sich daher wesentlich klarer vom Spektrumsuntergrund ab und sind im allgemeinen durch eine einfache lineare Interpolation des Untergrundes zu separieren. Dies führt zu einer vergleichsweise einfachen Auswertung der Spektren, selbst bei erhöhter Hintergrundstrahlung bzw. bei Inkorporation mehrerer Radionuklide. Nachteilig ist, dass die HPGe-Detektoren relativ klein sind und daher nur einen geringen geometrischen Wirkungsgrad besitzen.

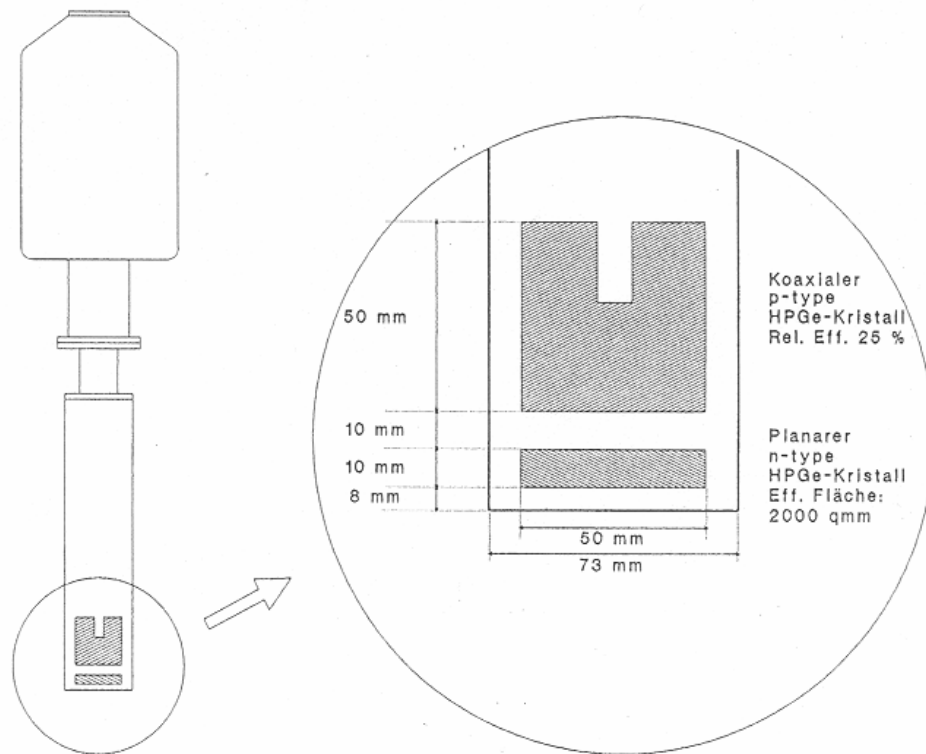


Abb. 2-4: Schnitt durch einen HPGe-Detektor des Karlsruher Teilkörperzählers (MATEC)

| Komponente | Dicke D (cm) | Radius R (cm) |
|---|--------------|---------------|
| Al-Strahleneintrittsfenster | 0,03 | 3,5 |
| Raum zwischen Strahleneintrittsfenster und planarem HPGe-Kristall | 0,8 | 3,5 |
| Planarer HPGe-Kristall | 1,0 | 2,5 |
| Raum zwischen planarem HPGe-Kristall und koaxialem HPGe-Kristall | 1,0 | 3,1 |
| Koaxialer HPGe-Kristall | 5,0 | 2,5 |

Tab. 2-2: Geometrische Kenngrößen der HPGe-Detektoren

2.2 Phantome

2.2.1 Torso-Phantom

Das zur Kalibrierung des Teilkörperzählers verwendete Torso-Phantom (Abb. 2-5 bis 2-7) ist ein Nachbau des im Lawrence Livermore National Laboratory (LLNL) entwickelten Phantoms [Gri1978, New1985]. Die Konstruktion des LLNL-Phantoms basiert auf den Empfehlungen des „Intercalibration Committee for Low-Energy Photon Measurements“ des US-DOE.

Das Phantom stellt einen männlichen Torso vom Halsansatz bis zum Becken dar. Die Proportionen des Phantoms entsprechen der Statur eines verstorbenen Mitarbeiters des LLNL [Kra99], der mit einer Körpergröße von 177 cm und einem Körpergewicht von 76 kg wesentlich größer und schwerer als der ICRP Reference Man [ICRP1975] war.

Das Phantom besteht aus einem menschlichen Brustkorb, der in einem Rumpf aus gewebeäquivalentem Material eingebettet ist. Im Innern des Rumpfes befinden sich Nachbildungen der Lunge, der tracheo-bronchialen Lymphknoten, des Herzens und der Leber, die ebenfalls aus gewebeäquivalenten Materialien hergestellt sind. Außerdem befinden sich in der Schale noch Füllmaterialien zur Simulierung der Körperflüssigkeiten sowie zur Simulierung des oberen Verdauungstrakts. Die mittlere Brustwandstärke des Torsos beträgt etwa 13 mm. Zu dem Phantom gehören drei Sätze von speziellen Overlays, mit denen verschiedene Brustwandstärken zwischen 19 und 36 mm simuliert werden können. Die Materialkomposition der Overlay-Sätze entsprechen einem Muskel/Fett-Verhältnis von 13/87 (Satz A), 50/50 (Satz B) bzw. 100/0 (Satz C).



Abb. 2-5: Torso-Phantom zur Kalibrierung der Teilkörperzähler von HS (Nachbau des LLNL-Phantoms; Hersteller Humanoid Systems Inc.)



Abb. 2-6: Geöffnetes Torso-Phantom zur Kalibrierung der Teilkörperzähler von HS (Nachbau des LLNL-Phantoms; Hersteller Humanoid Systems Inc.)



Abb. 2-7: Zerlegtes Torso-Phantom zur Kalibrierung der Teilkörperzähler von HS (Nachbau des LLNL-Phantoms; Hersteller Humanoid Systems Inc.)

Die Abb. 2-8 zeigt einen CT-Querschnitt des Phantoms mit dem Overlay B2 (Gesamtbrustwandstärke 25 mm; Muskel/Fettverhältnis 50/50) im Bereich der Aufsatzpunkte der Phoswichdetektoren in der Standardmessposition (Abschn. 2.3.1.1). In diesem Bereich hat das Torso-Phantom eine Breite von $B = 34 \text{ cm}$ und eine Höhe von $H = 25,5 \text{ cm}$. Die bei einem Körpergewicht von $G = 76 \text{ kg}$ und einer Körpergröße von $L = 177 \text{ cm}$ nach Gln. (7.1.1-2) zu erwartenden Werte betragen $B = 34,4 \text{ cm}$ und $H = 23,2 \text{ cm}$. Insofern stimmt die Breite des Torso-Phantoms sehr gut mit dem Erwartungswert überein. Die Höhe liegt dagegen etwa 10 % über dem Erwartungswert. Dies ist vermutlich darauf zurückzuführen, dass das Torso-Phantom einem aufrecht stehenden Probanden nachgebildet ist. In liegender Position senken sich die Strukturen des Körpers aufgrund des Eigengewichts etwas ab, so dass die Höhe des Brustkorbs bei liegenden Probanden prinzipiell geringer als bei stehenden Probanden ist.

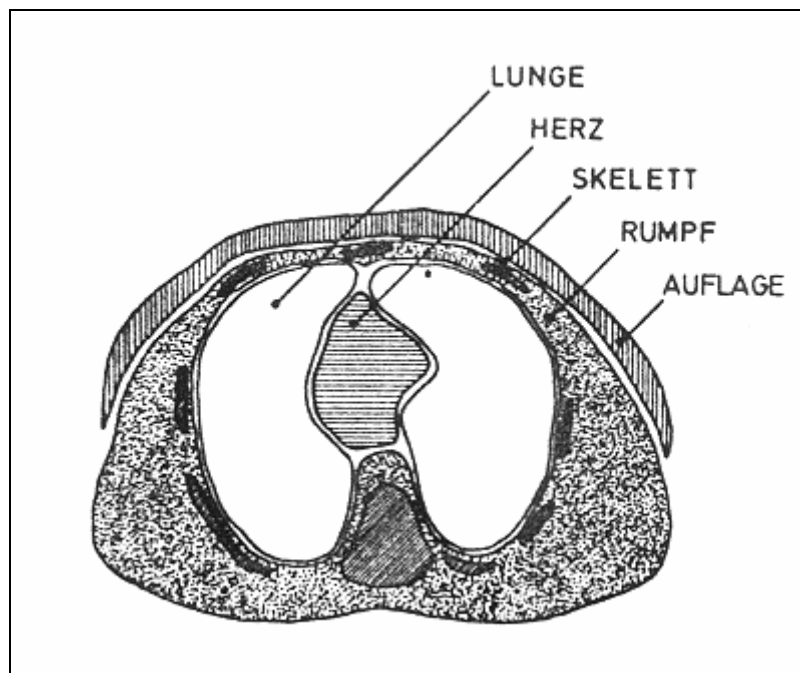


Abb. 2-8: Querschnitt durch das Torso-Phantom mit Overlay B2 nach einer CT-Aufnahme des St. Vinzentiuskrankenhauses Karlsruhe

Alle Komponenten des Phantoms sind inaktiv, d.h. sie enthalten weder K-40 noch andere natürliche Radionuklide. Zur Kalibrierung der Detektorsysteme können die Lunge, die tracheo-bronchialen Lymphknoten und die Leber durch die in Tab. 2-3 aufgeführten aktiven Komponenten ersetzt werden. Außer den in Tab. 2-3 aufgeführten Komponenten stehen noch weitere Komponenten mit Tc-99, Pm-147, Np-237 sowie mit Th(nat) zur Verfügung, die im Rahmen der vorliegenden Untersuchungen allerdings nicht verwendet werden. Aus den in Tab. 2-3 für die Uran-Komponenten aufgeführten Massewerten ergeben sich nach [FS1980] die in Tab. 2-4 aufgeführten Werte für die Aktivitäten von U-235 und U-238.

Die Strahlenqualitäten und Quellstärken der verschiedenen Komponenten des Torso-Phantoms sind in Tab. A1-4 im Anhang A1 zusammengestellt.

| Radioaktiver Stoff | Aktivität bzw. Masse des radioaktiven Stoffes in | | |
|--------------------|--|-------------|---------|
| | Lunge | Lymphknoten | Leber |
| Pu-238 | 296 kBq | 296 kBq | 296 kBq |
| Pu-239 | 740 kBq | 740 kBq | 740 kBq |
| Am-241 | 89 kBq | 89 kBq | 89 kBq |
| Thorium(nat) | 680 mg | | 680 mg |
| Uran(nat) | 680 mg | | 680 mg |
| Uran(anger. 93%) | 680 mg | | |
| Uran(abger.) | 60 mg | | |

Tab. 2-3: Aktivitäten bzw. Massen der Kalibriersubstanzen in den aktiven Komponenten des Torsophantoms nach Angaben von Humanoid Systems

| Radioaktiver Stoff Radionuklid | Aktivität des Radionuklids in | | |
|-----------------------------------|-------------------------------|-------------|----------|
| | Lunge | Lymphknoten | Leber |
| Uran(nat) | | | |
| U-235 | 390 Bq | | 390 Bq |
| U-238 | 8,36 kBq | | 8,36 kBq |
| Uran(anger. 93%) | | | |
| U-235 | 51,7 kBq | | |
| U-238 | 4,76 kBq | | |
| Uran(abger.) | | | |
| U-235 | - | | |
| U-238 | 743 Bq | | |

Tab. 2-4: Aktivitäten von U-235 und U-238 in den uranhaltigen Komponenten des Torsophantoms

2.2.2 Knochen-Phantome

Mit den bei HS verfügbaren Phantomen (Torso-Phantom und Rumpf-Phantom) ist eine Kalibrierung der Detektorsysteme für Aktivitätsdepositionen im Skelett nicht möglich. Aus diesem Grund wurden diese Kalibrierungen in den vergangenen Jahren verschiedene Knochenphantome von externen Institutionen ausgeliehen.

2.2.2.1 NYUMC-Phantom

Am *Institute of Environmental Medicine* des *New York University Medical Centers (NYUMC)* wurden 1985 zwei Schädelphantome, ein Thorax-Phantom und ein Knie-Phantom hergestellt. Die Phantome bestehen aus Knochen eines menschlichen Skeletts, die in eine Masse aus ausgehärtetem Dentalwachs eingebettet sind. Das Dentalwachs ist so modelliert, dass die Phantome etwa den Proportionen eines etwa 170 cm großen Mannes mit einem Körpergewicht von 70 kg entsprechen (ICRP Reference Man [ICRP1975]).

Die Knochen der Phantome sind an der Oberfläche gleichmäßig mit Am-241 belegt. Bei den Schädel-Phantomen wird dabei zwischen einer Belegung der inneren Knochenoberfläche (Phantom I) und der äußeren Knochenoberfläche (Phantom II) unterschieden. Auf diese Weise kann man beim Schädel sowohl eine homogene Oberflächenkontamination (arithmetischer Mittelwert der mit beiden Phantomen gewonnenen Wirkungsgradwerte) und

eine homogene Volumenkontamination (geometrischer Mittelwert der mit beiden Phantomen gewonnenen Wirkungsgradwerte) simulieren.

| Phantom-Komponente | Knochenkomponenten | Gesamtaktivitätsbelegung (Bq Am-241) |
|---|---|---|
| Schädel-Phantom I (Aktivitätsbelegung an der inneren Knochenoberfläche) | Schädel mit Unterkiefer | 361 |
| Schädel-Phantom II (Aktivitätsbelegung an der äußeren Knochenoberfläche) | Schädel mit Unterkiefer | 383 |
| Thorax-Phantom | Hals- und Thoraxwirbelsäule, Rippen, Schlüsselbeine, Brustbein, Schulterblätter | 33900 |
| Knie-Phantom | Kniescheibe, Kniegelenk, untere Hälfte des Oberschenkelknochens, obere Hälfte des Unterschenkelknochens | 485 |

Tab. 2-5: Einzelkomponenten und Aktivitätsbelegung der Knochen-Phantome des Institute of Environmental Medicine des New York University Medical Centers (NYUMC) [Coh87]

2.2.2.2 USTUR-Phantom

Das Knochenphantom des *United States Transuranium and Uranium Registry (USTUR)* besteht aus gewebeäquivalenten Nachbildungen von einem Kopf, einem Thorax, einem Arm und einem Bein, in die die Knochen aus der linken Körperhälfte einer Person mit einer bekannten Skelettdeposition von Am-241 sowie die Knochen der rechten Körperhälfte einer nichtexponierten Person eingebettet sind. Bei der kontaminierten Person handelte es sich um einen Wissenschaftler, der unbemerkt über eine kleine Stichverletzung am linken Zeigefinger eine signifikante Am-241-Aktivität inkorporiert hat [Bre85]. Nach dem Tod des Wissenschaftlers wurde eine Autopsie durchgeführt, bei der das gesamte Weichgewebe sowie sämtliche Knochen der rechten Körperhälfte radiochemisch auf Am-241 untersucht wurden. Die Untersuchungen zeigten, dass die Am-241-Aktivität weitgehend homogen über die untersuchten Knochen verteilt war [McI85]. Aus den Knochen der linken Körperhälfte wurde das Phantom hergestellt. Aufgrund der Homogenität der Aktivitätsverteilung kann man davon ausgehen, dass die Aktivität in den Knochen des Phantoms mit der Aktivität in den Knochen der rechten Körperhälfte übereinstimmt. Insofern kann die Aktivität in den Knochen des Phantoms als bekannt vorausgesetzt werden. Die Gesamtaktivität des Phantoms beträgt demnach 4409 Bq Am-241. Die Tab. 2-6 zeigt die Verteilung der Aktivität auf die vier Komponenten des Phantoms [McI85].

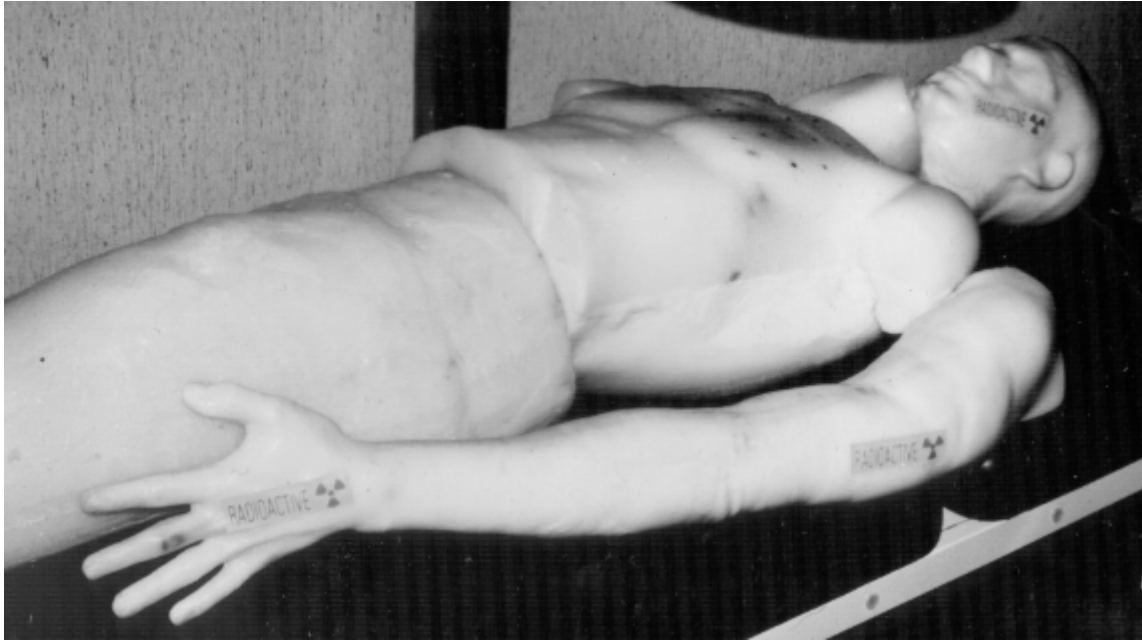


Abb. 2-9: USTUR-Phantom zur Kalibrierung des Karlsruher Teilkörperzählers für Am-241-Depositionen im Skelett

| Phantom-Komponente | Knochenkomponenten | Gesamtaktivitätsbelegung (Bq Am-241) |
|--------------------|---|---|
| Schädel-Phantom | Schädel mit Unterkiefer, Zungenbein und Zähnen | 624 |
| Thorax-Phantom | Hals- und Thoraxwirbelsäule, Rippen, Schlüsselbeine, Brustbein, Schulterblätter | 1180 |
| Arm-Phantom | Oberarmknochen, Ellenbogenknochen, Speichenknochen, Handknochen | 579 |
| Bein-Phantom | Oberschenkelknochen, Schienbein, Wadenbein, Kniescheibe, Fußknochen | 2026 |

Tab. 2-6: Einzelkomponenten und Aktivitätsbelegung der Knochen-Phantome des United States Transuranium and Uranium Registry (USTUR) [McI85]

2.3 Messgeometrie

Die Probanden liegen während der Untersuchung auf einer Liege, die in fester Position parallel zur Längsseite der Messzelle angeordnet ist. Die Detektorsysteme sind jeweils an einer Kreuzschlitten-Fahrmechanik befestigt, mit deren Hilfe sie in die verschiedenen Messpositionen gefahren werden können (Abb. 2-1 und Abb. 2-2).

Die Fahrmechanik ist an zwei unter der Decke der Messzelle in Längsrichtung befestigten Schienen aufgehängt. In diesen Schienen laufen zwei Längsschlitten für die beiden

Detektorsysteme. Der Schlitten für die Phoswich-Detektoren befindet sich – vom Eingang der Messzelle aus gesehen – links im Bereich des Kopfendes der Liege und der Schlitten für die HPGe-Detektoren rechts im Bereich des Fußendes der Liege. Beide Schlitten können manuell in Richtung der Längsseite der Messzelle (x-Richtung) bewegt werden. Auf diese Weise können beide Schlitten über jeden Punkt der Probandenliege angeordnet werden, allerdings befindet sich der Schlitten mit den Phoswich-Detektoren stets links von dem Schlitten mit den HPGe-Detektoren. In den Längsschlitten läuft jeweils ein Querschlitten, der manuell in Richtung der Querseite der Messzelle (y-Richtung) bewegt werden kann. An diesen Querschlitten befindet sich jeweils ein vertikaler Teleskoparm mit elektromotorischer Höhenverstellung. Am unteren Ende der Teleskoparme sind jeweils spezielle Halterungen für die beiden Detektorsysteme angebracht.

Die Halterung der Phoswich-Detektoren (Abb. 2-1). erlaubt eine Drehung der Detektoren um zwei Achsen sowie eine Horizontalverschiebung beider Detektoren in y-Richtung relativ zueinander. Mit dieser Halterung in Verbindung mit den Kreuzschlitten können die Detektoren in jede Messposition an der Vorderseite des liegenden Probanden gebracht werden, wobei die Neigung der Detektoren optimal an die Oberfläche des Körpers angepasst werden kann.

Die Halterung der HPGe-Detektoren (Abb. 2-2) gestattet eine konzentrische Anordnung der Detektoren über jedem Messpunkt im Bereich der Probandenliege. Die Neigung und der Mittenabstand der Detektoren kann jeweils mit Hilfe von zwei Stellschrauben individuell justiert werden. Die vertikale Ausrichtung erfolgt mit Hilfe von speziellen Gewindebüchsen an den Endkappen der Detektoren.

Die Anordnung der Detektoren wurde mit Hilfe von Phantom-Messungen optimiert. Dabei wurde auf eine möglichst hohe organspezifische Empfindlichkeit für Nukliddepositionen in der Lunge, in der Leber sowie im Skelett Wert gelegt. Außerdem wurde versucht, die Querempfindlichkeiten der Detektoren möglichst gering zu halten. Auf der Basis dieser Kriterien wurden für die beiden Detektorsysteme die im folgenden näher beschriebenen Messpositionen definiert.

2.3.1 Phoswich-Detektoren

2.3.1.1 Lungenmessposition (Standardmessposition)

Zur Messung von Aktivitätsdepositionen in der Lunge bzw. in den tracheo-bronchialen Lymphknoten werden die Phoswich-Detektoren symmetrisch zur Körperachse über der Lunge des Probanden angeordnet (Abb. 2-10, links). Die Horizontalposition wird dabei so justiert, dass sich die Mittelpunkte der Strahleneintrittsfenster über der Verbindungslinie zwischen den Brustwarzen der Person befinden. Die Vertikalposition wird so justiert, dass der Thorax des Probanden bei maximaler Einatmung die Strahleneintrittsfenster der Detektoren gerade berührt. In dieser Einstellung variiert der Abstand des Thorax von den Detektoren bei normaler Atmung zwischen etwa 1 und 3 cm, der mittlere Abstand liegt bei etwa 2 cm. Die Neigung der Detektoren wurde an die Wölbung des Brustkorbes im Bereich der Brustwarzen angepasst. Dabei wurde aufgrund von Voruntersuchungen eine Einstellung gewählt, die bei durchschnittlich proportionierten Probanden eine optimale Annäherung der Detektoren gewährleistet. Diese Einstellung der Detektorneigung sowie die Einstellung des Abstandes beider Detektoren voneinander wird bei allen Messungen beibehalten. Die individuelle Anpassung der Detektorposition an die Körperproportion der Probanden erfolgt allein durch horizontale bzw. vertikale Verschiebung der Detektorhalterung als Ganzes.

Als Standard-Messgeometrie wird die Messposition bei Messung des Torso-Phantoms (Abschn. 2.2) definiert. Zur Ausrichtung der Detektoren sind an der Front des Torso-Phantoms Kreise angebracht, die jeweils die optimale Messposition für die beiden Lungenflügel bzw. für die Leber markieren. Die Mittelpunkte der Kreise über der Lunge entsprechen etwa der Lage der Brustwarzen bei einem durchschnittlich proportionierten Probanden. In der Standard-Messgeometrie werden die Detektoren daher in Analogie zu der Probandenmessung so ausgerichtet, dass sich die Mittelpunkte der Strahleneintrittsfenster über der Verbindungslinie zwischen den Mittelpunkten der Markierungskreise befindet. Die Vertikaleinstellung wird so justiert, dass der Abstand zwischen dem Phantom und den Strahleneintrittsfenstern etwa 2 cm beträgt.

Diese Standard-Messgeometrie wird durch die folgenden Stellwerte der Fahrmechanik definiert:

- Position des Querschlittens in horizontaler Längsrichtung der Messzelle (x-Achse): 1280 mm
- Position des Kreuzschlittens in horizontaler Querrichtung der Messzelle (y-Achse): 1560 mm
- Position des Teleskoparms in vertikaler Richtung (z-Achse): 170 mm

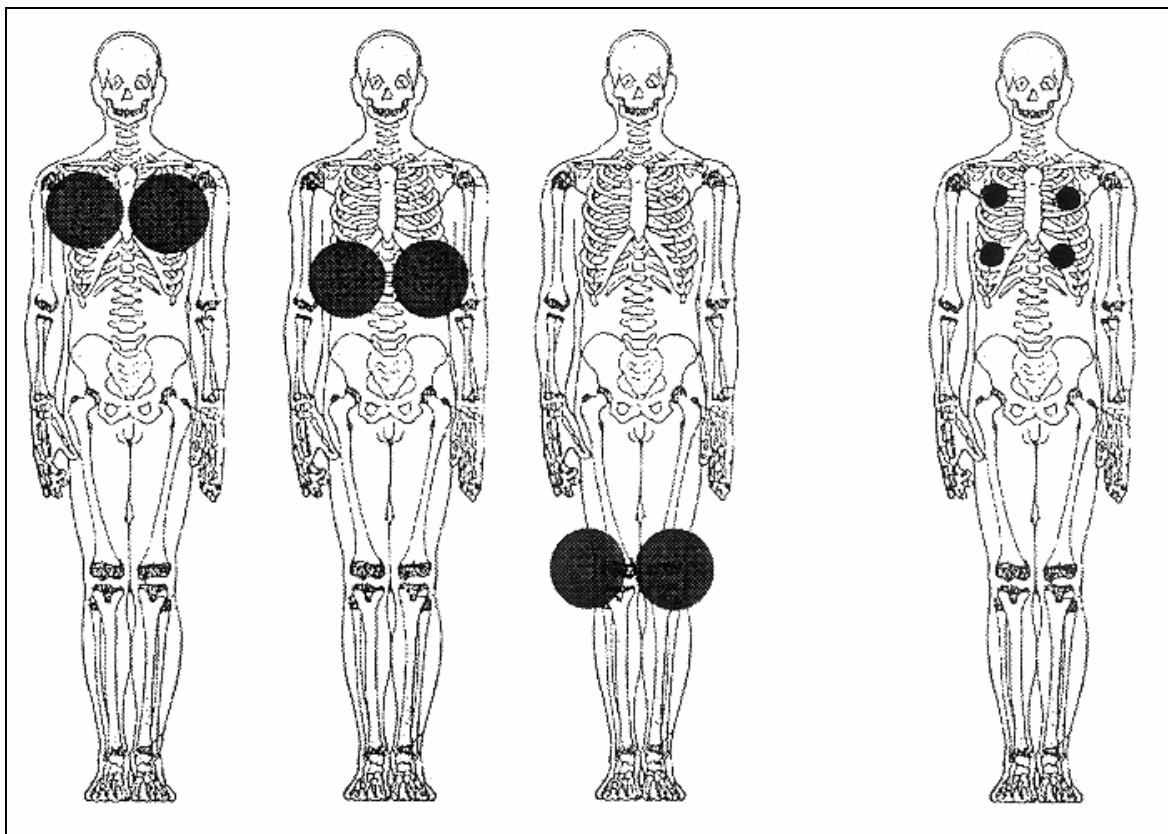


Abb. 2-10: Anordnung der beiden Phoswich-Detektoren in der Lungenmessposition (links), der Lebermessposition (zweite von links) und der Kniemessposition (dritte von links) sowie Anordnung der vier HPGe-Detektoren in der Lungen/Lebermessposition (rechts)

2.3.1.2 Lebermessposition

Zur Untersuchung von Aktivitätsdepositionen in der Leber wird der Proband um 180° gedreht, so dass sich der Kopf am Fußende der Liege befindet. Auf diese Weise kann eine gute Annäherung der Detektoren an die Leber des Probanden erzielt werden, ohne dass die Einstellung der Detektorneigung in der Halterung verändert werden muss. Die Detektoren werden horizontal in x-Richtung so verschoben, dass sich das dem Kopf zugewandte Ende der Strahleneintrittsfenster jeweils etwa in Höhe des Rippenbogens unterhalb des Brustbeins des Probanden befindet (Abb. 2-10). Die Vertikaleinstellung wird wie bei der Lungenmessung so justiert, dass der Thorax des Probanden bei voller Einatmung die Detektoren gerade berührt.

2.3.1.3 Kniemessposition

In der Kniemessposition wird der Proband wie bei der Lebermessposition um 180° gedreht. Die Anordnung der Detektoren erfolgt symmetrisch zur Körperachse, wobei die Horizontalposition der Detektoren so eingestellt wird, dass sich die Verbindungslinie zwischen den Mittelpunkten der Strahleneintrittsfenster etwa über den Mittelpunkten der Kniescheiben des Probanden befindet (Abb. 2-10). Die Vertikalposition wird so gewählt, dass der Abstand der Kniescheiben von den Detektoren bei geschlossenen Beinen etwa 1 cm beträgt.

2.3.2 HPGe-Detektoren

2.3.2.1 Lungen/Lebermessposition (Standardmessposition)

Die HPGe-Detektoren sind an dem zweiten Schlitten der Fahrmechanik im hinteren Teil der Messkammer des Teilkörperzählers montiert. Aus diesem Grund liegt der Proband bei den Untersuchungen mit den HPGe-Detektoren mit dem Kopf am rechten Ende der Liege. (Abb. 2-2). Die HPGe-Detektoren haben einen wesentlich kleineren Durchmesser als die Phoswich-Detektoren. Bedingt dadurch haben die HPGe-Detektoren ein wesentlich höheres räumliches Auflösungsvermögen, so dass Lungen- und Leberdepositionen organspezifisch mit einer einzigen Messung erfasst werden können. Die Standard-Messposition wurde anhand von Phantom-Messungen so optimiert, dass der Gesamtwirkungsgrad aller vier Detektoren sowohl für Lungen- als auch für Leberdepositionen möglichst groß ist.

Die Standard-Messposition der HPGe-Detektoren (Abb. 2-10, rechts) wird durch die folgenden Stellwerte der Fahrmechanik sowie die in Tab. 2-7 zusammengestellten Stellwerte der Detektorhalterung definiert. Bei der Zuordnung der Detektornummern ist zu beachten, dass die Detektoren im Jahr 2003 vom Hersteller überarbeitet worden sind. Nach der Überarbeitung wurde die Zuordnung der Detektornummern verändert. Die in Tab. 2-7 aufgeführten Detektornummern beziehen sich auf den heutigen Stand. Die früheren Detektornummern sind in Klammern aufgeführt.

- Position des Querschlittens in horizontaler Längsrichtung der Messzelle (x-Achse): 1850 mm
- Position des Kreuzschlittens in horizontaler Querrichtung der Messzelle (y-Achse): 1480 mm
- Position des Teleskoparms in vertikaler Richtung (z-Achse): 225 mm

| Detektor | Stellwert | | |
|------------|--------------------------|--------------------------------|----------------------------|
| | Neigung (Skalenteile) | Mittenabstand (Skalenteile) | Höhe Gewindebüchse (cm) |
| HPGe 1 (3) | 41,1 | 81,0 | 6,5 |
| HPGe 2 (4) | 45,3 | 6,9 | 7,0 |
| HPGe 3 (1) | 44,0 | 52,5 | 9,2 |
| HPGe 4 (2) | 41,4 | 81,6 | 9,0 |

Tab. 2-7: Stellwerte der Halterung der HPGe-Detektoren in der Standard-Messposition (frühere Zuordnung der Detektornummern in Klammern)

Bei dieser Einstellung befindet sich der Detektor HPGe 1 etwa über der Leber. Die Detektoren HPGe 2 und HPGe 3 befinden sich über dem unteren bzw. dem oberen Teil des linken Lungenflügels, während Detektor 4 über dem oberen Teil des rechten Lungenflügels angeordnet ist.

3 Kalibrierung des Teilkörperzählers

Die Impulse der Detektoren des Teilkörperzählers werden verstärkt und digitalisiert. Die digitalisierten Impulse werden einem Vielkanalanalysator zugeführt und dort entsprechend ihrer Amplitude in die Kanäle eines Impulshöhenspektrums eingelesen. Bei den Phoswich-Detektoren werden simultan die Spektren der NaI(Tl)-Kristalle und der CsI(Tl)-Kristalle registriert (Abschn. 2.1.1). Diese Spektren umfassen jeweils 256 Kanäle. Bei den HPGe-Detektoren werden im Normalbetrieb jeweils die Spektren der planaren HPGe-Kristalle erfasst und in besonderen Fällen zusätzlich auch die Spektren der koaxialen HPGe-Kristalle (Abschn. 2.1.2). Diese Spektren erstrecken sich jeweils über 4096 Kanäle.

Die Amplitude der Impulse hängt von der Energie der absorbierten Strahlung ab. Demzufolge ergibt sich bei der Absorption von Photonenstrahlung einer bestimmten Energie eine Häufung von Impulsen mit einer entsprechenden Amplitude. Diese Häufung führt im Impulshöhenspektrum zu einem so genannten Peak. Da sowohl die Strahlenabsorption als auch die Ladungserzeugung und die Ladungsübertragung von statistischen Prozessen bestimmt werden, haben die Peaks im allgemeinen die Form einer Glockenkurve mit einer für den Detektor charakteristischen Breite. Als Maß dient hierbei die Halbwertsbreite, die die Breite der Glockenkurve in halber Höhe angibt.

Die spektrale Lage des Peakmaximums ist ein Maß für die Energie der absorbierten Strahlung und erlaubt daher die Identifizierung des Nuklids der Strahlenquelle. Für diesen Zweck muss der Zusammenhang zwischen der Energie der absorbierten Strahlung und der Kanallage des entsprechenden Peakmaximums hergestellt werden (Energiekalibrierung). Die Fläche des Peaks ist ein Maß für die Intensität der absorbierten Strahlung und gestattet daher bei Kenntnis des Nuklids die Bestimmung der Aktivität der Strahlenquelle. Hierfür muss der Zusammenhang zwischen der Peakfläche und der Quellstärke der Strahlenquelle hergestellt werden (Effizienzkalibrierung). Sowohl für die Energiekalibrierung als auch für die Effizienzkalibrierung ist die Halbwertsbreite der Peaks von besonderer Bedeutung.

3.1 Energiekalibrierung

Zur Bestimmung der Energiezuordnung werden Punktstrahler mit den Nukliden Am-241, Co-57, Ba-133, Cs-137 und Co-60 verwendet. Diese Nuklide decken den Energiebereich von 13,9 bis 1332 keV ab (Tab. A1-3) und erlauben in diesem Energiebereich eine hinreichend genaue Energiekalibrierung. Die Punktstrahler werden im allgemeinen in der Verlängerung Detektorachse in einem Abstand von 20 bis 30 cm vor dem Strahleneintrittsfenster der Detektoren angeordnet. Auf diese Weise werden die Einflüsse der Absorption bzw. der Streuung der Strahlung und die Einflüsse der Anisotropie des Strahleneinfalls auf die Spektrallage der Peaks minimiert.

3.1.1 Phoswich-Detektoren

Zur Energiekalibrierung der Phoswich-Detektoren werden die Punktstrahler jeweils am Referenzpunkt R7 (Tab. A2-2) angeordnet. Dieser Referenzpunkt befindet sich nahezu in der Verlängerung der Detektorachsen beider Phoswich-Detektoren, wobei der Abstand zum linken Detektor 25,6 cm und der Abstand zum rechten Detektor 22,1 cm beträgt.

Die Abb. 3-1 und 3-2 zeigen als Beispiel die Impulshöhenspektren des NaI(Tl)-Kristalls der beiden Phoswich-Detektoren für einen Am-241-Punktstrahler am Referenzpunkt R7. Die Spektren sind jeweils auf ein emittiertes Photon normiert, das heißt die Ordinate gibt die Anzahl der Impulse pro Kanal und Photon an. Das Nuklid Am-241 emittiert eine charakteristische Röntgen-Strahlung mit drei Linien bei 13,9 keV, 17,6 keV und 21,0 keV sowie eine γ -Strahlung mit zwei Linien bei 26,4 keV und 59,5 keV (Tab. A1-3). Die Elektronik ist so justiert, dass eine Kanalbreite etwa der Energiedifferenz 1 keV entspricht. Demnach entspricht der Peak mit dem Maximum in Kanal 59 der γ -Linie bei 59,6 keV. Die übrigen Linien werden aufgrund der relativ großen Linienbreite nicht aufgelöst.

Bedingt durch das schlechte Energieauflösungsvermögen der Phoswich-Detektoren werden im Peak außer den ungestreuten Photonen auch bis zu einem gewissen Grad gestreute Photonen registriert. Die gestreuten Photonen haben eine geringere Energie als die ungestreuten Photonen und erzeugen daher vorwiegend Impulse in der niederenergetischen Flanke des Peaks. Je höher der Streuanteil ist, umso mehr wird die niederenergetische Flanke auf Kosten der höherenergetischen Flanke angehoben. Dies führt zu einer Verschiebung des Peak-Maximums zu kleineren Energien hin. Die Verschiebung ist umso stärker ausgeprägt, je höher der Streuanteil bzw. die Absorption der Strahlung ist. Dieser Effekt ist in den Abb. 3-1 und 3-2 erkennbar, er kann allerdings messtechnisch kaum erfasst werden.

Die bei den vorliegenden Untersuchungen angewandte Monte-Carlo Simulation bietet nun die Möglichkeit, den Streuanteil und damit die Peak-Verschiebung rechnerisch zu bestimmen. Allerdings benötigt man für die Simulation Eingangsinformationen über die Energiezuordnung und die Halbwertsbreite der Peaks. Aus diesem Grund wurden die Energiezuordnung und die Halbwertsbreite bei den Phoswich-Detektoren iterativ ermittelt. Im ersten Schritt wurde eine Monte-Carlo Simulation mit Schätzwerten der Energiezuordnung und der Halbwertsbreite durchgeführt. In den nächsten Iterationsritten wurden die Parameter anhand eines Vergleichs der gemessenen und berechneten Spektren sukzessive angepasst bis eine akzeptable Übereinstimmung von Messung und Rechnung erzielt wurde.

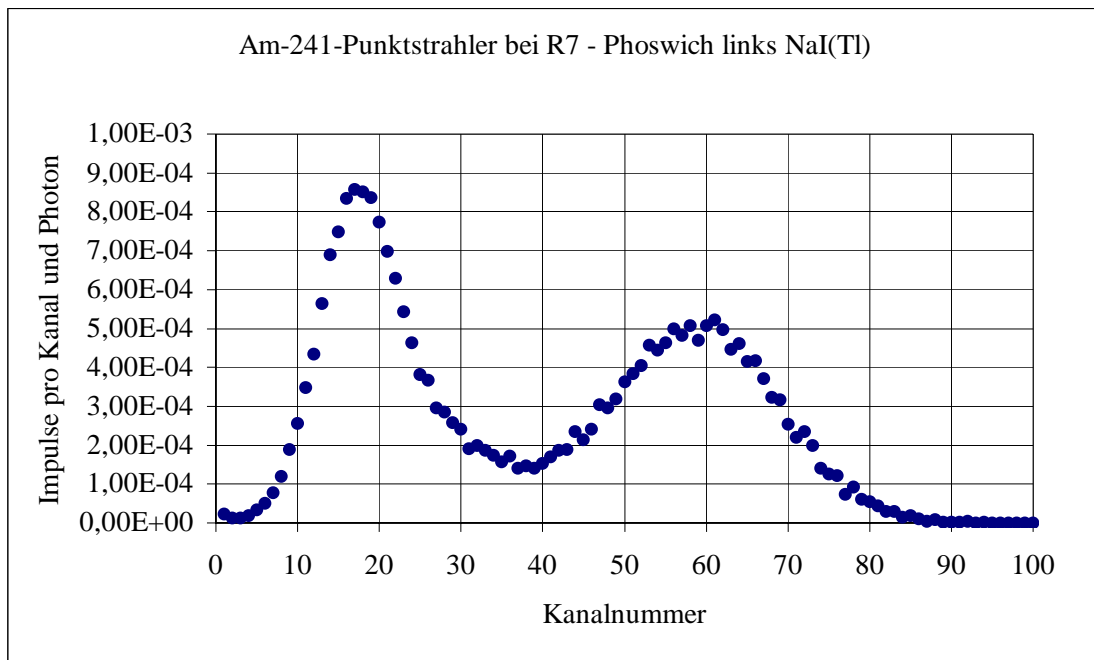


Abb. 3-1: Impulshöhenspektrum des NaI(Tl)-Kristalls des linken Phoswich-Detektors für einen Am-241-Punktstrahler am Referenzpunkt R7

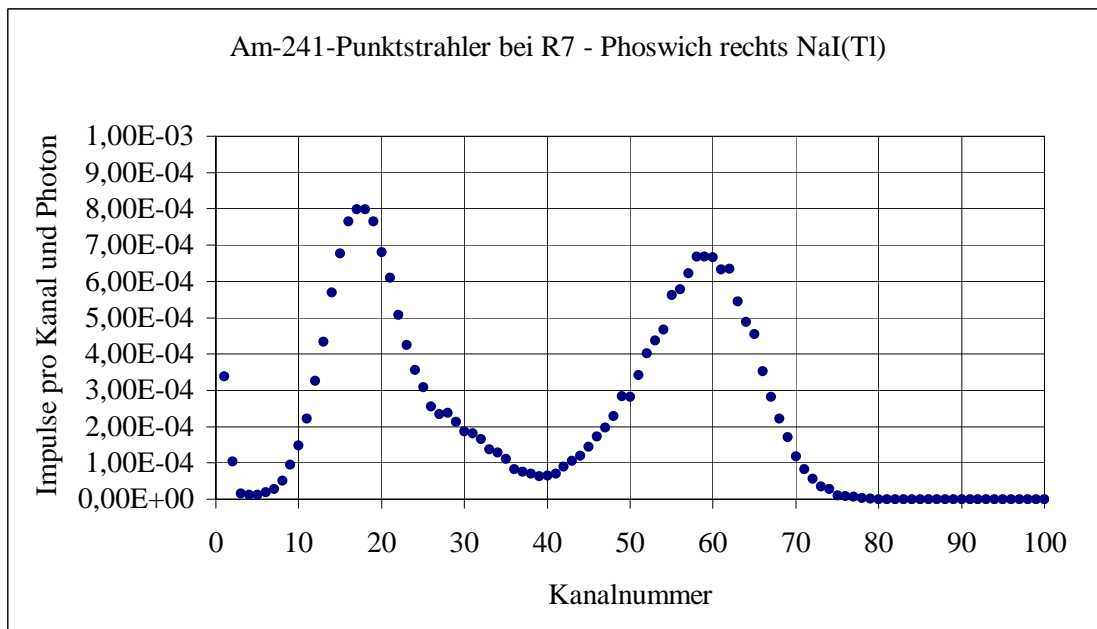


Abb. 3-2: Impulshöhenspektrum des NaI(Tl)-Kristalls des rechten Phoswich-Detektors für einen Am-241-Punktstrahler am Referenzpunkt R7

Die Tab. 3-1 und 3-2 zeigen die auf diese Weise für die Phoswich-Detektoren ermittelten Halbwertsbreiten. Der linke Phoswich-Detektor hat – vermutlich aufgrund seines höheren Alters - ein schlechteres Energieauflösungsvermögen als der rechte Phoswich-Detektor. Im Mittel ist die Halbwertsbreite der Peaks in den Spektren der NaI(Tl)-Kristalle beim linken Detektor etwa 40 % größer als beim rechten Detektor. In den Spektren der CsI(Tl)-Kristalle liegt der Unterschied bei etwa 10 %

| Energie in keV (Nuklid) | Halbwertsbreite in keV | |
|----------------------------|------------------------|------------------|
| | Linker Phoswich | Rechter Phoswich |
| 17,6 (Am-241) | 10 | 6 |
| 30,9 (Ba-133) | 14,5 | 8,5 |
| 59,5 (Am-241) | 22,0 | 15,5 |
| 81,0 (Ba-133) | 28,2 | 20,5 |
| 122,1 (Co-57) | 38,9 | 28,2 |

Tab. 3-1: Halbwertsbreite der Peaks in den Spektren der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren nach iterativer Anpassung

| Energie in keV | Halbwertsbreite in keV | |
|----------------|------------------------|------------------|
| | Linker Phoswich | Rechter Phoswich |
| 122,1 (Co-57) | 39,2 | 34,3 |
| 356,0 (Ba-133) | 78,9 | 70,1 |
| 661,6 (Cs-137) | 94,5 | 84,6 |
| 1332 (Co-60) | 96,4 | 88,2 |

Tab. 3-2: Halbwertsbreite der Peaks in den Spektren der CsI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren nach iterativer Anpassung

Die Halbwertsbreite kann in Anlehnung an den Formalismus des bei den vorliegenden Untersuchungen verwendeten Monte-Carlo Codes MCNP5 (Abschn. 4.1) durch die folgende Formel parametrisiert werden:

$$FWHM = a + b\sqrt{E} + c \cdot E^2 \quad (3.1.1.1)$$

Dabei ist E die Photonenenergie in MeV; a, b und c sind empirische Parameter (3.1.1.3)..

| Parameter | Linker Phoswich | | Rechter Phoswich | |
|-----------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| | NaI(Tl)-Kristall | CsI(Tl)-Kristall | NaI(Tl)-Kristall | CsI(Tl)-Kristall |
| a | 0 | -0,017 | 0 | -0,017 |
| b | 0,07 | 0,173 | 0,041 | 0,158 |
| c | 12,5 | -0,51 | 24 | -0,5 |

Tab. 3-3: Empirische Peak-Parameter für die Spektren der Phoswich-Detektoren

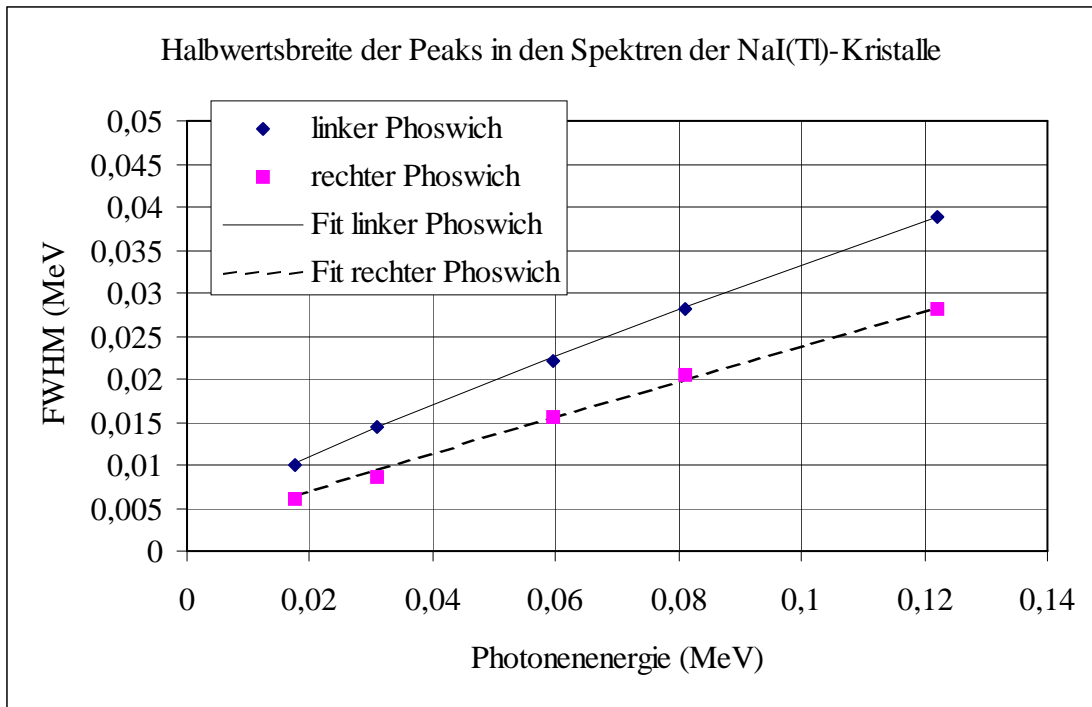


Abb. 3-3: Halbwertsbreite der Peaks in den Spektren der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren: Messwerte im Vergleich zu den nach Gl. (3.1.1.1) berechneten Fit-Werten

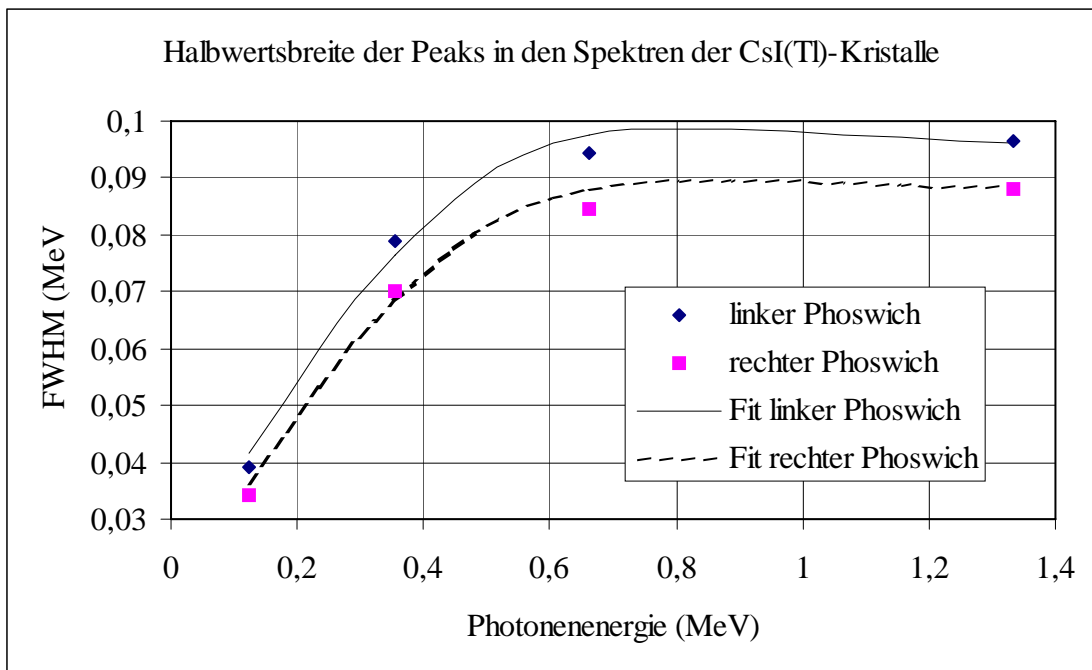


Abb. 3-4: Halbwertsbreite der Peaks in den Spektren der CsI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren: Messwerte im Vergleich zu den nach Gl. (3.1.1.1) berechneten Fit-Werten

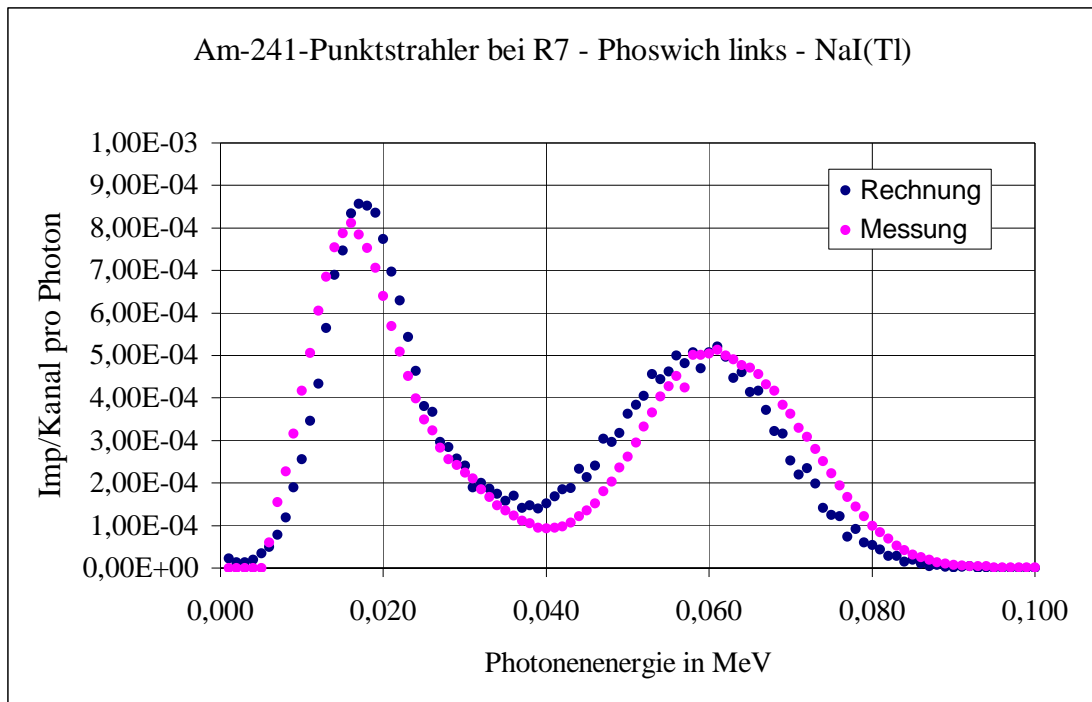


Abb. 3-5: Berechnetes und gemessenes Impulshöhenspektrum des NaI(Tl)-Kristalls des linken Phoswich-Detektors für einen Am-241-Punktstrahler am Referenzpunkt R7 nach iterativer Anpassung der Energiezuordnung und der Halbwertsbreite

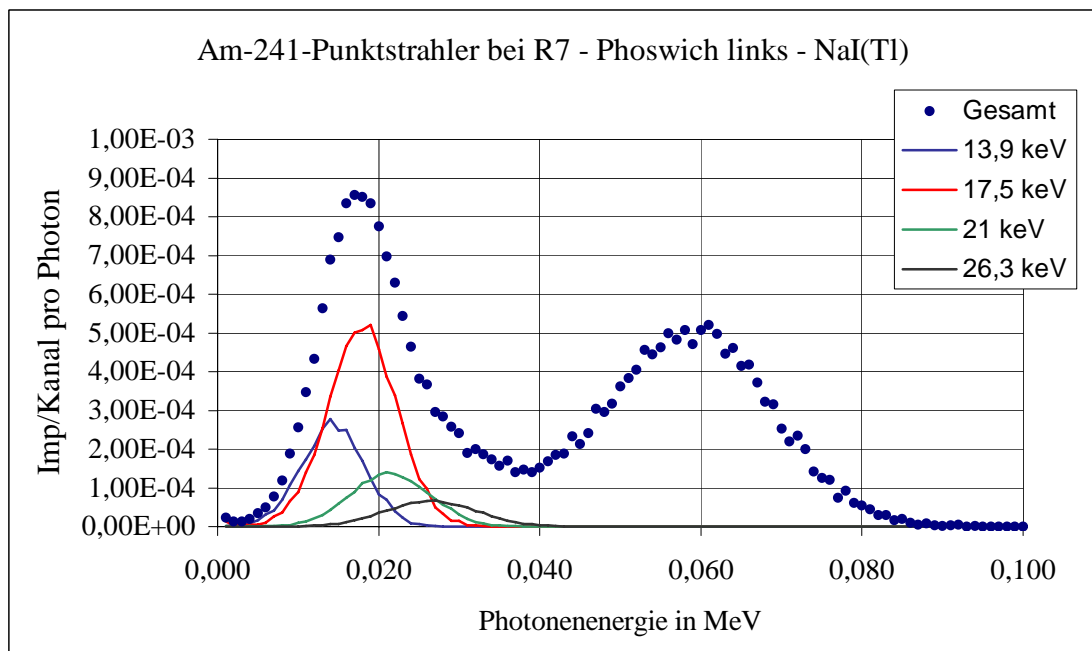


Abb. 3-6: Einzelkomponenten des berechneten Impulshöhenspektrum des NaI(Tl)-Kristalls des linken Phoswich-Detektors für einen Am-241-Punktstrahler am Referenzpunkt R7 nach iterativer Anpassung der Energiezuordnung und der Halbwertsbreite im Vergleich zu dem gemessenen Spektrum

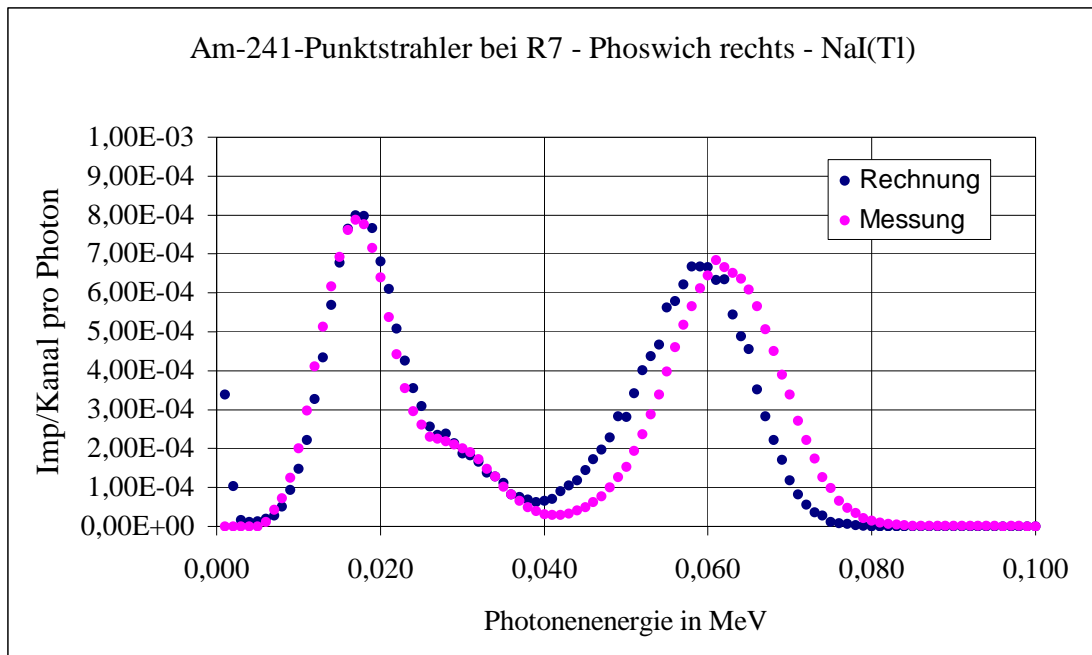


Abb. 3-7: Berechnetes und gemessenes Impulshöhenspektrum des NaI(Tl)-Kristalls des rechten Phoswich-Detektors für einen Am-241-Punktstrahler am Referenzpunkt R7 nach iterativer Anpassung der Energiezuordnung und der Halbwertsbreite

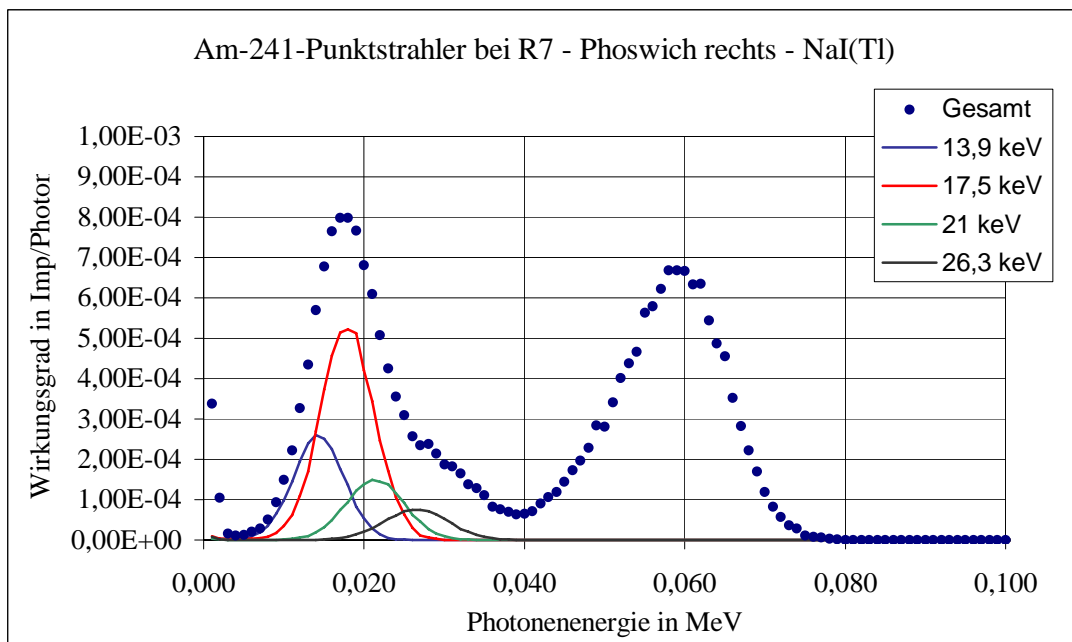


Abb. 3-8: Einzelkomponenten des berechneten Impulshöhenspektrum des NaI(Tl)-Kristalls des rechten Phoswich-Detektors für einen Am-241-Punktstrahler am Referenzpunkt R7 nach iterativer Anpassung der Energiezuordnung und der Halbwertsbreite im Vergleich zu dem gemessenen Spektrum

Die Abb. 3-5 und 3-7 zeigen die nach iterativer Anpassung der Energiezuordnung und der Halbwertsbreite berechneten Impulshöhenspektren im Vergleich zu den gemessenen Spektren. Die berechneten Spektren beziehen sich hierbei auf die in der Abszisse angegebene Photonenenergie. Die gemessenen Spektren beziehen sich dagegen auf die Kanallage, wobei eine Zuordnung von 1 keV pro Kanal unterstellt wurde. Wie aus den Abb. 3-5 und 3-7 hervorgeht, ist diese Zuordnung nur näherungsweise erfüllt. Zur genauen Bestimmung der Energiezuordnung werden die in Tab. 3-4 angegebenen Bezugspunkte herangezogen. Die Energieangaben beziehen sich dabei jeweils auf die berechneten Spektren bzw. auf die Spektrallage auf die gemessenen Spektren.

| Peak | Bezugspunkt | Linker Phoswich | | Rechter Phoswich | |
|----------------------------------|----------------------|-----------------|----------------------------|------------------|----------------------------|
| | | Energie E (keV) | Spektral-lage S(E) (Kanal) | Energie E (keV) | Spektral-lage S(E) (Kanal) |
| L-Strahlung 17,6 keV | Mitte Anstiegsflanke | 12 | 10 | 12,7 | 12 |
| | Maximum | 17,3 | 16 | 17,5 | 17 |
| | Mitte Abstiegsflanke | 24,3 | 24 | 23,4 | 22,4 |
| γ -Strahlung 59,6 keV | Mitte Anstiegsflanke | 46,5 | 49,5 | 51,2 | 54,2 |
| | Maximum | 59 | 62 | 59 | 62 |
| | Mitte Abstiegsflanke | 71 | 74,5 | 66 | 70 |
| γ -Strahlung 122,1 keV | Maximum | 122,1 | 120 | 122,1 | 122 |

Tab. 3-4: Bezugspunkte zur Energiekalibrierung der Spektren der Phoswich-Detektoren

Im betrachteten Energiebereich besteht zwischen der Energie E und der Spektrallage S(E) ein linear-quadratischer Zusammenhang, der durch die folgende Beziehung beschrieben werden kann:

$$S(E) = a + b \cdot E + c \cdot E^2 \quad (3.1.1.2)$$

Die Parameter a, b und c werden aus den in Tab. 3-4 zusammengestellten Bezugspunkten ermittelt. Dabei ergeben sich für die beiden Phoswich-Detektoren die in Tab. 3-5 aufgeführten Werte. Mit diesen Werten lässt sich die Energiezuordnung im betrachteten Energiebereich sehr gut interpolieren (Abb. 3-9 und 3-10).

| Parameter | Linker Phoswich | Rechter Phoswich |
|--------------------------------|-----------------|------------------|
| a (Kanäle) | -4 | -3,5 |
| b (Kanäle/keV) | 1,19 | 1,21 |
| c (Kanäle/(keV) ²) | -0,0014 | -0,00145 |

Tab. 3-5: Parameter zur Energiekalibrierung der Spektren der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren nach Gl. (3.1.1.1)

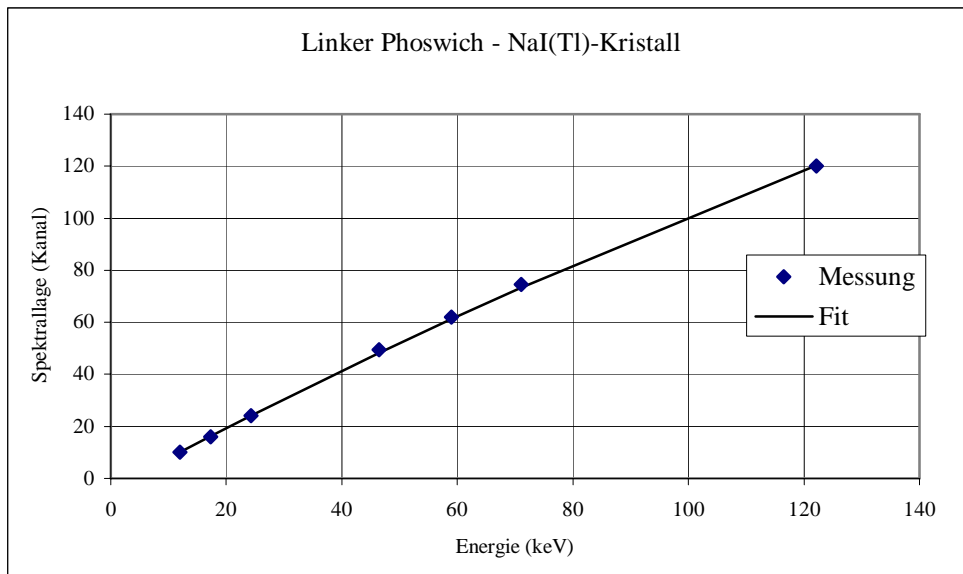


Abb. 3-9: Energiezuordnung der Kanallage in den Spektren des NaI(Tl)-Kristalls des linken Phoswich-Detektors

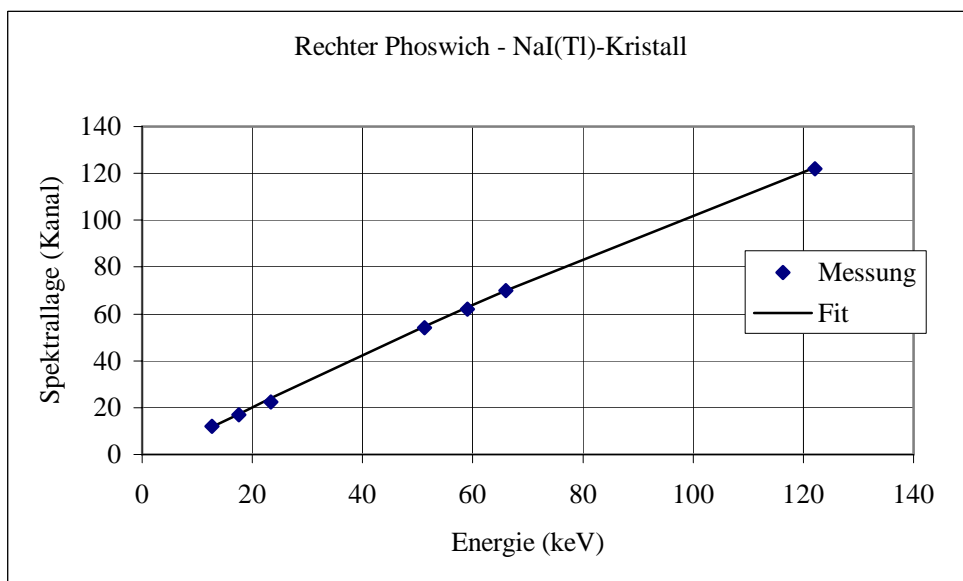


Abb. 3-10: Energiezuordnung der Kanallage in den Spektren des NaI(Tl)-Kristalls des rechten Phoswich-Detektors

3.1.2 HPGe-Detektoren

Zur Energiekalibrierung der HPGe-Detektoren werden die Punktstrahler jeweils am Referenzpunkt R19 (Tab. A2-2) angeordnet. Dieser Referenzpunkt befindet sich nahe an der Verlängerung der Detektorachsen aller vier HPGe-Detektoren, wobei der Abstand zu den Detektoren zwischen 22,9 cm (HPGe 1) und 30,5 cm (HPGe 3) variiert.

Die HPGe-Detektoren haben ein wesentlich besseres Energieauflösungsvermögen als die Phoswich-Detektoren, so dass die einzelnen Linien der charakteristischen Röntgen-Strahlung von Am-241 bei 13,9 keV, 17,6 keV und 21,0 keV sehr gut aufgelöst werden. Dies wird durch die Abb. 3-11 und 3-12 illustriert, in denen als Beispiel die Impulshöhenspektren der planaren Kristalle der beiden HPGe-Detektoren 1 und 4 für einen Am-241-Punktstrahler am Referenzpunkt R19 dargestellt sind. Das Energieauflösungsvermögen der einzelnen HPGe-Detektoren ist sehr unterschiedlich. Dies wird durch die Abb. 3-13 und 3-14 verdeutlicht, in denen jeweils der niederenergetische Teil der Impulshöhenspektren der beiden HPGe-Detektoren 1 und 4 dargestellt ist. Der Detektor HPGe 4 hat ein deutlich besseres Energieauflösungsvermögen als der Detektor HPGe 1; das Energieauflösungsvermögen der beiden anderen HPGe-Detektoren liegt zwischen diesen beiden Extremen. Bedingt durch das gute Energieauflösungsvermögen von HPGe 4 erkennt man in Abb. 3-14, dass sich die charakteristische L_{β} Röntgen-Strahlung bei 17,6 keV (entsprechend etwa Kanal 380) aus zwei Komponenten zusammensetzt. Ähnliches ist auch bei der L_{γ} Röntgen-Strahlung bei 20,0 keV (entsprechend etwa Kanal 450) erkennbar, wenngleich die beiden Komponenten hier nicht mehr aufgelöst werden. Bedingt durch die Mehrkomponentenstruktur können die Peaks der charakteristischen Röntgen-Strahlung nicht unmittelbar zur Bestimmung der Halbwertsbreite herangezogen werden. Eine Entfaltung der Peaks zeigt allerdings, dass die absoluten Halbwertsbreiten im niederenergetischen Bereich im Rahmen der Messgenauigkeit gleich sind.

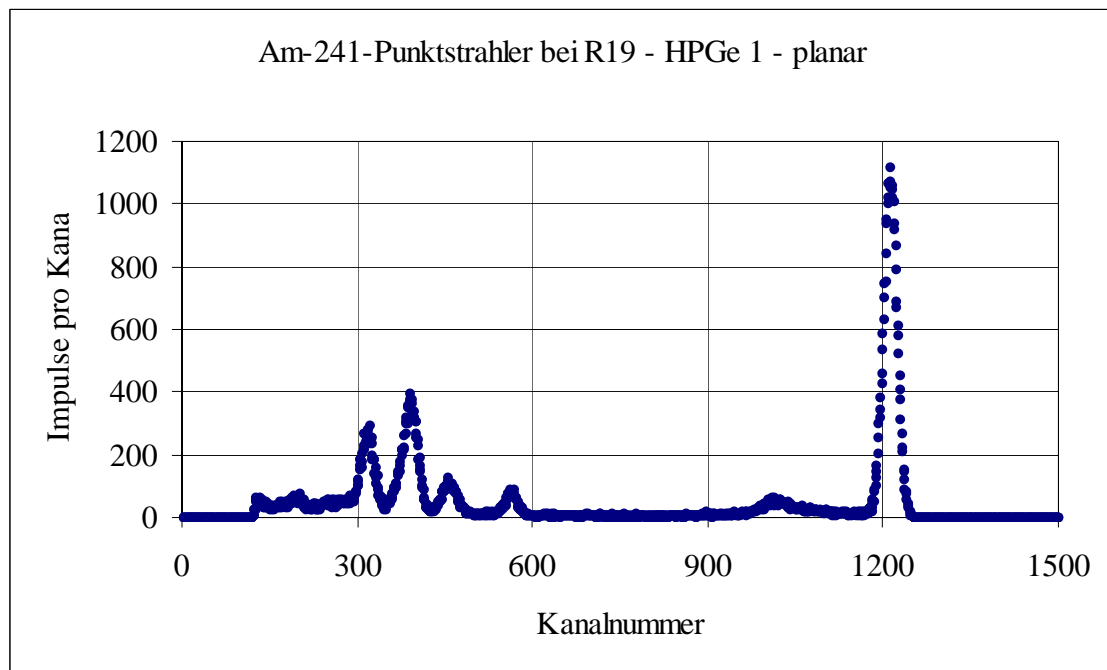


Abb. 3-11: Impulshöhenspektrum des planaren Kristalls des HPGe-Detektors 1 für einen Am-241-Punktstrahler am Referenzpunkt R19

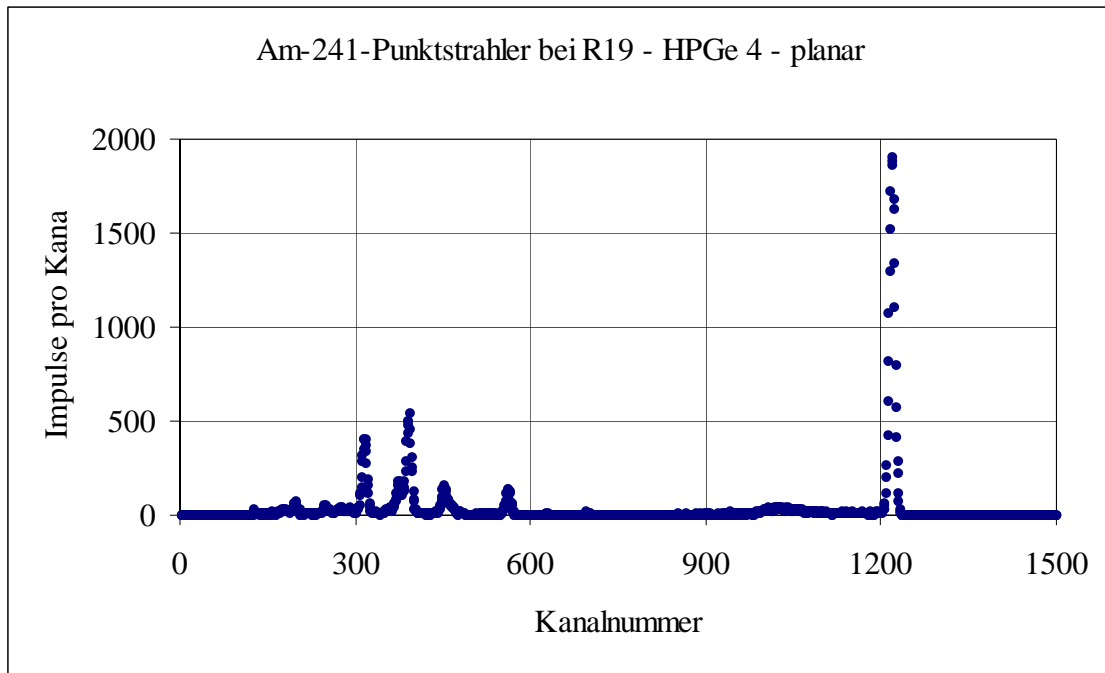


Abb. 3-12: Impulshöhenspektrum des planaren Kristalls des HPGe-Detektors 4 für einen Am-241-Punktstrahler am Referenzpunkt R19

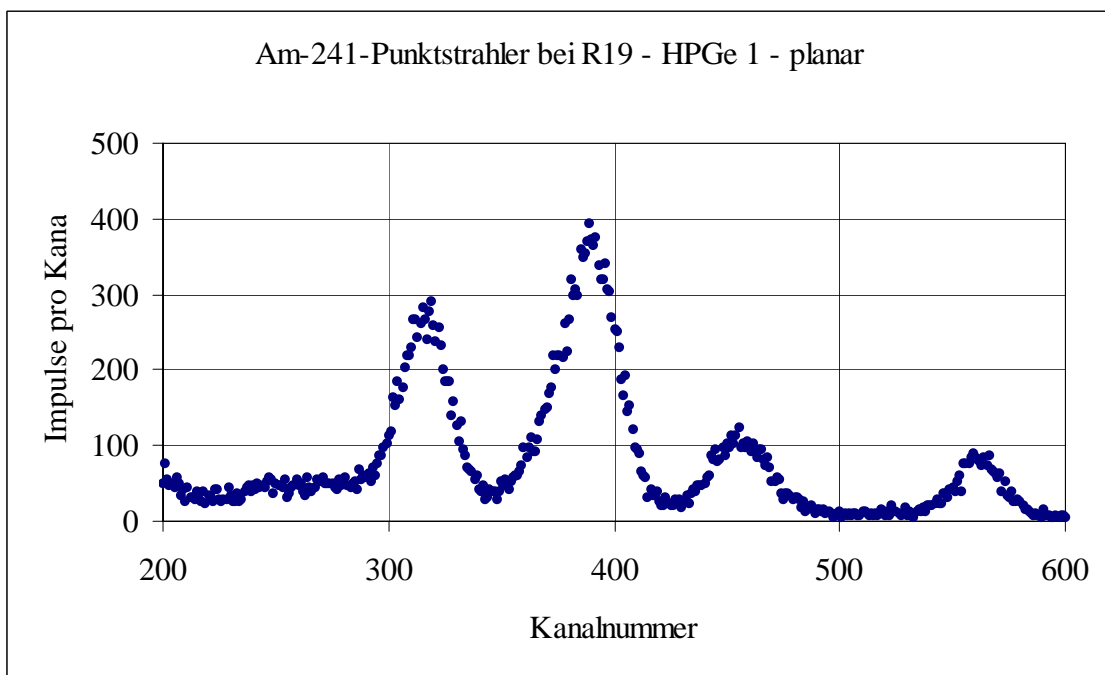


Abb. 3-13: Niederenergetischer Teil des Impulshöhenspektrums des planaren Kristalls des HPGe-Detektors 1 für einen Am-241-Punktstrahler am Referenzpunkt R19

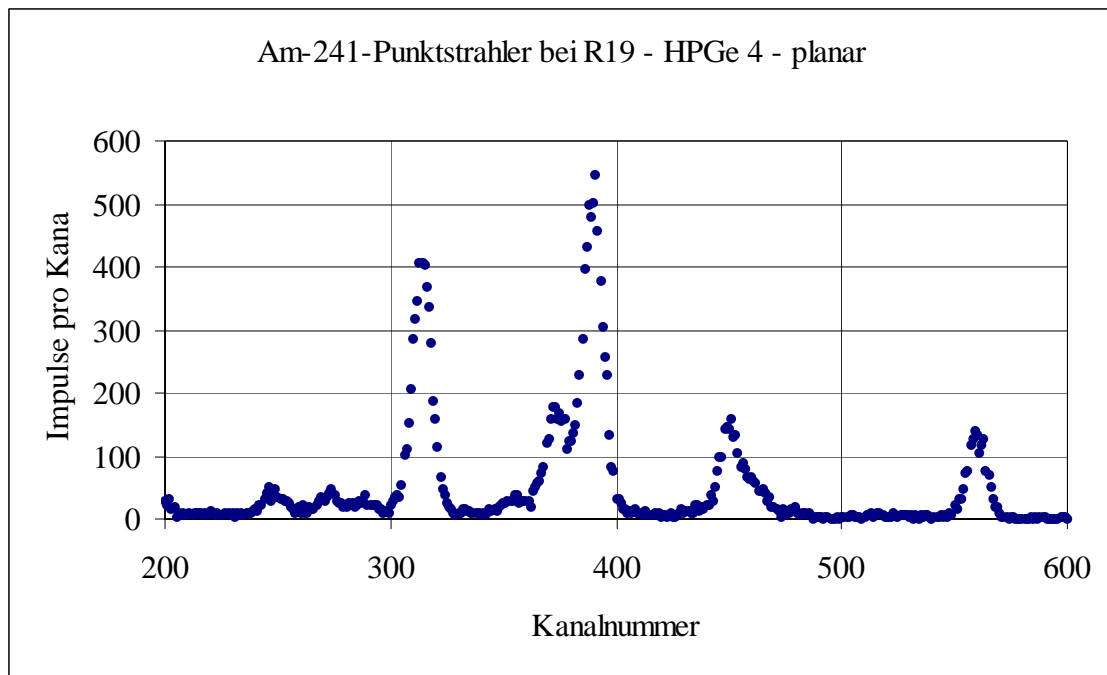


Abb. 3-14: Niederenergetischer Teil des Impulshöhenspektrums des planaren Kristalls des HPGe-Detektors 4 für einen Am-241-Punktstrahler am Referenzpunkt R19

| Energie in keV | Halbwertsbreite in keV | | | |
|----------------------------|------------------------|--------|--------|--------|
| | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| 13,9 (L_{α} X-ray) | 1,35 | 0,69 | 0,75 | 0,57 |
| 17,6 (L_{β} X-ray) | 1,38 | 0,71 | 0,77 | 0,57 |
| 59,5 | 1,48 | 0,77 | 0,81 | 0,65 |

Tab. 3-6: Halbwertsbreite der Photopeaks in den Spektren der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren

| Parameter | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
|-----------|---------|----------|--------|----------|
| a | 0,00125 | 0,000625 | 0,0007 | 0,000495 |
| b | 0,00095 | 0,00062 | 0,0007 | 0,00065 |
| c | 0 | 0 | 0 | 0 |

Tab. 3-7: Empirische Parameter für die Halbwertsbreite der Spektren der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren

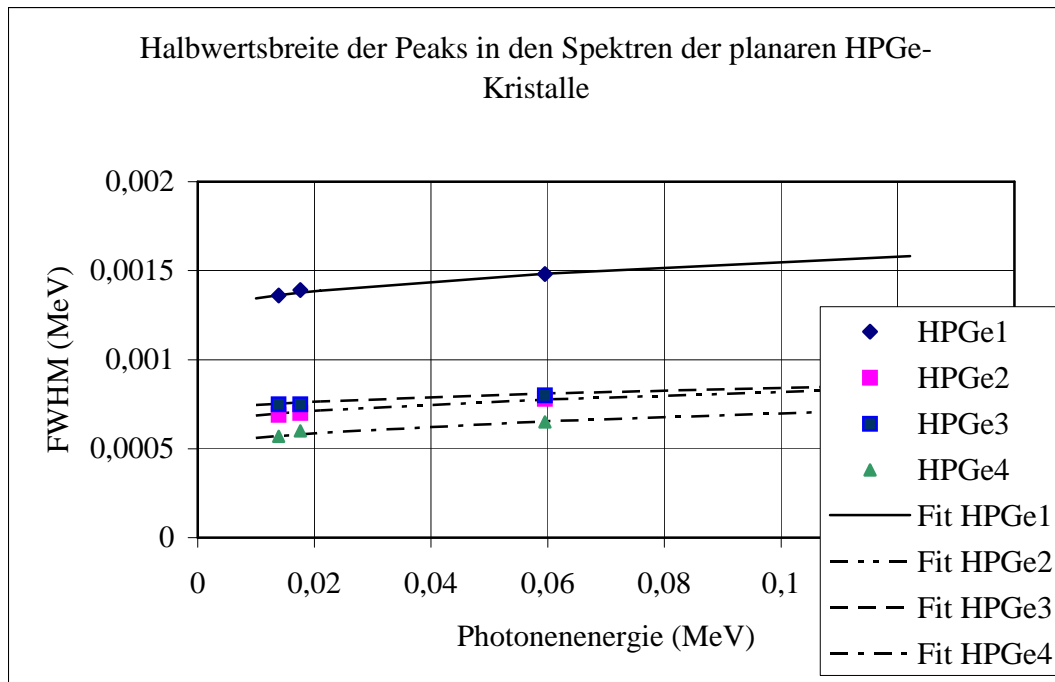


Abb. 3-15: Halbwertsbreite der Photopeaks in den Spektren der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren: Messwerte im Vergleich zu den nach Gl. (2.1.1) berechneten Fit-Werten

3.2 Definition der ROIs

Die Effizienz der Detektorsysteme für eine bestimmte Aktivitätsdeposition im Körper ergibt sich aus der Fläche der entsprechenden Peaks im Impulshöhenspektrum. Da die Peaks in erster Näherung einer Gauß'schen Glockenkurve entsprechen, kann man bei endlichen Peakbegrenzungen stets nur einen Teil der Gesamtfläche erfassen. Der entsprechende Spektralbereich wird allgemein als *Region of Interest* (ROI) bezeichnet. Zur Erzielung einer möglichst hohen Effizienz sollte die ROI einen möglichst großen Teil des Peaks umfassen. Andererseits sollte die ROI nicht so groß sein, dass es zu stärkeren Überlappungen mit benachbarten Peaks kommt. Dies ist insbesondere bei den Phoswich-Detektoren von großer Bedeutung. Auf der Basis der beiden genannten Kriterien werden für die vorliegenden Untersuchungen die folgenden Grenzen der ROIs definiert:

Untere Grenze E_u :

$$E_U = E_{\min} - 0,94 \cdot FWHM(E_{\min}) \quad (3.2.1)$$

Obere Grenze E_o :

$$E_O = E_{\max} + 0,94 \cdot FWHM(E_{\max}) \quad (3.2.2)$$

Dabei ist

E_{\min} die kleinste Energie der zu dem betrachteten Peak beitragenden Linien

| | |
|---------------------|--|
| E_{max} | die größte Energie der zu dem betrachteten Peak beitragenden Linien |
| $FWHM(E_{min,max})$ | die nach Gl. (3.1.1.1) für die Energie E_{min} bzw. E_{max} berechnete Halbwertsbreite |

Mit dieser Definition ergeben sich für die ROIs der wichtigsten Linien in den Spektren des NaI(Tl)-Kristalls bzw. des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren die in den Tab. 3-8 und 3-9 aufgeführten Grenzen. Für die HPGe-Detektoren ergeben sich in Analogie dazu die in den Tab. 3-10 und 3-11 zusammengestellten Grenzen.

Die energetischen Grenzen können mit Hilfe der in Abschn. 3.1 definierten Zusammenhänge in die entsprechenden Kanalgrenzen umgerechnet werden. Dabei ergeben sich z.B. mit Hilfe von Gl. (3.1.1.2) für die ROIs der Phoswich-Detektoren die in Tab. 3-11 aufgeführten Kanalgrenzen. Diese Grenzen werden bei der im folgenden beschriebenen Effizienzkalibrierung zugrunde gelegt.

| Energie in keV | Grenzen der ROIs in keV | | | |
|-------------------|-------------------------|--------------|------------------|--------------|
| | linker Phoswich | | rechter Phoswich | |
| | untere Grenze | obere Grenze | untere Grenze | obere Grenze |
| 17,6 | 5,5 | 38,2 | 8,7 | 33,9 |
| 59,6 | 38,4 | 80,8 | 44,9 | 74,3 |
| 122,1 | 85,6 | 176,5 | 85,6 | 165,9 |

Tab. 3-8: Energetische Grenzen der ROIs für die Spektren der NaI(Tl)-Kristalle der beiden Phoswich-Detektoren

| Energie in keV | Grenzen der ROIs in keV | | | |
|-------------------|-------------------------|--------------|------------------|--------------|
| | linker Phoswich | | rechter Phoswich | |
| | untere Grenze | obere Grenze | untere Grenze | obere Grenze |
| 122,1 | 83 | 179 | 88 | 174 |
| 356,0 | 284 | 428 | 292 | 420 |
| 661,6 | 570 | 753 | 579 | 744 |
| 1173,0 | 1077 | 1255 | 1086 | 1255 |
| 1332,0 | 1255 | 1422 | 1255 | 1415 |

Tab. 3-9: Grenzen der ROIs für die Spektren der CsI(Tl)-Kristalle der beiden Phoswich-Detektoren

| Energie in keV | Grenzen der ROIs in keV | | | |
|-------------------|-------------------------|--------------|---------------|--------------|
| | HPGe 1 | | HPGe 2 | |
| | untere Grenze | obere Grenze | untere Grenze | obere Grenze |
| 13,9 | 12,6 | 15,2 | 13,2 | 14,6 |
| 17,6 | 16,3 | 18,9 | 16,9 | 18,3 |
| 21 | 19,7 | 22,3 | 20,3 | 21,7 |
| 59,5 | 58,1 | 60,9 | 58,8 | 60,2 |
| 122,1 | 120,6 | 123,6 | 121,3 | 122,9 |

Tab. 3-10: Grenzen der ROIs für die Spektren der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren 1 und 2

| Energie in keV | Grenzen der ROIs in keV | | | |
|-------------------|-------------------------|--------------|---------------|--------------|
| | HPGe 3 | | HPGe 4 | |
| | untere Grenze | obere Grenze | untere Grenze | obere Grenze |
| 13,9 | 13,2 | 14,6 | 13,4 | 14,4 |
| 17,6 | 16,9 | 18,3 | 17,1 | 18,1 |
| 21 | 20,3 | 21,7 | 20,4 | 21,6 |
| 59,5 | 58,7 | 60,3 | 58,9 | 60,1 |
| 122,1 | 121,3 | 122,9 | 121,4 | 122,8 |

Tab. 3-11: Grenzen der ROIs für die Spektren der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren 3 und 4

| Energie in keV | Kanalgrenzen der ROIs | | | |
|-------------------|-----------------------|--------------|------------------|--------------|
| | linker Phoswich | | rechter Phoswich | |
| | untere Grenze | obere Grenze | untere Grenze | obere Grenze |
| 17,6 | 3 | 39 | 7 | 36 |
| 59,6 | 40 | 83 | 48 | 78 |
| 122,1 | 88 | 162 | 89 | 157 |

Tab. 3-12: Kanalgrenzen der ROIs für die Spektren der NaI(Tl)-Kristalle der beiden Phoswich-Detektoren

| Energie in keV | Grenzen der ROIs in keV | | | |
|-------------------|-------------------------|--------------|------------------|--------------|
| | linker Phoswich | | rechter Phoswich | |
| | untere Grenze | obere Grenze | untere Grenze | obere Grenze |
| 122,1 | 83,1 | 178,5 | 87,8 | 173,5 |
| 356,0 | 284,2 | 427,8 | 291,6 | 420,4 |
| 661,6 | 569,9 | 753,3 | 578,8 | 744,4 |
| 1173,0 | 1077,3 | 1255,2 | 1085,5 | 1254,7 |
| 1332,0 | 1255,2 | 1422,3 | 1254,7 | 1415,1 |

Tab. 3-13: Grenzen der ROIs für die Spektren der CsI(Tl)-Kristalle der beiden Phoswich-Detektoren

3.3 Effizienzkalibrierung

3.3.1 Phoswich-Detektoren

Die Phoswich-Detektoren wurden für Aktivitätsdepositionen von Am-241 in Lunge, Leber und Skelett kalibriert. Zur Kalibrierung für die Lungen- und die Leberdeposition wurde das Torso-Phantom (Abschn. 2.2.1) verwendet, während die Kalibrierung für die Skelettdeposition mit den Knochenphantomen des *New York University Medical Centers* (Abschn. 2.2.2.1) und des *U.S. Transuranium and Uranium Registry* (Abschn. 2.2.2.2) durchgeführt wurden. Die Kalibrierung wurde in der Standardposition für Lungenmessungen (Abschn. 2.3.1.1) sowie in der Lebermessposition (Abschn. 2.3.1.2) und der Kniemessposition (Abschn. 2.3.1.3) durchgeführt.

Kalibriermessungen mit dem Torsophantom

Die Tab. 3-14 und 3-15 zeigen die bei den Kalibriermessungen mit dem Torso-Phantom gewonnenen Wirkungsgradwerte für Am-241-Depositionen in Lunge und Leber bei Messung in der Lungen- bzw. der Lebermessposition. Für diese Messungen wurden die Overlays B1 bis B4 verwendet, die ein Fett/Muskel-Verhältnis von 1/1 in der Brustwand simulieren. Ergänzende Messungen mit den beiden anderen Overlaysätzen haben gezeigt, dass das Fett/Muskel-Verhältnis bei γ -Energien von mehr als 50 keV keinen erkennbaren Einfluss auf den Wirkungsgrad der Detektorsysteme hat. Aus diesem Grund wurde für die vorliegenden Untersuchungen der Overlaysatz mit dem mittleren Fett/Muskel-Gewebe herangezogen.

Bedingt durch die relativ große Fläche der Phoswich-Detektoren wird in der Lungenmessposition auch Strahlung aus der Leber registriert und umgekehrt. Die entsprechenden Wirkungsgradwerte werden als Querempfindlichkeiten bezeichnet.

| Overlay | Brustwandstärke d (mm) | Wirkungsgrad (Imp/Zerfall) | | | Verhältnis $\eta_{LI}(LU,LU)/$ $\eta_{RE}(LU,LU)$ |
|---------|---------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|---------------------|---|
| | | Linker Det. $\eta_{LI}(LU,LU)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(LU,LU)$ | Beide Detektoren | |
| B1 | 19 | 1,70E-02 | 2,82E-02 | 4,52E-02 | 6,03E-01 |
| B2 | 25 | 1,51E-02 | 2,41E-02 | 3,92E-02 | 6,24E-01 |
| B3 | 29 | 1,33E-02 | 2,24E-02 | 3,57E-02 | 5,94E-01 |
| B4 | 36 | 1,18E-02 | 1,87E-02 | 3,05E-02 | 6,31E-01 |

Tab. 3-14: Wirkungsgrad der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lungenmessposition für Am-241 in der Lunge nach Kalibriermessungen mit dem Torsophantom

| Overlay | Brustwandstärke d (mm) | Wirkungsgrad (Imp/Zerfall) | | | Verhältnis $\eta_{LI}(LE,LE)/$ $\eta_{RE}(LE,LE)$ |
|---------|---------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|---------------------|---|
| | | Linker Det. $\eta_{LI}(LE,LE)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(LE,LE)$ | Beide Detektoren | |
| B1 | 19 | 3,59E-02 | 1,60E-02 | 5,19E-02 | 2,24E+00 |
| B2 | 25 | 3,26E-02 | 1,45E-02 | 4,71E-02 | 2,26E+00 |
| B3 | 29 | 2,94E-02 | 1,34E-02 | 4,27E-02 | 2,20E+00 |
| B4 | 36 | 2,51E-02 | 1,20E-02 | 3,70E-02 | 2,10E+00 |

Tab. 3-15: Wirkungsgrad der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lebermessposition für Am-241 in der Leber nach Kalibriermessungen mit dem Torsophantom

| Overlay | Brustwandstärke d (mm) | Querempfindlichkeit (Imp/Zerfall) | | | Verhältnis $\eta_{LI}(LU,LE)/$ $\eta_{RE}(LU,LE)$ |
|---------|---------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|---------------------|---|
| | | Linker Det. $\eta_{LI}(LU,LE)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(LU,LE)$ | Beide Detektoren | |
| B1 | 19 | 7,30E-03 | 1,61E-02 | 2,34E-02 | 4,53E-01 |
| B2 | 25 | 7,05E-03 | 1,45E-02 | 2,16E-02 | 4,86E-01 |
| B3 | 29 | 6,45E-03 | 1,35E-02 | 1,99E-02 | 4,80E-01 |
| B4 | 36 | 6,00E-03 | 1,18E-02 | 1,78E-02 | 5,11E-01 |

Tab. 3-16: Querempfindlichkeit der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lungenmessposition für Am-241 in der Leber nach Kalibriermessungen mit dem Torsophantom

| Overlay | Brustwandstärke d (mm) | Querempfindlichkeit (Imp/Zerfall) | | | Verhältnis $\eta_{LI}(LE,LU)/\eta_{RE}(LE,LU)$ |
|---------|------------------------|-----------------------------------|---------------------------------|------------------|--|
| | | Linker Det. $\eta_{LI}(LE,LU)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(LE,LU)$ | Beide Detektoren | |
| B1 | 19 | 5,86E-03 | 2,51E-03 | 8,37E-03 | 2,33E+00 |
| B2 | 25 | 5,05E-03 | 2,50E-03 | 7,55E-03 | 2,02E+00 |
| B3 | 29 | 4,74E-03 | 2,38E-03 | 7,12E-03 | 1,99E+00 |
| B4 | 36 | 4,08E-03 | 2,29E-03 | 6,37E-03 | 1,79E+00 |

Tab. 3-17: Querempfindlichkeit der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lebermessposition für Am-241 in der Lunge nach Kalibriermessungen mit dem Torsophantom

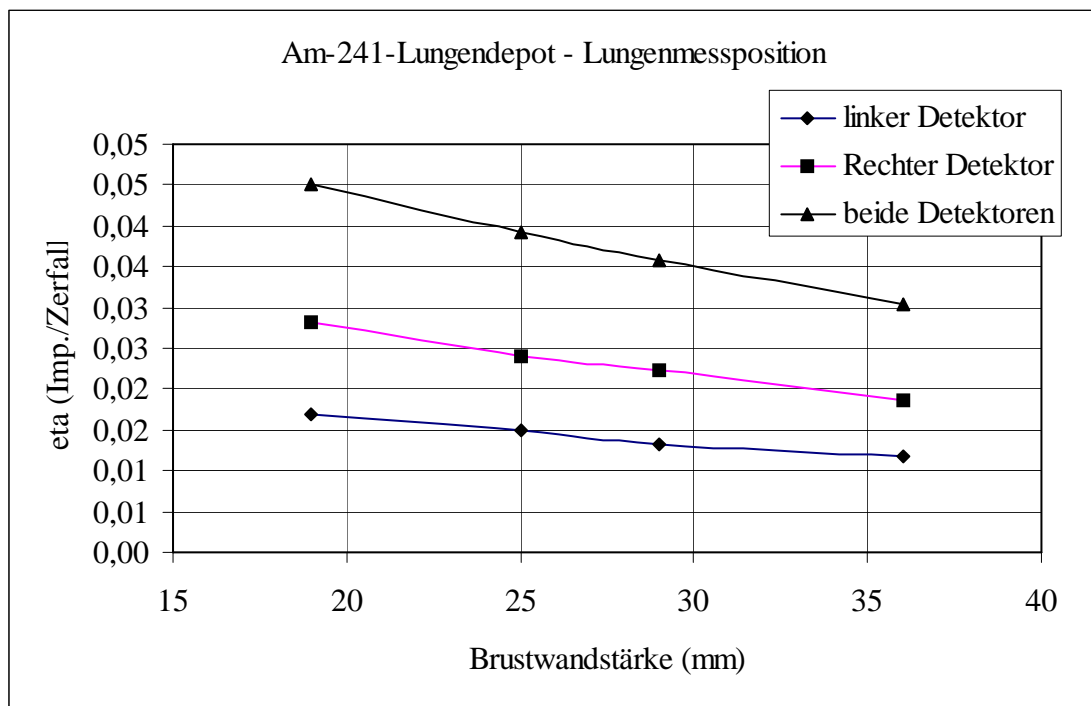


Abb. 3-16: Wirkungsgrad der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lungenmessposition für Am-241 in der Lunge nach Kalibriermessungen mit dem Torsophantom

Zur Illustration zeigt die Abb. 3-16 den Wirkungsgrad der Detektoren für ein Am-241-Lungendepot in Lungenmessposition als Funktion der Brustwandstärke. Die Abb. 3-17 zeigt eine entsprechende Darstellung für ein Am-241-Leberdepot in Lebermessposition. Der Wirkungsgrad nimmt bei beiden Detektoren mit zunehmender Brustwandstärke ab. Die Abnahme lässt sich in beiden Messgeometrien in sehr guter Näherung durch eine Exponentialfunktion annähern, wobei der effektive lineare Schwächungskoeffizient bei $0,23 \text{ cm}^{-1}$ (Lungenmessposition) bzw. bei $0,20 \text{ cm}^{-1}$ (Lebermessposition) liegt. Aus diesen Werten kann mit Hilfe der Massenabsorptionskoeffizienten empirisch der Knochenanteil in der Brustwand abgeschätzt werden. Die Tab 3-18 zeigt in der zweiten und dritten Spalte den Massenabsorptionskoeffizienten für Photonenstrahlung der Energie 59,5 keV [Hub96] sowie die Dichte der Gewebekomponenten der Brustwand. Mit diesen Werten kann der in der

Lungenmessposition ermittelte lineare Schwächungskoeffizient von $0,23 \text{ cm}^{-1}$ reproduziert werden, wenn man die in der vierten Spalte von Tab 3-18 angegebenen Massenanteile zugrundelegt. Demnach liegt der effektive Massenanteil der Knochen in der Brustwand bei 10 %. Für die Lebermessposition ergibt sich analog ein effektiver Masseanteil von weniger als 5 %.

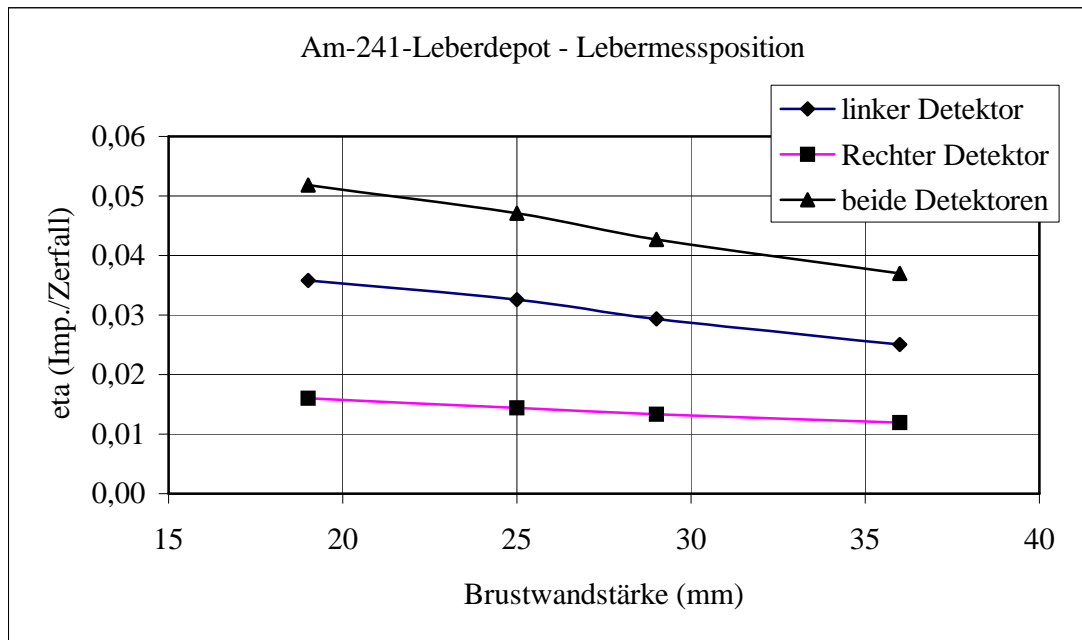


Abb. 3-17: Wirkungsgrad der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lebermessposition für Am-241 in der Leber nach Kalibriermessungen mit dem Torso-phantom

| Gewebe | Massenabsorptionskoeffizient in cm^2/g | Dichte in g/cm^3 | Massenanteil des Gewebes in der Brustwand |
|----------------------|--|----------------------------------|---|
| Fett | 0,197 | 0,92 | 0,45 |
| Muskel | 0,205 | 1,04 | 0,45 |
| Knochen | 0,315 | 2,2 | 0,1 |
| Brustwand (effektiv) | 0,212 | 1,10 | 1 |

Tab. 3-18: Massenabsorptionskoeffizient für Photonenstrahlung der Energie 59,5 keV [Hub96] sowie Dichte und Massenanteil der Gewebekomponenten der Brustwand

Das Verhältnis der Wirkungsgradwerte der beiden Detektoren ist in der Lungenmessposition bei allen Brustwandstärken etwa gleich groß (Tab. 3-14). Das mittlere Verhältnis beträgt

$$\eta_{\text{LI}}(\text{LU},\text{LU})/\eta_{\text{RE}}(\text{LU},\text{LU}) = 0,613 \pm 0,018 \quad (3.3.1.1)$$

Die Messgenauigkeit wird hierbei hauptsächlich durch den Positionierungsfehler bestimmt. Dieser liegt bei einer einzelnen Kalibriermessung mit dem Torso-Phantom bei etwa 3 %. Demnach ist bei dem Wirkungsgradverhältnis mit einem Fehler von etwa 4,2 % zu rechnen.

Die in der Lungenmessposition ermittelte empirische Standardabweichung des Wirkungsgradverhältnisses (Gl. (3.3.1.1)) ist kleiner als 4,2 %. Folglich kann das Wirkungsgradverhältnis bei der Lungenmessung als konstant angesehen werden. Allerdings ist das Wirkungsgradverhältnis kleiner als das Volumenverhältnis der beiden Lungenflügel des Phantoms ($V_{LI}/V_{RE} = 0,77$). Dies ist auf verschiedene Faktoren zurückzuführen, die an späterer Stelle noch im einzelnen diskutiert werden (Abschn. 8.1.1).

Bei der Lebermessung sind die beiden Detektoren seitenvertauscht, d.h. der linke Detektor befindet sich über der rechten Körperseite und der rechte Detektor über der linken Körperseite (Abschn. 2.3.1.2). Demzufolge ist der Wirkungsgrad des linken Detektors für eine Am-241-Deposition in der Leber größer als der des rechten Detektors (Tab. 3-17). Das Wirkungsgradverhältnis beträgt hier

$$\eta_{LI}(LE,LE)/\eta_{RE}(LE,LE) = 2,20 \pm 0,072 \quad (3.3.1.2)$$

Auch hier ist die empirische Standardabweichung des Wirkungsgradverhältnisses kleiner als der zu erwartende Fehler. Demnach ist auch bei der Lebermessung das Wirkungsgradverhältnis unabhängig von der Brustwandstärke.

Anders verhält es sich bei den Querempfindlichkeiten. So nimmt das Wirkungsgradverhältnis für Am-241 in der Leber bei Messung in der Lungenmessposition (Tab. 3-15) signifikant mit der Brustwandstärke zu, während das Wirkungsgradverhältnis für Am-241 in der Lunge bei Messung in der Lebermessposition (Tab. 3-16) signifikant mit der Brustwandstärke abnimmt.

Kalibriermessungen mit den Knochenphantomen

Die ersten Kalibriermessungen für Am-241 im Skelett wurden im Jahr 1987 mit den Knochenphantomen des New York University Medical Centers (NYUMC) durchgeführt [Moh88]. Die bei diesen Messungen für die einzelnen Phantomkomponenten ermittelten Kalibrierfaktoren wurden anhand der einzigen zu jener Zeit publizierten Verteilung von Am-241 im Skelett [McI85] auf das Gesamtskelett hochgerechnet. Die auf diese Weise erhaltenen Werte sind jeweils in der obersten Zeile der Tab. 3-19 bis 3-21 dargestellt (bei dieser Kalibrierung wurde aufgrund der angenommenen Symmetrie der Aktivitätsverteilung nicht zwischen dem linken und dem rechten Detektor unterschieden).

Mit diesen hochgerechneten Werten ergaben sich allerdings in der Folgezeit systematische Inkonsistenzen zwischen den in den verschiedenen Geometrien ermittelten Messwerten. Im Jahr 1990 wurden vom *U.S. Transuranium and Uranium Registry (USTUR)* drei weitere Aktivitätsverteilungen von Am-241 im Skelett von verstorbenen Plutonium-Arbeitern publiziert. Eine Gegenüberstellung der verschiedenen Aktivitätsverteilungen zeigte, dass die bei der ersten Hochrechnung benutzte Verteilung offenbar einen Extremfall darstellte. So war der Aktivitätsanteil in den Ober- und Unterschenkelknochen in diesem Fall etwa 30 % größer als im Durchschnitt der drei neueren Fälle. Weitere Recherchen ergaben, dass die Am-241-Aktivität in dem bei der Kalibrierung benutzten Kniephantom nicht – wie ursprünglich angenommen – homogen auf die gesamte Knochenoberfläche verteilt war, sondern lediglich auf die von den Detektoren erfassten Knochenbereiche [Moh90]. Bei Berücksichtigung dieser Erkenntnisse ergaben sich bei der Hochrechnung auf das Gesamtskelett neue Kalibrierfaktoren, die insbesondere bei der Kniemessung erheblich von den alten Messungen abwichen (Tab. 3-19 bis 3-21).

Im Jahr 1991 wurden weitere Kalibriermessungen mit dem in Abschn. 2.2.2.2 beschriebenen anthropogenen Knochenphantom des *U.S. Transuranium and Uranium Registry (USTUR)* durchgeführt [Doe1992]. Bei diesen Messungen wurde zwischen dem linken und dem rechten Detektor unterschieden. Dabei zeigte sich, dass der linke Detektor in allen drei Messgeometrien einen etwa 13 % geringeren Wirkungsgrad hat als der rechte Detektor (Tab. 3-19 bis 3-21). Dies ist auf das unterschiedliche Ansprechvermögen der beiden Detektoren zurückzuführen (siehe Abschn. 5.1.1).

| Phantom | Wirkungsgrad (Imp/Zerfall) | | | Verhältnis $\eta_{LI}(LU,SK)/$ $\eta_{RE}(LU,SK)$ |
|-------------------|-----------------------------------|------------------------------------|---------------------|---|
| | Linker Det. $\eta_{LI}(LU,SK)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(LU,SK)$ | Beide Detektoren | |
| NYUMC alt [Moh88] | | | 2,93E-03 | |
| NYUMC neu [Moh88] | | | 3,50E-03 | |
| USTUR [Doe1992] | 1,07E-03 | 1,23E-03 | 2,30E-03 | 0,87 |

Tab. 3-19: Wirkungsgrad der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lungenmessposition für Am-241 im Skelett nach Kalibriermessungen mit den Knochenphantomen von NYUMC und USTUR

| Phantom | Wirkungsgrad (Imp/Zerfall) | | | Verhältnis $\eta_{LI}(LE,SK)/$ $\eta_{RE}(LE,SK)$ |
|-------------------|-----------------------------------|------------------------------------|---------------------|---|
| | Linker Det. $\eta_{LI}(LE,SK)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(LE,SK)$ | Beide Detektoren | |
| NYUMC alt [Moh88] | | | 2,80E-03 | |
| NYUMC neu [Moh88] | | | 3,50E-03 | |
| USTUR [Doe1992] | 6,75E-04 | 7,75E-04 | 1,45E-03 | 0,87 |

Tab. 3-20: Wirkungsgrad der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lebermessposition für Am-241 im Skelett nach Kalibriermessungen mit den Knochenphantomen von NYUMC und USTUR

| Phantom | Wirkungsgrad (Imp/Zerfall) | | | Verhältnis $\eta_{LI}(KN,SK)/$ $\eta_{RE}(KN,SK)$ |
|-------------------|-----------------------------------|------------------------------------|---------------------|---|
| | Linker Det. $\eta_{LI}(KN,SK)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(KN,SK)$ | Beide Detektoren | |
| NYUMC alt [Moh88] | | | 1,28E-02 | |
| NYUMC neu [Moh88] | | | 5,93E-03 | |
| USTUR [Doe1992] | 3,5E-03 | 4,0E-03 | 7,5E-03 | 0,88 |

Tab. 3-21: Wirkungsgrad der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Kniemessposition für Am-241 im Skelett nach Kalibriermessungen mit den Knochenphantomen von NYUMC und USTUR

Man kann davon ausgehen, dass sich das Ansprechvermögen der Phoswich-Detektoren in den vergangenen Jahren nicht signifikant verändert hat. Dies wird durch die täglichen Kontrollmessungen mit Punktstrahlern sowie die regelmäßigen Kalibriermessungen mit dem Torso-Phantom bestätigt. So haben die Kontrollmessungen bei den Phoswich-Detektoren bis

zum Jahr 2005 keinerlei Hinweise auf eine Veränderung des Ansprechvermögens ergeben. Insofern kann man davon ausgehen, dass die Kalibrierfaktoren in diesem Zeitraum für alle Messgeometrien konstant waren.

3.3.2 HPGe-Detektoren

Die HPGe-Detektoren wurden wie die Phoswich-Detektoren für Aktivitätsdepositionen von Am-241 in Lunge, Leber und Skelett kalibriert. Zur Kalibrierung für die Lungen- und die Leberdeposition wurde wie das Torsophantom (Abschn. 2.2.1) verwendet, während die Kalibrierung für die Skelettdeposition mit dem Knochenphantomen des *U.S. Transuranium and Uranium Registry* (Abschn. 2.2.2.2) durchgeführt wurden. Die Kalibrierung wurde in der Standardposition für Lungen- und Lebermessungen (Abschn.2.3.2.1) durchgeführt.

Die Tab. 3-22 und 3-23 zeigen die bei den Kalibriermessungen mit dem Torsophantom gewonnenen Wirkungsgradwerte für Am-241-Depositionen in Lunge und Leber bei Messung in der Standardmessposition. Für diese Messungen wurden wie bei den Phoswich-Detektoren die Overlays B1 bis B4 verwendet, die ein Fett/Muskel-Verhältnis von 1/1 in der Brustwand simulieren.

| Overlay | Brustwand- stärke d (mm) | Wirkungsgrad (Imp/Zerfall) | | | | |
|---------|--------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|--------------------------------|
| | | HPGe 1 $\eta_1(\text{ST,LU})$ | HPGe 2 $\eta_2(\text{ST,LU})$ | HPGe 3 $\eta_3(\text{ST,LU})$ | HPGe 4 $\eta_4(\text{ST,LU})$ | Gesamt $\eta(\text{ST,LU})$ |
| B1 | 19 | 5,20E-04 | 7,33E-05 | 3,93E-04 | 5,90E-04 | 1,58E-03 |
| B2 | 25 | 4,47E-04 | 6,33E-05 | 3,10E-04 | 4,77E-04 | 1,30E-03 |
| B3 | 29 | 3,80E-04 | 6,00E-05 | 2,60E-04 | 4,20E-04 | 1,12E-03 |
| B4 | 36 | 2,87E-04 | 5,33E-05 | 2,00E-04 | 3,17E-04 | 8,57E-04 |

Tab. 3-22: Wirkungsgrad der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren in Standardmessposition für Am-241 in der Lunge nach Kalibriermessungen mit dem Torsophantom

| Overlay | Brustwand- stärke d (mm) | Wirkungsgrad (Imp/Zerfall) | | | | |
|---------|--------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|--------------------------------|
| | | HPGe 1 $\eta_1(\text{ST,LE})$ | HPGe 2 $\eta_2(\text{ST,LE})$ | HPGe 3 $\eta_3(\text{ST,LE})$ | HPGe 4 $\eta_4(\text{ST,LE})$ | Gesamt $\eta(\text{ST,LE})$ |
| B1 | 19 | 1,57E-04 | 7,63E-04 | 2,0E-05 | 6,3E-05 | 1,00E-03 |
| B2 | 25 | 1,37E-04 | 6,27E-04 | 1,8E-05 | 5,0E-05 | 8,31E-04 |
| B3 | 29 | 1,23E-04 | 5,03E-04 | 1,6E-05 | 4,7E-05 | 6,89E-04 |
| B4 | 36 | 1,03E-04 | 3,73E-04 | 1,3E-05 | 3,7E-05 | 5,27E-04 |

Tab. 3-23: Wirkungsgrad der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren in Standardmessposition für Am-241 in der Leber nach Kalibriermessungen mit dem Torsophantom

4 Mathematische Simulierung des Teilkörperzählers

4.1 Bereitstellung eines geeigneten Codes

Zur mathematischen Simulierung des Teilkörperzählers stehen eine Reihe von Computer-Codes zur Verfügung, die sich im Wesentlichen durch die zugrundeliegenden Wechselwirkungsdaten, die Algorithmen zur Handhabung des Elektronentransport und in der Beschreibung der Simulationsgeometrie unterscheiden. Die Tab. 4-1 vermittelt einen Überblick über die wesentlichen Merkmale der gegenwärtig verfügbaren Simulationscodes. Einige dieser Codes (z.B. EGSnrc) sind frei verfügbar, während andere Codes (z.B. MCNP5) kommerziell vertrieben werden. Detaillierte Informationen über die Codes sind im Internet verfügbar, z.B.

- EGSnrc: <http://www.irs.inms.nrc.ca/inms/irs/EGSnrc/EGSnrc.html>
- MCNP5: <http://laws.lanl.gov/x5/MCNP/index.html>

| Bezeichnung | Wesentliche Merkmale |
|-------------|---|
| EGSnrc | Transport von Photonen/Elektronen in beliebigen Medien durch benutzerdefinierte Geometrien |
| ITS | Transport von Photonen/Elektronen in beliebigen Medien durch Schichten, Zylinder oder kombinatorische Geometrien |
| MCNP5 | Transport von Neutronen/Photonen/Elektronen (mit MCNPX auch Schwerionen) in beliebigen Medien durch benutzergeneralisierte Geometrien |
| GEANT | Transport von Hadronen/Photonen/Elektronen in beliebigen Medien durch kombinatorische Geometrien |
| ETRAN | Transport von Photonen/Elektronen in planparallelen Scheiben endlicher Dicke (unendliche Ausdehnung in den anderen Dimensionen) |
| XVMC | Transport von Photonen/Elektronen (PXVMC auch Protonen) in Voxelgeometrien |

Tab. 4-1: Zusammenstellung von Monte-Carlo Codes zur Simulierung des Strahlentransports [Zai04]

| Vorteile | Nachteile |
|--|--|
| Frei erhältlich | Programmieraufwand für Geometrie |
| Relativ kurze Rechenzeiten | Keine graphische Oberfläche für Geometriekontrolle |
| Benutzer hat jederzeit Zugriff auf die Teilcheneigenschaften | Keine Darstellung der Ergebnisse (gnuplot) |
| Codes für Flaschenphantome vorhanden | Verwaltung der Datenmenge? |
| Spektrendateien für Weiterverwendung sofort vorhanden | |

Tab. 4-2: Gegenüberstellung der Vor- und Nachteile des EGS Codes

| Vorteile | Nachteile |
|--|---|
| Kein Programmieraufwand für Geometrie | Muss über NEA beschafft werden |
| graphische Oberfläche für Geometriekontrolle | Relativ lange Rechenzeiten |
| Tools zur Erstellung der Geometrie vorhanden (mcnpvised) | Kein Zugriff auf Teilcheneigenschaften während der Simulation möglich |
| Plotter für die Darstellung der Ergebnisse (Tallies) vorhanden | Einschränkung auf vorgegebene Tallies |
| Statistische Analysen implementiert | Art der Spektrenerzeugung führt zu Nullbin und Epsilon Bin |
| | Spektrendateien müssen zur Weiterverwendung erst aus der Scoringdatei erzeugt werden. |

Tab. 4-3: Gegenüberstellung der Vor- und Nachteile des MCNP Codes

Zu den Codes gibt es eine umfangreiche Liteartur [z.B. Bri00, Bru94, Kaw00, Nel85]. Besonders informativ ist eine Arbeit von Breustedt, in der die beiden Codes EGSnrc und MCNP5 gegenübergestellt werden [Bre04]. Diese beiden Codes sind für die vorliegenden Untersuchungen gut geeignet. Die Tab. 4-2 und 4-3 vermitteln einen Überblick über die jeweiligen Vor- und Nachteile. Beide Codes sind in der Lage, gleichwertige Spektren für die Simulation des Teilkörperzählers zu erzeugen. Die Unterschiede liegen in der Handhabung der Systeme und in der Rechengeschwindigkeit.

Bei zusammenfassender Betrachtung überwiegen die Vorteile des MCNP Codes. Von besonderer Bedeutung ist hierbei die vergleichsweise einfache Programmierung der Geometrie über das Editor-Programm MCNP-Vised. Auch der Plotter zur Darstellung der Ergebnisse sowie die bereits implementierte Gauß-Modulation und die statistischen Analysen sind sehr hilfreich. Aus diesen Gründen wird für die vorliegenden Untersuchungen der MCNP Code ausgewählt.

4.2 Implementierung des Teilkörperzählers

Die einzelnen Komponenten des Teilkörperzählers werden mit Hilfe des Programms MCNP-Vised in den Code implementiert. Dabei werden die in Anhang A2 zusammengestellten Koordinaten der Bezugspunkte zugrundegelegt.

Die Abschirmkammer wird komplett mit der Innenauskleidung aus Blei, Zinn und Kupfer implementiert.

Die Phoswich-Detektoren werden in der in Abschn. 2.3.1.1 definierten Standardmessgeometrie implementiert. Dabei werden die in Abschn. 2.1.1 zusammengestellten Detektorkenngrößen zugrundegelegt. Die Dimensionen der drei Kristalle und des Strahleneintrittsfensters der Phoswich-Detektoren sind aufgrund von Herstellerangaben bekannt. Der Reflektor besteht aus gepresstem Al_2O_3 -Pulver unbekannter Dichte. Die Dichte des Pulvers kann allerdings empirisch aus einem Vergleich der berechneten und gemessenen Absorption der charakteristischen Röntgen-Strahlung von Am-241 abgeschätzt werden.

Dabei zeigt sich, dass die beste Übereinstimmung zwischen Berechnung und Beobachtung bei einer Dichte von 1 g/cm^3 (gegenüber $1,9 \text{ g/cm}^3$ des Festkörpers) erzielt wird. Dieser Wert wird daher bei der Simulation verwendet. Auch die Dicke des die Kristalle umgebenden Stahlgehäuses ist nicht bekannt. Hier kann prinzipiell eine empirische Abschätzung der Materialdicke durch Bestimmung der Absorption der charakteristischen Röntgen-Strahlung von Am-241 bei seitlicher Einstrahlung durchgeführt werden. Hierfür müsste allerdings die Röntgen-Strahlung auf ein Bündel von 1 mm Durchmesser kollimiert werden, damit die Dicke des durchstrahlten Materials hinreichend genau definiert ist. Testmessungen mit einem schwach kollimierten Strahl ergab eine Materialdicke zwischen 0,2 und 0,4 mm Stahl. Da bei den vorliegenden Untersuchungen die nachzuweisende Strahlung durch das Strahleneintrittsfenster eintritt, ist in Hinblick auf die numerische Kalibrierung die Dicke des Stahlgehäuses von untergeordneter Bedeutung. Aus diesem Grund kann bei den vorliegenden Simulationen mit dem Schätzwert von 0,3 mm gearbeitet werden.

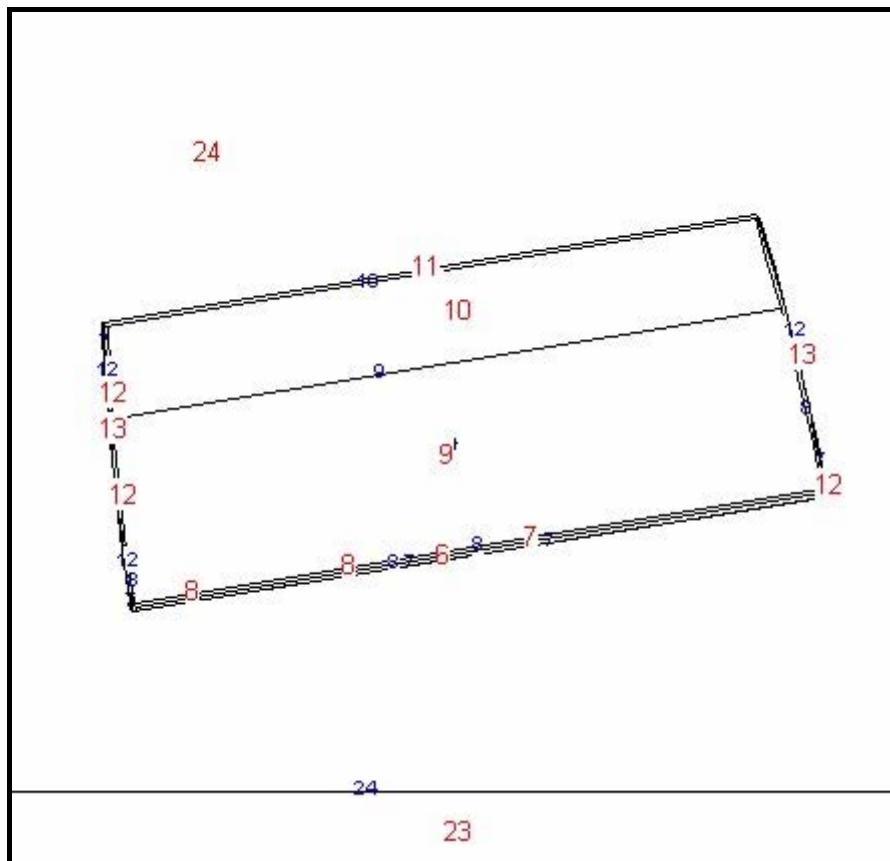


Abb. 4-1: Simulation des linken Phoswich-Detektors 1 Vised)

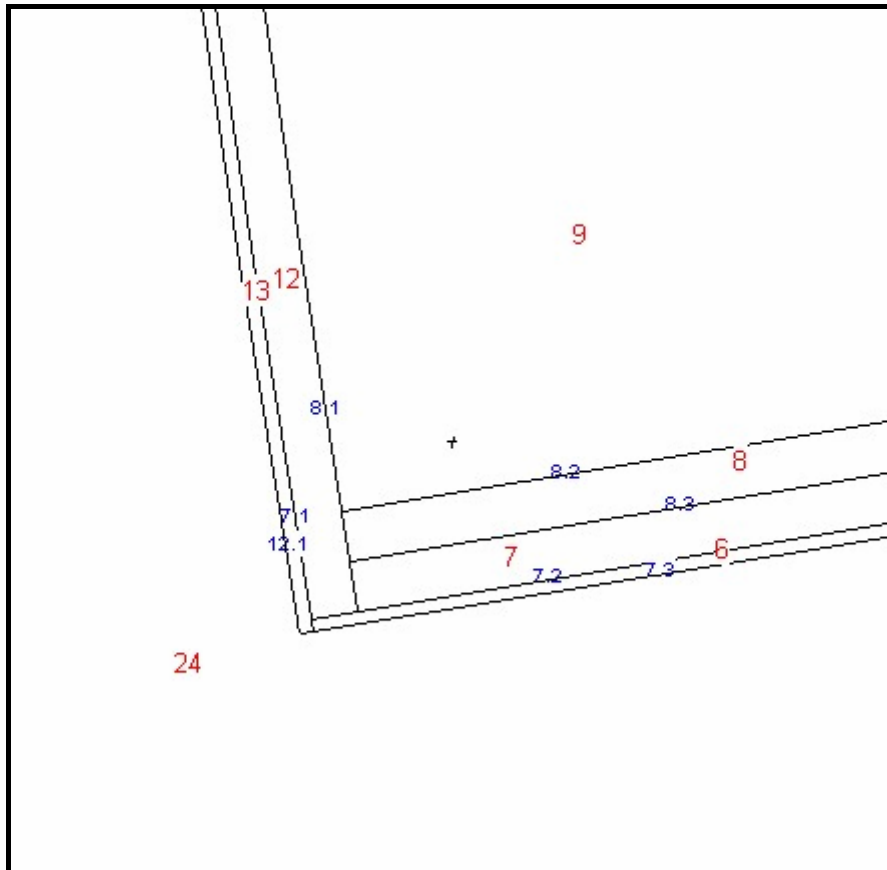


Abb. 4-2: Simulation des linken Phoswich-Detektors 1: Detailansicht (Vised)

Die Abb. 4-1 und 4-2 zeigen als Beispiel die implementierten Komponenten des linken Phoswich-Detektors. Es handelt sich dabei um Schnitte durch den Detektor in normaler und vergrößerter Darstellung. Die einzelnen Komponenten werden in Form von Zellen implementiert, deren Nummer durch die großen Zahlen dargestellt wird. Die Oberflächen der Zellen werden durch die kleineren Zahlen bezeichnet. Hinter dem Strahleneintrittsfenster (Zelle 6) befindet sich der frontale Reflektor (Zelle 7). Dahinter befindet sich der NaI(Tl)-Kristall (Zelle 8) und der CsI(Tl)-Kristall (Zelle 9). An der Seite werden die Kristalle von dem seitlichen Reflektor (Zelle 12) und dem Stahlmantel (Zelle 13) umgeben. Hinter dem CsI(Tl)-Kristall befindet sich der Lichtleiter aus nichtaktiviertem NaI (Zelle 10). Die Strukturen hinter dem Lichtleiter (Photomultiplier mit Gehäuse) brauchen bei den vorliegenden Untersuchungen nicht explizit berücksichtigt zu werden, da die Absorption bzw. die Streuung in diesen Strukturen gegenüber den Wechselwirkungen im Lichtleiter vernachlässigt werden kann. Aus diesem Grund werden die Strukturen hinter dem Lichtleiter durch einen einfachen Deckel aus Stahl mit der Dicke von 1 mm (Zelle 11) simuliert. Die Koordinaten der verschiedenen Komponenten sind im Anhang A3 zusammengestellt.

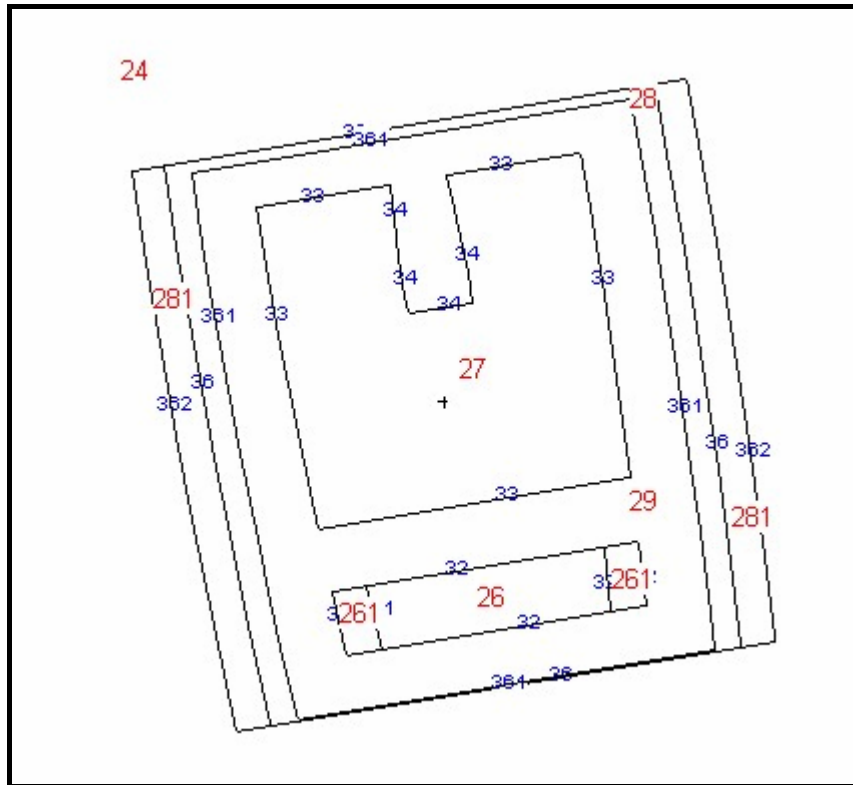


Abb. 4-3: Simulation des HPGe-Detektors 1 (Vised)

Die HPGe-Detektoren werden in der in Abschn. 2.3.2.1 definierten Standardmessposition für Lungen- und Lebermessung implementiert. Dabei werden die in Abschn. 2.1.2 zusammengestellten Detektorkenngößen zugrundegelegt. Die Abb. 4-3 zeigt die Implementierung der HPGe-Detektoren am Beispiel von Detektor 1. Kernstücke der Detektoren sind der planare Kristall (Zellen 26 und 261) und der koaxiale Kristall (Zelle 27). Die Kristalle befinden sich in einem evakuierten Aluminiumgehäuse (Zelle 28), das von einer Gewindebüchse aus Stahl (Zelle 281) umgeben ist.

Die Dimensionen der HPGe-Detektoren sind aufgrund von Herstellerangaben weitgehend bekannt. Allerdings ist das empfindliche Volumen der planaren Kristalle nicht mit dem physikalischen Volumen identisch. Hier liegt ein gewisses Problem, da die Ausdehnung und die Form des empfindlichen Volumens bei den einzelnen Detektoren *a priori* nicht bekannt ist. Da es sich bei den planaren Kristallen um n-type HPGe handelt, kann man davon ausgehen, dass die tote Zone an der Strahleneintrittsseite vernachlässigbar dünn ist. Für die Simulation wird als Arbeitshypothese angenommen, dass das empfindliche Volumen durch einen konzentrischen Zylinder angenähert werden kann. Die Höhe dieses Zylinders ist im vorliegenden Fall kaum von Bedeutung, da sowohl die charakteristische Röntgen-Strahlung als auch die γ -Strahlung von Am-241 bereits nach wenigen Millimetern im Kristall vollständig absorbiert wird. Mit den vorstehenden Annahmen kann der Radius des empfindlichen Volumens empirisch ermittelt werden, indem man mit einem geeigneten Punktstrahler in verschiedenen Abständen achsenparallel einstrahlt und die gemessene Impulsrate jeweils mit den aufgrund der Simulation zu erwartenden Werten vergleicht. Da bei der Simulation unterstellt wird, dass das empfindliche Volumen mit dem physikalischen Volumen identisch ist, strebt das Verhältnis der gemessenen zur berechneten Impulsrate mit zunehmenden Abstand gegen das Verhältnis der empfindlichen zur physikalischen

Frontfläche der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren. Aus diesem Verhältnis kann dann der Durchmesser des empfindlichen Volumens abgeschätzt werden. Bei den vorliegenden Untersuchungen wurden diese Messungen mit einem Am-241-Punktstrahler durchgeführt, wobei der Detektorabstand zwischen 20 und 40 cm variiert wurde. Die Tab. 4-4 zeigt die auf diese Weise ermittelten empirischen Radien der aktiven Volumina der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren.

| HPGe-Detektor | Empirischer Radius (cm) |
|---------------|-------------------------|
| 1 | 1,89 |
| 2 | 2,05 |
| 3 | 1,41 |
| 4 | 1,79 |

Tab. 4-4: Empirische Radien der aktiven Volumina der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren

Die übrigen Strukturen des Teilkörperzählers (Fahrmechanik etc.) brauchen nicht implementiert zu werden, da sie keinen nennenswerten Einfluss auf die Spektren der Detektoren haben. Der Streustrahlungseinfluss wurde mit Hilfe von speziellen Simulationen untersucht, bei denen verschiedene Streukörper in der Umgebung der Detektoren angebracht wurden. Als ungünstigster Fall wurde ein zylindrischer Mantel aus Eisen angenommen, der die Detektoren jeweils radial umschließt. Die Dicke des Mantels wurde im Bereich von 1 mm bis 50 mm variiert. Als Quelle wurde eine homogene Volumenquelle in einem kubischen Wasserphantom, das etwa dem Thorax eines Probanden entspricht, angenommen. Die Tab. 4-5 zeigt als Beispiel die bei Einstrahlung von 662 keV Photonen im linken Phoswich-Detektor registrierten Absorptionseignisse. In diesem wie auch in allen anderen untersuchten Fällen konnte keine signifikante Abhängigkeit von der Dicke des Streumantels festgestellt werden. Aus diesem Grund kann auf eine Implementierung weiterer Strukturen verzichtet werden.

| Energiebereich (keV) | Absorptionseignisse pro Photon bei der Streumanteldicke d | | | |
|----------------------|---|-----------|-----------|-----------|
| | d = 1 mm | d = 10 mm | d = 30 mm | d = 50 mm |
| 1-40 | 1,01E-02 | 8,5E-03 | 1,11E-02 | 1,00E-02 |
| 41-80 | 1,7E-03 | 1,6E-03 | 1,7E-03 | 1,6E-03 |
| 81-120 | 9,5E-04 | 8,0E-04 | 9,0E-04 | 9,4E-04 |
| 121-160 | 1,3E-04 | 2,0E-04 | 1,4E-04 | 1,0E-04 |
| 161-200 | 2,0E-04 | 3,5E-04 | 4,0E-04 | 3,1E-04 |
| 201-240 | 0,8E-04 | 1,0E-04 | 0,9E-04 | 1,0E-04 |

Tab. 4-5: Absorptionseignisse im linken Phoswich-Detektor mit zylindrischem Fe-Streumantel bei Einstrahlung von 662 keV Photonen aus einem Wasserphantom

5 Bestimmung des Ansprechvermögens

Die Monte-Carlo-Simulation ermöglicht die Berechnung der in den Kristallen der Detektoren stattfindenden Absorptionsereignisse. Sie kann allerdings nicht die nachfolgenden elektronischen Prozesse zur Erzeugung der Impulshöhenspektren nachvollziehen. Bei diesen Prozessen können die Impulse durch elektronische Instabilitäten so verändert werden, dass sie nicht mehr zum Peak beitragen und an einer anderen Stelle des Spektrums registriert werden. Sie können auch durch elektronische Schwellen diskriminiert werden, so dass sie überhaupt nicht mehr zum Spektrum beitragen. Der letztgenannte Effekt kann insbesondere bei der Impulsformdiskriminierung der Phoswich-Detektoren eine Rolle spielen.

Die elektronischen Effekte hängen in erster Linie von der Güte der Szintillationskristalle und der Betriebselektronik ab. Sie können allerdings auch von der Energie der eingestrahlten Photonen sowie vom Einstrahlungswinkel abhängen. Zur Untersuchung dieser Abhängigkeiten wurden die im folgenden näher beschriebenen Punktstrahlermessungen durchgeführt.

Die Punktstrahlergeometrie ist relativ einfach zu simulieren und daher zur Untersuchung der elektronischen Effekte besonders gut geeignet. Zur Abdeckung des gesamten interessierenden Energiebereichs wurden Punktstrahler der mit den Nukliden Am-241, Co-57, Ba-133, Cs-137 und Co-60 verwendet. Die Punktstrahler wurden für diese Untersuchungen an den in Anhang A2 (Tab. A2-2) aufgeführten Referenzpunkten im Bereich der Probandenliege angeordnet. Hierbei ist mit einem mittleren Positionierungsfehler von ± 3 mm in x-Richtung und in y-Richtung bzw. ± 2 mm in z-Richtung zu rechnen. Die Detektorsysteme wurden für diese Messungen in der jeweiligen Standard-Messposition angeordnet.

Mit den Am-241- und Cs-137-Punktstrahlern wurde an allen 24 Referenzpunkten gemessen. Mit den übrigen Punktstrahlern (Co-57, Ba-133 und Co-60) wurde lediglich an den beiden Referenzpunkten R7 und R19 gemessen, die sich zentral unter den Phoswich-Detektoren (R7) bzw. unter den HPGe-Detektoren (R19) befinden. Bei den im Bereich der Phoswich-Detektoren liegenden Referenzpunkten (R1 bis R13) wurde die Messzeit jeweils so gewählt, dass die relevanten Peaks (siehe Tab. A1-3) in den Spektren der Phoswich-Detektoren eine Fläche von mindestens 10^4 Impulsen haben. In Analogie dazu wurde bei den im Bereich der HPGe-Detektoren liegenden Referenzpunkten (R14 bis R24) die Messzeit so gewählt, dass die jeweils relevanten Peaks in den Spektren der HPGe-Detektoren eine Fläche von mindestens 10^4 Impulsen haben. Auf diese Weise wurde sichergestellt, dass der zählstatistische Fehler in den jeweils relevanten Impulsraten kleiner als 1 % ist. Die Ergebnisse dieser Messungen sind im Tabellenanhang A4 zusammengestellt. Abgesehen von dem Co-57-Präparat waren die Quellstärken aller Punktstrahler so groß, dass der Nulleffekt unter den relevanten Peaks jeweils weniger als 1 % der Peakfläche ausmachte.

Für die Untersuchungen wird der Punktstrahlerwirkungsgrad in der folgenden allgemeinen Form parametrisiert:

$$\mu = \mu(E,x,y,z) \tag{5.1}$$

Dabei ist E die Photonenenergie in keV (gerundet auf volle keV); x, y und z geben die Koordinaten der Position des Punktstrahlers nach Tab. A2-2 in cm an. Es wird unterschieden zwischen dem gemessenen Wirkungsgrad

$$\mu_M(E,x,y,z) \tag{5.2}$$

und dem durch die Monte-Carlo-Simulation berechneten Wirkungsgrad

$$\mu_S(E,x,y,z) \tag{5.3}$$

Die Untersuchungen konzentrierten sich auf die Untersuchung der elektronischen Effekte im niederenergetischen Bereich. Aus diesem Grund wurde zunächst die Geometrieabhängigkeit des Wirkungsgrades für Am-241-Punktstrahler untersucht, wobei insbesondere die 59,5 keV γ -Strahlung betrachtet wurde. Im weiteren Verlauf der Untersuchungen wurde dann die Energieabhängigkeit des Wirkungsgrades für Punktstrahler an den beiden ausgewählten Referenzpunkten R7 und R19 näher betrachtet.

5.1 Phoswich-Detektoren

5.1.1 Geometrieabhängigkeit

Zur Untersuchung der Geometrieabhängigkeit des Wirkungsgrades wurden für beide Phoswich-Detektoren jeweils die folgenden Traversen des Wirkungsgrades betrachtet:

- Längstraverse T(x,175,71): Mittellinie auf der Probandenliege bei y = 175 cm und z = 71 cm
- Quertraverse T(140,y,71): Querlinie auf der Probandenliege im Bereich der Phoswich-Detektoren bei x = 140 cm und z = 71 cm

In den Tab. 5-1 bis 5-4 sind die Werte der Wirkungsgradtraversen für die beiden Phoswich-Detektoren zusammengestellt. Die dritte Spalte dieser Tabellen zeigt jeweils die nach MCNP zu erwartenden Wirkungsgradwerte $\eta_S(60,x,175,71)$ und die vierte Spalte die gemessenen Wirkungsgradwerte $\eta_M(60,x,175,71)$. Die letzte Spalte zeigt jeweils das Verhältnis V zwischen den gemessenen und den aufgrund der Simulation zu erwartenden Wirkungsgradwerten.

| Referenzpunkt | Koordinate x (cm) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(60,x,175,71)/$ $\eta_S(60,x,175,71)$ |
|---|----------------------|-------------------------------------|----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(60,x,175,71)$ | Messung $\eta_M(60,x,175,71)$ | |
| R1 | 100 | 3,65E-03 | 2,77E-03 | 0,760 |
| R2 | 120 | 1,36E-02 | 1,22E-02 | 0,897 |
| R3 | 130 | 2,53E-02 | 2,38E-02 | 0,941 |
| R7 | 140 | 3,71E-02 | 3,34E-02 | 0,901 |
| R11 | 150 | 3,77E-02 | 3,17E-02 | 0,841 |
| R12 | 160 | 2,56E-02 | 2,09E-02 | 0,816 |
| R13 | 180 | 1,01E-02 | 7,52E-03 | 0,745 |
| R14 | 200 | 4,10E-03 | 3,07E-03 | 0,750 |
| R15 | 210 | 2,70E-03 | 2,09E-03 | 0,772 |
| R19 | 220 | 1,93E-03 | 1,50E-03 | 0,779 |
| R23 | 230 | 1,39E-03 | 1,13E-03 | 0,811 |
| R24 | 240 | 1,08E-03 | 8,44E-04 | 0,785 |
| Mittleres Verhältnis MW(V) | | | | 0,817 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ | | | | 0,065 (8,0 %) |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 0,858 |

Tab. 5-1: Längstraverse des Wirkungsgrads des NaI(Tl)-Kristalls des linken Phoswich-Detektors für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

| Referenzpunkt | Koordinate x (cm) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(60,x,175,71)/$ $\eta_S(60,x,175,71)$ |
|---|----------------------|-------------------------------------|----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(60,x,175,71)$ | Messung $\eta_M(60,x,175,71)$ | |
| R1 | 100 | 3,37E-03 | 2,95E-03 | 0,874 |
| R2 | 120 | 1,26E-02 | 1,19E-02 | 0,947 |
| R3 | 130 | 2,33E-02 | 2,33E-02 | 0,998 |
| R7 | 140 | 3,38E-02 | 3,25E-02 | 0,963 |
| R11 | 150 | 3,36E-02 | 3,19E-02 | 0,949 |
| R12 | 160 | 2,28E-02 | 2,26E-02 | 0,988 |
| R13 | 180 | 9,42E-03 | 8,25E-03 | 0,875 |
| R14 | 200 | 3,99E-03 | 3,27E-03 | 0,819 |
| R15 | 210 | 2,75E-03 | 2,21E-03 | 0,803 |
| R19 | 220 | 1,94E-03 | 1,54E-03 | 0,794 |
| R23 | 230 | 1,41E-03 | 1,11E-03 | 0,782 |
| R24 | 240 | 1,08E-03 | 8,82E-04 | 0,821 |
| Mittleres Verhältnis MW(V) | | | | 0,885 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ | | | | 0,081 (9,1 %) |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 0,949 |

Tab. 5-2: Längstraverse des Wirkungsgrads des NaI(Tl)-Kristalls des rechten Phoswich-Detektors für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

| Referenzpunkt | Koordinate x (cm) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(60,140,y,71)/$ $\eta_S(60,140,y,71)$ |
|---|----------------------|-------------------------------------|----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(60,140,y,71)$ | Messung $\eta_M(60,140,y,71)$ | |
| R4 | 150 | 1,24E-02 | 1,01E-02 | 8,15E-01 |
| R5 | 160 | 2,01E-02 | 1,71E-02 | 8,52E-01 |
| R6 | 170 | 3,15E-02 | 2,85E-02 | 9,04E-01 |
| R7 | 175 | 3,71E-02 | 3,34E-02 | 9,01E-01 |
| R8 | 180 | 3,88E-02 | 3,52E-02 | 9,07E-01 |
| R9 | 190 | 3,56E-02 | 3,30E-02 | 9,26E-01 |
| R10 | 200 | 1,72E-02 | 1,58E-02 | 9,18E-01 |
| Mittleres Verhältnis MW(V) | | | | 0,889 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ | | | | 0,040 (4,5 %) |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 0,878 |

Tab. 5-3: Quertraverse des Wirkungsgrads des NaI(Tl)-Kristalls des linken Phoswich-Detektors für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

| Referenzpunkt | Koordinate x (cm) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(60,140,y,71)/$ $\eta_S(60,140,y,71)$ |
|---|----------------------|-------------------------------------|----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(60,140,y,71)$ | Messung $\eta_M(60,140,y,71)$ | |
| R4 | 150 | 2,05E-02 | 2,18E-02 | 1,06E+00 |
| R5 | 160 | 3,74E-02 | 3,75E-02 | 1,00E+00 |
| R6 | 170 | 3,85E-02 | 3,76E-02 | 9,77E-01 |
| R7 | 175 | 3,38E-02 | 3,25E-02 | 9,62E-01 |
| R8 | 180 | 2,79E-02 | Fehlmessung | - |
| R9 | 190 | 1,73E-02 | 1,59E-02 | 9,19E-01 |
| R10 | 200 | 1,02E-02 | 9,50E-03 | 9,31E-01 |
| Mittleres Verhältnis MW(V) | | | | 0,976 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ | | | | 0,053 (5,4 %) |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 0,968 |

Tab. 5-4: Quertraverse des Wirkungsgrads des NaI(Tl)-Kristalls des rechten Phoswich-Detektors für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

Die Genauigkeit der gemessenen Wirkungsgradwerte wird hier in erster Linie durch den Positionierungsfehler und dem zählstatistischen Fehler bzw. dem Fehler bei der Spektrumsauswertung bestimmt. Der zählstatistische Fehler ist aufgrund der Impulsvorwahl (mindestens 10^4 Impulse im Photopeak) kleiner als 1%. Der Fehler bei der Spektrumsauswertung ist ebenfalls kleiner als 1 %, weil im vorliegenden Fall der Untergrund vernachlässigbar gering ist. Die durch den Positionierungsfehler gedingte Fehlerkomponente wird durch den Gradienten des Wirkungsgrades bestimmt. Dieser Gradient kann bis zu 100 % pro 10 cm betragen (siehe Tab. 5-1 bis 5-4). Demnach kann der Positionierungsfehler in Höhe von etwa 3 mm zu einem Fehler im gemessenen Wirkungsgrad von bis zu 3 % führen. Insgesamt kann man daher bei den gemessenen Wirkungsgradwerten von einem mittleren

Fehler von etwa 4 % ausgehen. Der statistische Fehler bei der Simulationsrechnung beträgt 3 %, so dass der Fehler im Verhältnis V bei etwa 5 % liegt. Dies wird durch die Werte in den Tab. 5-1 bis 5-4 weitgehend bestätigt. So liegt die empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ zwischen 4,5 % bei der Quertraverse des linken Phoswich-Detektors und 9,2 % bei der Längstraverse des rechten Phoswich-Detektors.

Das Verhältnis V liegt beim rechten Phoswich-Detektor nahe bei 1, während es beim linken Detektor deutlich kleiner als 1 ist. Dies ist darauf zurückzuführen, dass bei den Phoswich-Detektoren durch die Impulsformdiskriminierung stets ein gewisser Anteil der Impulse verloren geht. Im vorliegenden Fall kann man davon ausgehen, dass außer den Verlusten durch die Impulsformdiskriminierung keine Einflussfaktoren eine nennenswerte Rolle spielen. Aus diesem Grund kann man aus dem Verhältnis V unmittelbar die Impulsformdiskriminierungsverluste abschätzen. Zu diesem Zweck wird das kumulative Verhältnis V_k eingeführt:

Längstraverse:

$$V_k = \frac{\sum_i \eta_M(60, x_i, 175, 71)}{\sum_i \eta_S(60, x_i, 175, 71)} \quad (5.1.1.1)$$

Quertraverse:

$$V_k = \frac{\sum_i \eta_M(60, 140, y_i, 71)}{\sum_i \eta_S(60, 140, y_i, 71)} \quad (5.1.1.2)$$

| | Kumulatives Verhältnis V_k | |
|-------------------------|------------------------------|------------------|
| | Linker Phoswich | Rechter Phoswich |
| Längstraverse | 0,858 | 0,949 |
| Quertraverse | 0,898 | 0,987 |
| Mittelwert | 0,878 | 0,968 |
| Emp. Standardabweichung | 0,028 | 0,027 |

Tab. 5-5: Kumulatives Verhältnis V_k des gemessenen und des nach MCNP zu erwartenden Wirkungsgrads des NaI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern

Dabei bezieht sich der Laufindex i auf die Summierung über alle Referenzpunkte der jeweiligen Traverse. Die Werte von V_k sind jeweils in der letzten Zeile der Tab. 5-1 bis 5-4 angegeben. In der Tab. 5-5 sind die Werte von V_k zusammengestellt. Demnach betragen die Impulsformdiskriminierungsverluste beim linken Detektor etwa $12,8 \pm 2,8$ %, während sie beim rechten Detektor lediglich etwa $3,2 \pm 2,7$ % ausmachen. Beim rechten Detektor sind die Verluste also kaum signifikant, während sie beim linken Detektor deutlich ins Gewicht fallen. Dies hängt vermutlich - genau wie das schlechtere Energieauflösungsvermögen - mit dem höheren Alter des linken Phoswich-Detektors zusammen. Offenbar ist bei dem linken

Phoswich-Detektor die Impulsanstiegszeitenverteilung breiter als beim rechten Phoswich-Detektor, so dass bei einer gegebenen Schwellensetzung mehr Impulse außerhalb des Anstiegszeitenfensters liegen.

Aus diesen Untersuchungen ergeben sich die folgenden Faktoren zur Korrektur der elektronischen Effekte:

- Linker Phoswich: $K(li) = V_K(li) = 0,878$
- Rechter Phoswich: $K(re) = V_K(re) = 0,968$

Zur Korrektur der Impulsformdiskriminierungsverluste werden alle mit der Simulation berechneten Wirkungsgradwerte jeweils mit diesen Korrekturfaktoren multipliziert. Dabei ergeben sich die in den Abb. 5-1 bis 5-4 im Vergleich zu den Messwerten dargestellten Wirkungsgradfunktionen.

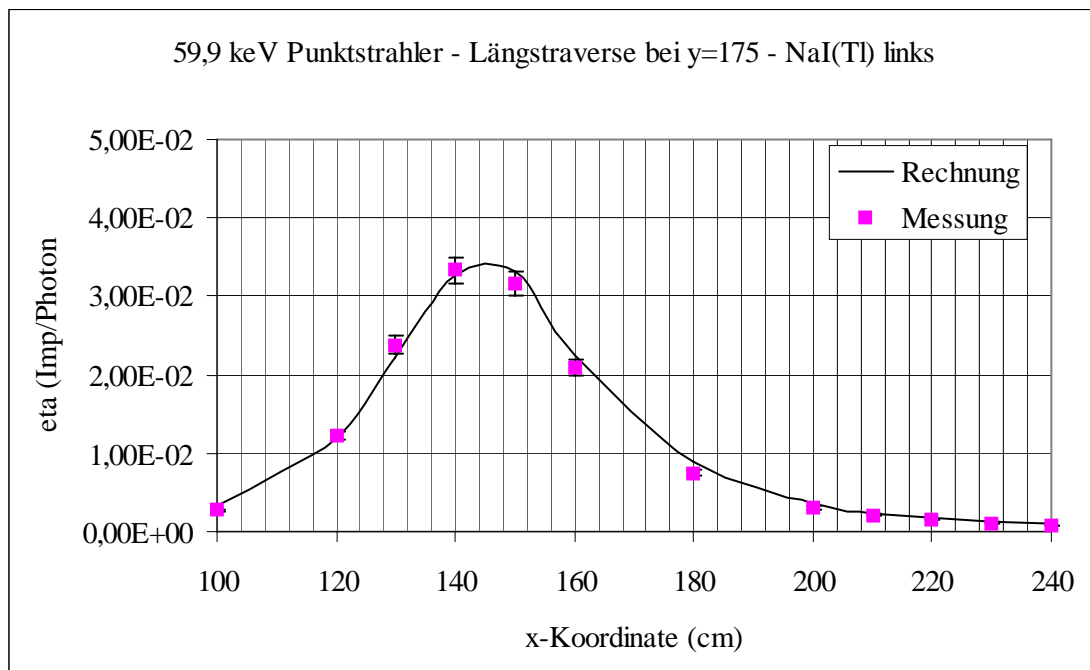


Abb. 5-1: Längstraverse des Wirkungsgrads des NaI(Tl)-Kristalls des linken Phoswich-Detektors für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung bei Berücksichtigung der Impulsformdiskriminierungsverluste

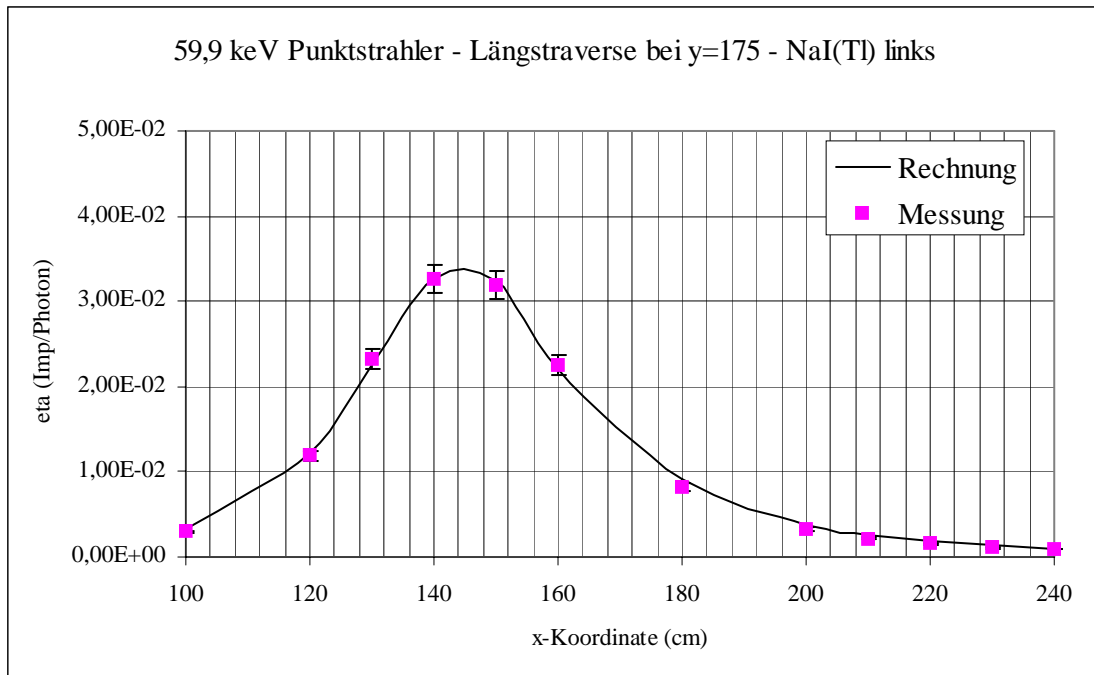


Abb. 5-2: Längstraverse des Wirkungsgrads des NaI(Tl)-Kristalls des rechten Phoswich-Detektors für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung bei Berücksichtigung der Impulsformdiskriminierungsverluste

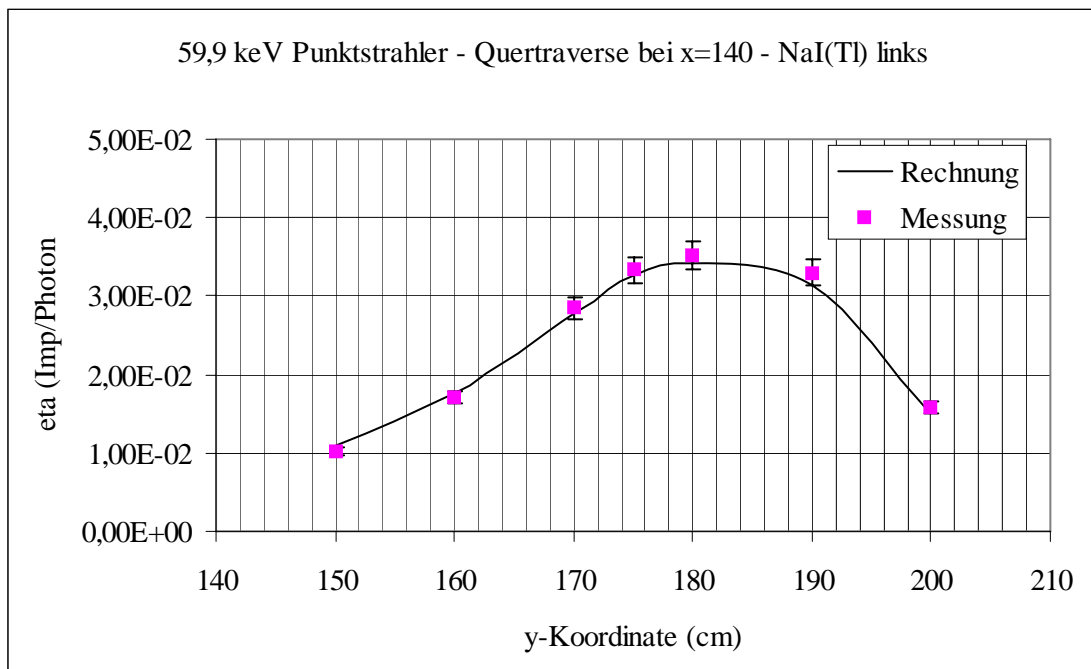


Abb. 5-3: Quertraverse des Wirkungsgrads des NaI(Tl)-Kristalls des linken Phoswich-Detektors für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung bei Berücksichtigung der Impulsformdiskriminierungsverluste

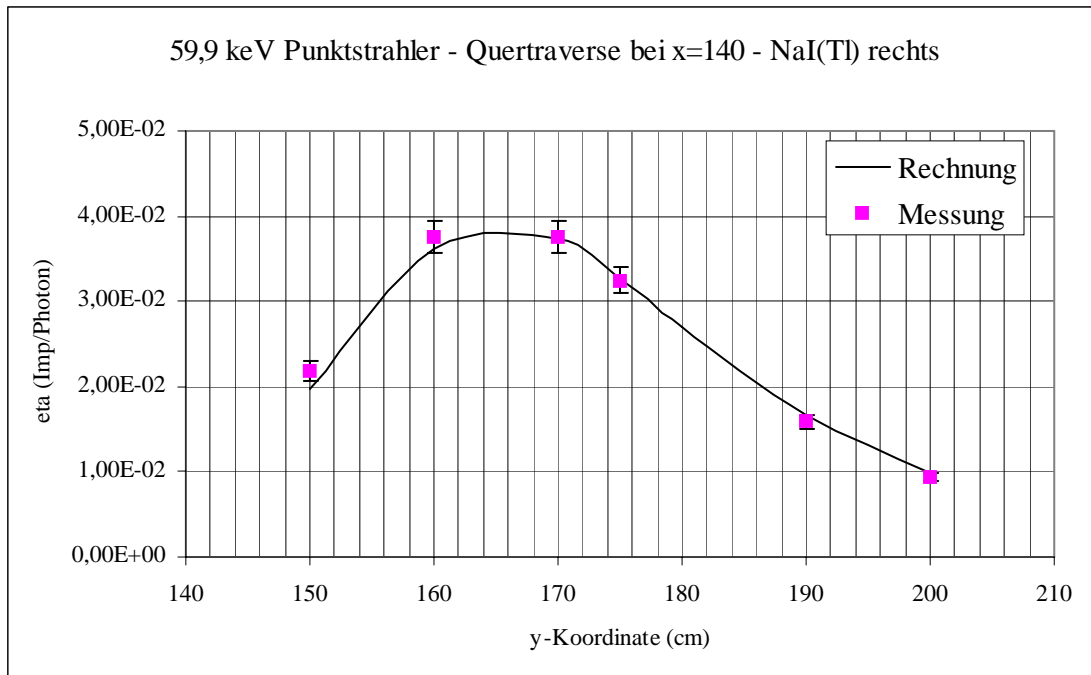


Abb. 5-4: Quertraverse des Wirkungsgrads des NaI(Tl)-Kristalls des rechten Phoswich-Detektors für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung bei Berücksichtigung der Impulsformdiskriminierungsverluste

5.1.2 Energieabhängigkeit

Die Energieabhängigkeit des Punktstrahlerwirkungsgrades der Phoswich-Detektoren wurde anhand der Messungen mit Am-241- und Co-57-Punktstrahlern an Referenzpunkt 7 untersucht. Da die einzelnen Linien der charakteristischen Röntgen-Strahlung von Am-241 mit den Phoswich-Detektoren nicht aufgelöst werden können, wird der aus dem Summenpeak abgeleitete Wirkungsgrad der Energie der mittleren Röntgen-Linie bei 17,6 keV zugeordnet. Die Tab. 5-6 und 5-7 zeigen die gemessenen Werte im Vergleich zu den mit MCNP berechneten Werten. Die Rechnung wurde dabei für alle Linien der Strahlung von Am-241 getrennt durchgeführt. Auf diese Weise ergibt sich auch ein Bild von der Energieabhängigkeit des Wirkungsgrades im Energiebereich der messtechnisch nicht auflösbaren charakteristischen Röntgen-Strahlung. Dabei zeigt sich, dass der Wirkungsgrad für Punktstrahler in diesem Bereich um weniger als den Faktor 2 variiert. Aufgrund dieser relativ geringen Variationsbreite ist die Zuordnung des aus dem Summenpeak abgeleiteten Wirkungsgrades zu der mittleren Energie 17,6 keV vertretbar.

Beim linken Phoswich-Detektor (Tab. 5-6) stimmt das bei 17,6 keV ermittelte Verhältnis V mit 0,846 gut mit dem bei 59,5 keV ermittelten Wert (0,863) überein. Bei 122,1 keV wird dagegen ein signifikant geringerer Wert (0,568) ermittelt. Beim rechten Phoswich-Detektor (Tab. 5-7) wird eine derartige Diskrepanz nicht beobachtet. Die beim linken Phoswich-Detektor beobachtete Diskrepanz ist möglicherweise auf die Anstiegszeiten-Verteilung zurückzuführen. Es ist bekannt, dass die Breite der Anstiegszeitenverteilung mit der Photonenenergie zunimmt. Da die Anstiegszeitenverteilung beim linken Phoswich-Detektor ohnehin breiter als beim rechten Phoswich-Detektor ist (siehe Abschn. 5.1.1), könnte die Verteilung bei der Photonenenergie 122 keV so breit werden, dass die Impuls-

formdiskriminierungsverluste auf ca. 33 % ansteigen. Zur Verifizierung dieser Hypothese wären allerdings weitergehende Messungen erforderlich. Da der bei 122 keV für den linken Phoswich-Detektor ermittelte Wert vorerst nicht erklärt werden kann, wird er nicht in die Bestimmung des Mittelwerts von V einbezogen (siehe Tab. 5-6).

| Strahler | Photonenenergie E (keV) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(E,140,175,71)/\eta_S(E,140,175,71)$ |
|---|-------------------------|--------------------------------------|-----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(E,140,175,71)$ | Messung $\eta_M(E,140,175,71)$ | |
| Am-241 | 13,9 | 1,99E-02 | | |
| Am-241 | 17,6 | 2,91E-02 | 2,46E-02 | 0,846 |
| Am-241 | 21 | 3,50E-02 | | |
| Am-241 | 26,4 | 3,94E-02 | | |
| Am-241 | 59,5 | 3,63E-02 | 3,13E-02 | 0,863 |
| Co-57 | 122,1 | 1,33E-02 | 7,56E-03 | 0,568 |
| Mittleres Verhältnis ¹⁾ MW(V) | | | | 0,855 |
| Empirische Standardabweichung ¹⁾ $\sigma(V)$ | | | | 0,124 (14,5 %) |
| Kumulatives Verhältnis ¹⁾ V_K : | | | | 0,856 |

1) ohne Berücksichtigung der für Co-57 ermittelten Werte

Tab. 5-6: Energieabhängigkeit des Wirkungsgrads des NaI(Tl)-Kristalls des linken Phoswich-Detektors für Punktstrahler an Referenzpunkt 7; Vergleich von Simulation und Messung

| Strahler | Photonenenergie E (keV) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(E,140,175,71)/\eta_S(E,140,175,71)$ |
|---|-------------------------|--------------------------------------|-----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(E,140,175,71)$ | Messung $\eta_M(E,140,175,71)$ | |
| Am-241 | 13,9 | 1,89E-02 | | |
| Am-241 | 17,5 | 2,74E-02 | 2,25E-02 | 0,820 |
| Am-241 | 21 | 3,29E-02 | | |
| Am-241 | 26,4 | 3,66E-02 | | |
| Am-241 | 59,5 | 3,55E-02 | 3,36E-02 | 0,946 |
| Co-57 | 122,1 | 1,27E-02 | 1,13E-02 | 0,891 |
| Mittleres Verhältnis MW(V) | | | | 0,886 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ | | | | 0,063 (7,1 %) |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 0,891 |

Tab. 5-7: Energieabhängigkeit des Wirkungsgrads des NaI(Tl)-Kristalls des rechten Phoswich-Detektors für Punktstrahler an Referenzpunkt 7; Vergleich von Simulation und Messung

Wie aus den Tab. 5-6 bis 5-7 hervorgeht, sind die Verhältnisse zwischen den simulierten und berechneten Wirkungsgradwerten weitgehend mit den für die Photonenergie 59,5 keV ermittelten Verhältnissen konsistent. Zumindest ist – abgesehen von den zunehmenden elektronischen Verlusten beim linken Detektor oberhalb von 59,6 keV – keine signifikante Energieabhängigkeit der Wirkungsgradverhältnisse erkennbar. Demnach sind die Impulsformdiskriminierungsverluste in den bei der Mittelwertbildung erfassten Energiebereichen

jeweils etwa konstant. Aus diesem Grund werden die in Abschn. 5.1.1 für 59,6 keV ermittelten Korrekturfaktoren

- Linker Phoswich: $K(\text{li}) = V_K(\text{li}) = 0,878$
- Rechter Phoswich: $K(\text{re}) = V_K(\text{re}) = 0,968$

Auch bei allen anderen Photonenenergien angewandt. Die Abb. 5-5 und 5-6 zeigen die in dieser Weise korrigierten Wirkungsfunktionen im Vergleich zu den entsprechenden Messwerten.

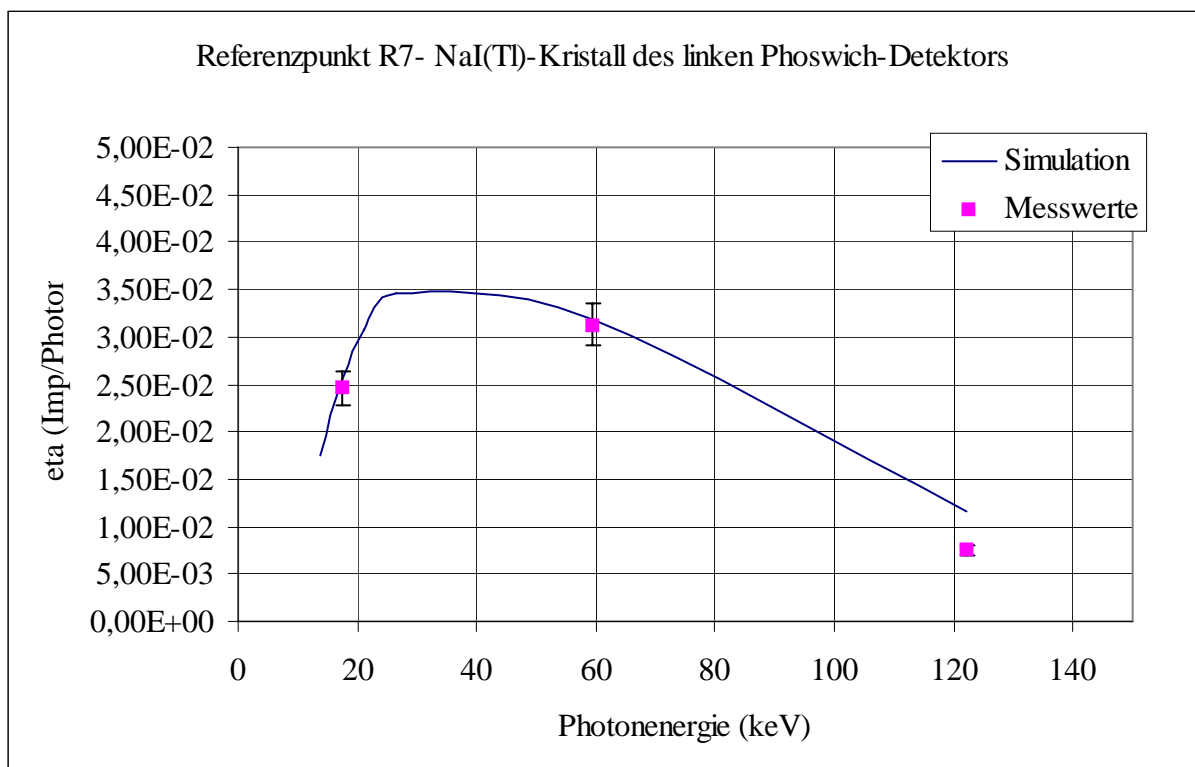


Abb. 5-5: Energieabhängigkeit des Wirkungsgrads des NaI(Tl)-Kristalls des linken Phoswich-Detektors für Punktstrahler an Referenzpunkt 7; Vergleich von Simulation und Messung bei Berücksichtigung der Impulsformdiskriminierungsverluste

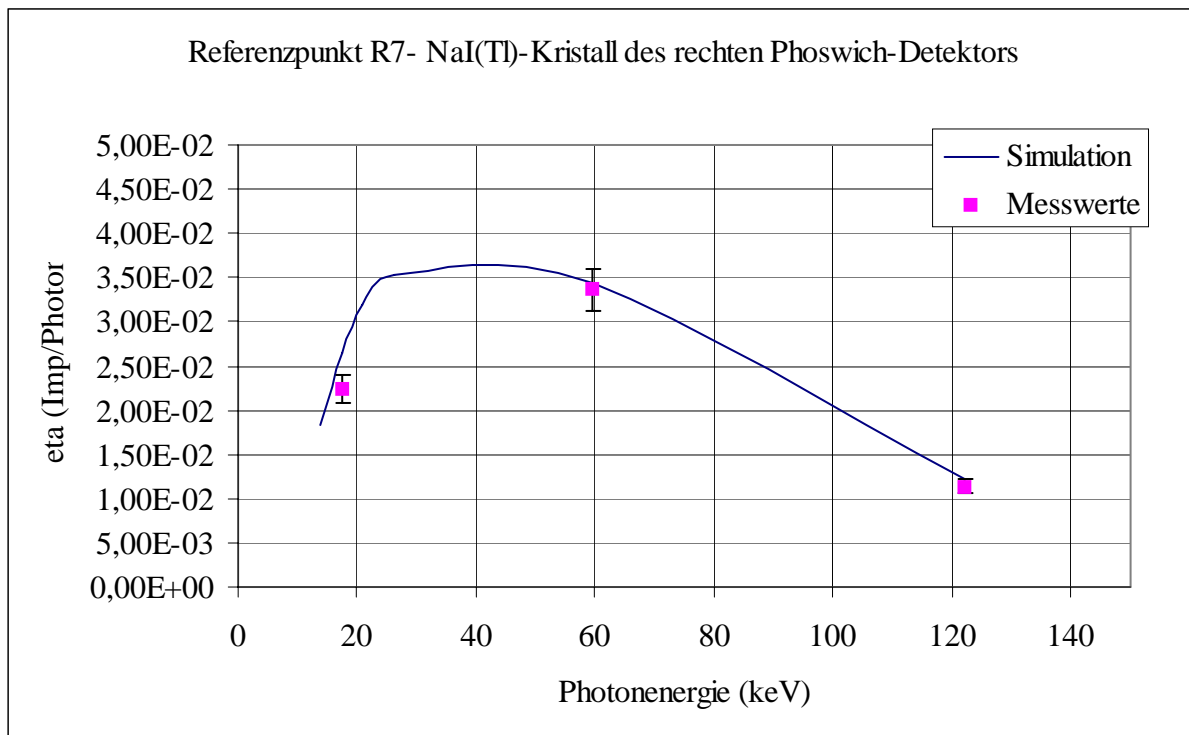


Abb. 5-6: Energieabhängigkeit des Wirkungsgrads des NaI(Tl)-Kristalls des rechten Phoswich-Detektors für Punktstrahler an Referenzpunkt 7; Vergleich von Simulation und Messung bei Berücksichtigung der Impulsformdiskriminierungsverluste

5.2 HPGe-Detektoren

5.2.1 Geometrieabhängigkeit

Die Geometrieabhängigkeit des Wirkungsgrades der HPGe-Detektoren wurde wie bei den Phoswich-Detektoren anhand der Messungen der 59,5 keV γ -Strahlung der Am-241 Punktstrahlern untersucht. Es wurden für die vier HPGe-Detektoren jeweils die folgenden Traversen des Wirkungsgrades betrachtet:

- Längstraverse T(x,175,71): Mittellinie auf der Probandenliege bei $y = 175$ cm und $z = 71$ cm
- Quertraverse T(220,y,71): Querlinie auf der Probandenliege im Bereich der HPGe-Detektoren bei $x = 140$ cm und $z = 71$ cm

In den Tab. 5-8 bis 5-15 sind die Werte der Wirkungsgradtraversen für die vier HPGe-Detektoren zusammengestellt. Die Genauigkeit der gemessenen Wirkungsgradwerte wird - wie bei den Phoswich-Detektoren - in erster Linie durch den Positionierungsfehler und den zählstatistischen Fehler bestimmt. Der Fehler bei der Spektrumsauswertung ist demgegenüber zu vernachlässigen.

| Referenzpunkt | Koordinate x (cm) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(60,x,175,71)/$ $\eta_S(60,x,175,71)$ |
|---|----------------------|-------------------------------------|----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(60,x,175,71)$ | Messung $\eta_M(60,x,175,71)$ | |
| R12 | 160 | 2,40E-05 | 1,94E-05 | 0,810 |
| R13 | 180 | 1,28E-04 | 9,05E-05 | 0,707 |
| R14 | 200 | 5,28E-04 | 5,85E-04 | 1,108 |
| R15 | 210 | 1,10E-03 | 1,09E-03 | 0,993 |
| R19 | 220 | 1,41E-03 | 1,38E-03 | 0,979 |
| R23 | 230 | 1,13E-03 | 1,08E-03 | 0,956 |
| R24 | 240 | 7,81E-04 | 7,19E-04 | 0,921 |
| Mittleres Verhältnis MW(V)* | | | | 0,944 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ * | | | | 0,132 (14,0 %) |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 0,974 |

*) ohne den Wert von x = 160 cm

Tab. 5-8: Längstraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe1 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

| Referenzpunkt | Koordinate x (cm) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(60,x,175,71)/$ $\eta_S(60,x,175,71)$ |
|---|----------------------|-------------------------------------|----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(60,x,175,71)$ | Messung $\eta_M(60,x,175,71)$ | |
| R12 | 160 | 8,36E-06 | 4,04E-06 | 0,483 |
| R13 | 180 | 1,14E-04 | 8,04E-05 | 0,705 |
| R14 | 200 | 5,94E-04 | 4,84E-04 | 0,814 |
| R15 | 210 | 9,27E-04 | 8,14E-04 | 0,878 |
| R19 | 220 | 1,08E-03 | 1,09E-03 | 1,010 |
| R23 | 230 | 1,04E-03 | 1,10E-03 | 1,056 |
| R24 | 240 | 8,06E-04 | 8,37E-04 | 1,039 |
| Mittleres Verhältnis MW(V)* | | | | 0,917 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ * | | | | 0,141 (15,4 %) |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 0,965 |

*) ohne den Wert von x = 160 cm

Tab. 5-9: Längstraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe2 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

| Referenzpunkt | Koordinate x (cm) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(60,x,175,71)/$ $\eta_S(60,x,175,71)$ |
|---|----------------------|-------------------------------------|----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(60,x,175,71)$ | Messung $\eta_M(60,x,175,71)$ | |
| R12 | 160 | 5,99E-05 | 3,40E-05 | 0,567 |
| R13 | 180 | 1,10E-04 | 9,00E-05 | 0,819 |
| R14 | 200 | 2,26E-04 | 2,09E-04 | 0,925 |
| R15 | 210 | 3,39E-04 | 3,12E-04 | 0,921 |
| R19 | 220 | 4,81E-04 | 4,40E-04 | 0,915 |
| R23 | 230 | 6,14E-04 | 6,62E-04 | 1,077 |
| R24 | 240 | 6,22E-04 | 6,24E-04 | 1,003 |
| Mittleres Verhältnis MW(V)* | | | | 0,943 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ * | | | | 0,088 (9,3 %) |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 0,967 |

*) ohne den Wert von x = 160 cm

Tab. 5-10: Längstraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe3 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

| Referenzpunkt | Koordinate x (cm) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(60,x,175,71)/$ $\eta_S(60,x,175,71)$ |
|---|----------------------|-------------------------------------|----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(60,x,175,71)$ | Messung $\eta_M(60,x,175,71)$ | |
| R12 | 160 | 9,30E-05 | 7,32E-05 | 0,787 |
| R13 | 180 | 1,48E-04 | 1,45E-04 | 0,980 |
| R14 | 200 | 4,03E-04 | 3,64E-04 | 0,904 |
| R15 | 210 | 6,00E-04 | 6,63E-04 | 1,105 |
| R19 | 220 | 9,62E-04 | 9,76E-04 | 1,015 |
| R23 | 230 | 1,51E-03 | 1,54E-03 | 1,018 |
| R24 | 240 | 1,38E-03 | 1,53E-03 | 1,112 |
| Mittleres Verhältnis MW(V)* | | | | 1,022 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ * | | | | 0,078 (7,6 %) |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 1,039 |

*) ohne den Wert von x = 160 cm

Tab. 5-11: Längstraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe4 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

| Referenzpunkt | Koordinate x (cm) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(60,220,y,71)/$ $\eta_S(60,220,y,71)$ |
|---|----------------------|-------------------------------------|----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(60,220,y,71)$ | Messung $\eta_M(60,220,y,71)$ | |
| R16 | 150 | 4,76E-04 | 5,69E-04 | 1,19E+00 |
| R17 | 160 | 8,02E-04 | 9,31E-04 | 1,16E+00 |
| R18 | 170 | 1,36E-03 | 1,33E-03 | 9,75E-01 |
| R19 | 175 | 1,41E-03 | 1,38E-03 | 9,76E-01 |
| R20 | 180 | 1,34E-03 | 1,20E-03 | 8,95E-01 |
| R21 | 190 | 8,52E-04 | 8,72E-04 | 1,02E+00 |
| R22 | 200 | 4,54E-04 | 4,11E-04 | 9,05E-01 |
| Mittleres Verhältnis MW(V) | | | | 1,02 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ | | | | 0,118 (11,6 %) |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 0,998 |

Tab. 5-12: Quertraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe1 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

| Referenzpunkt | Koordinate x (cm) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(60,220,y,71)/$ $\eta_S(60,220,y,71)$ |
|---|----------------------|-------------------------------------|----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(60,220,y,71)$ | Messung $\eta_M(60,220,y,71)$ | |
| R16 | 150 | 1,27E-03 | 8,83E-04 | 6,95E-01 |
| R17 | 160 | 1,64E-03 | 1,47E-03 | 8,94E-01 |
| R18 | 170 | 1,38E-03 | 1,33E-03 | 9,66E-01 |
| R19 | 175 | 1,08E-03 | 1,09E-03 | 1,01E+00 |
| R20 | 180 | 8,90E-04 | 8,18E-04 | 9,19E-01 |
| R21 | 190 | 5,02E-04 | 5,38E-04 | 1,07E+00 |
| R22 | 200 | 2,80E-04 | 3,17E-04 | 1,13E+00 |
| Mittleres Verhältnis MW(V) | | | | 0,955 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ | | | | 0,142 (14,9 %) |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 0,915 |

Tab. 5-13: Quertraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe2 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

| Referenzpunkt | Koordinate x (cm) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(60,220,y,71)/$ $\eta_S(60,220,y,71)$ |
|---|----------------------|-------------------------------------|----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(60,220,y,71)$ | Messung $\eta_M(60,220,y,71)$ | |
| R16 | 150 | 5,02E-04 | 4,34E-04 | 8,64E-01 |
| R17 | 160 | 6,50E-04 | 5,72E-04 | 8,80E-01 |
| R18 | 170 | 5,28E-04 | 5,42E-04 | 1,03E+00 |
| R19 | 175 | 4,81E-04 | 4,40E-04 | 1,06E+00 |
| R20 | 180 | 3,56E-04 | 3,71E-04 | 1,04E+00 |
| R21 | 190 | 2,62E-04 | 2,55E-04 | 9,72E-01 |
| R22 | 200 | 1,56E-04 | 1,15E-04 | 7,38E-01 |
| Mittleres Verhältnis MW(V) | | | | 0,940 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ | | | | 0,118 (12,6 %) |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 0,951 |

Tab. 5-14: Quertraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe3 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

| Referenzpunkt | Koordinate x (cm) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(60,220,y,71)/$ $\eta_S(60,220,y,71)$ |
|---|----------------------|-------------------------------------|----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(60,220,y,71)$ | Messung $\eta_M(60,220,y,71)$ | |
| R16 | 150 | 5,22E-04 | 4,90E-04 | 9,39E-01 |
| R17 | 160 | 7,70E-04 | 7,68E-04 | 9,98E-01 |
| R18 | 170 | 1,03E-03 | 9,75E-04 | 9,46E-01 |
| R19 | 175 | 9,62E-04 | 9,76E-04 | 1,01E+00 |
| R20 | 180 | 8,42E-04 | 8,90E-04 | 1,06E+00 |
| R21 | 190 | 5,30E-04 | 6,98E-04 | 1,32E+00 |
| R22 | 200 | 1,98E-04 | 3,75E-04 | 1,89E+00 |
| Mittleres Verhältnis MW(V) | | | | 1,17 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ | | | | 0,345 (29,5 %) |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 1,066 |

Tab. 5-15: Quertraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe4 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

| | Kumulatives Verhältnis V_K | | | |
|-------------------------|------------------------------|--------|--------|--------|
| | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| Längstraverse | 0,974 | 0,965 | 0,967 | 1,039 |
| Quertraverse | 0,998 | 0,915 | 0,951 | 1,066 |
| Mittelwert | 0,986 | 0,940 | 0,959 | 1,053 |
| Emp. Standardabweichung | 0,017 | 0,035 | 0,011 | 0,019 |

Tab. 5-16: Kumulatives Verhältnis V_K des gemessenen und des nach MCNP zu erwartenden Wirkungsgrads des planaren Kristalls der HPGe-Detektoren für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern

In der Tab. 5-16 sind die Werte von V_K zusammengestellt. Demnach werden die Messwerte durch die Simulation bei den Detektoren HPGe1, HPGe2 und HPGe3 im Mittel um bis zu 6 % überbewertet, während sie bei dem Detektor HPGe4 um 5,3 % unterbewertet werden.

Zur Korrektur werden die mit MCNP berechneten Wirkungsgradwerte jeweils mit den Mittelwerten von V_K nach Tab. 5-12 multipliziert.

- HPGe 1: $K(1) = V_K(1) = 0,986$
- HPGe 2: $K(2) = V_K(2) = 0,940$
- HPGe 3: $K(3) = V_K(3) = 0,959$
- HPGe 4: $K(4) = V_K(4) = 1,053$

Die auf diese Weise berechneten Wirkungsgradtraversen sind in den Abb. 5-7 bis 5-14 im Vergleich zu den jeweiligen Messwerten dargestellt.

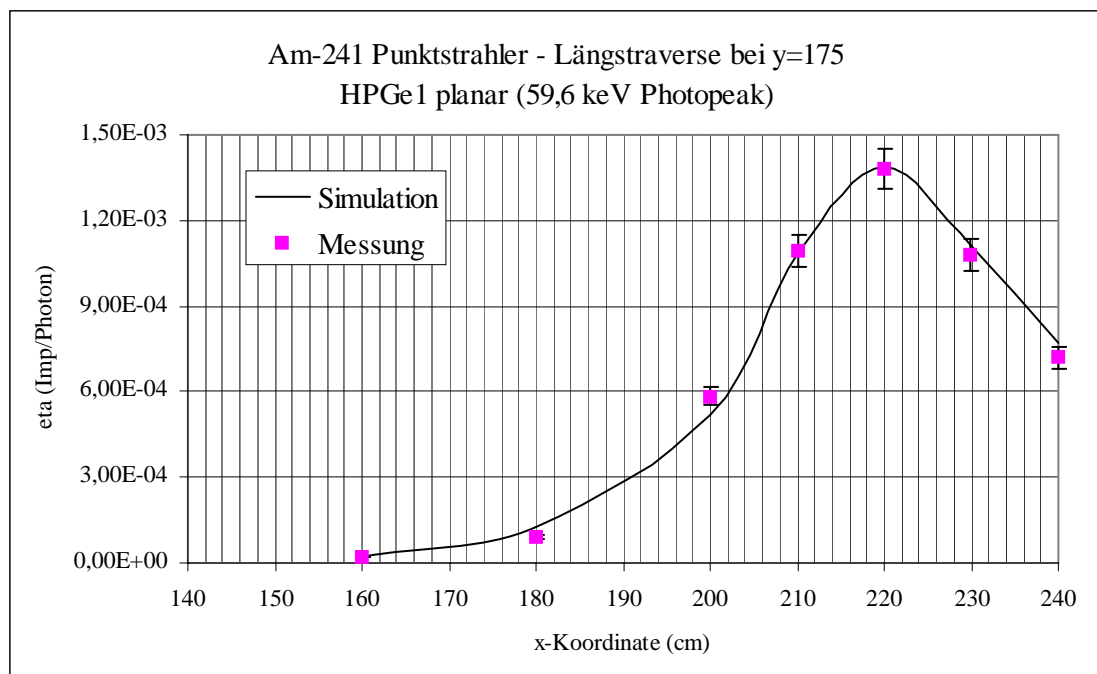


Abb. 5-7: Längstraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe1 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

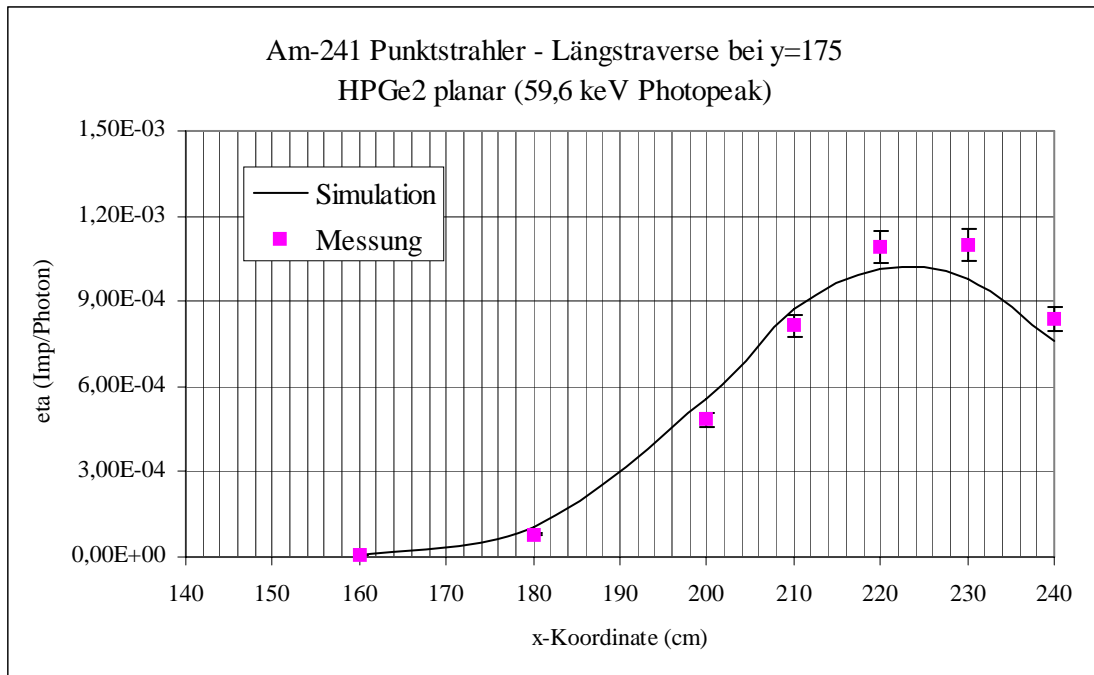


Abb. 5-8: Längstraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe1 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

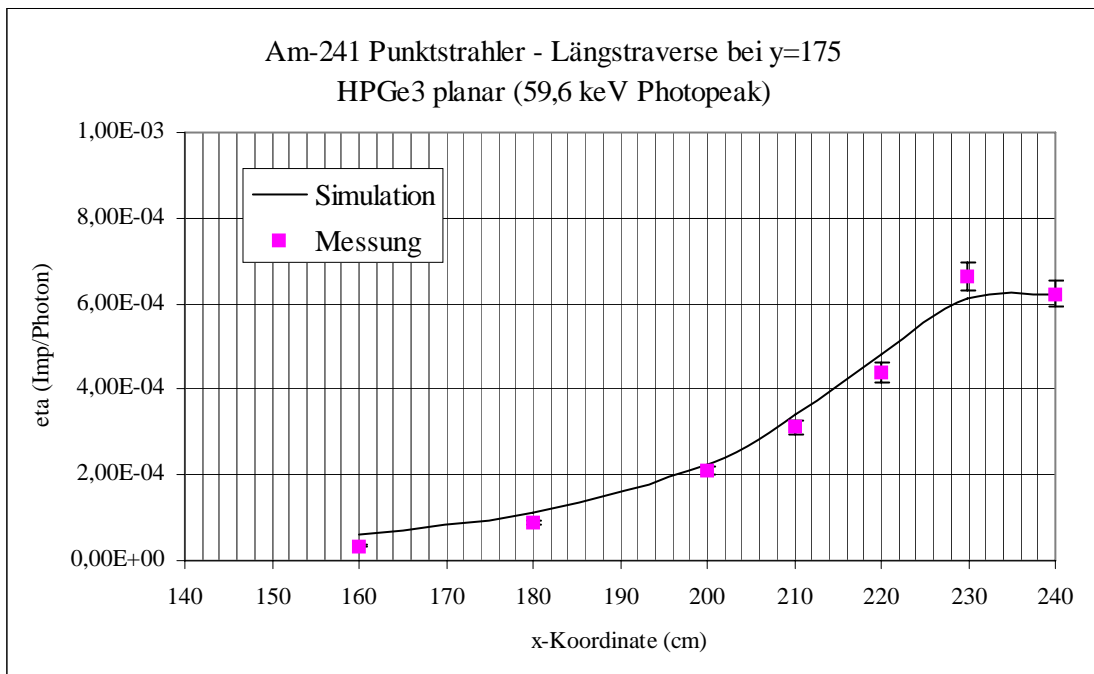


Abb. 5-9: Längstraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe3 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

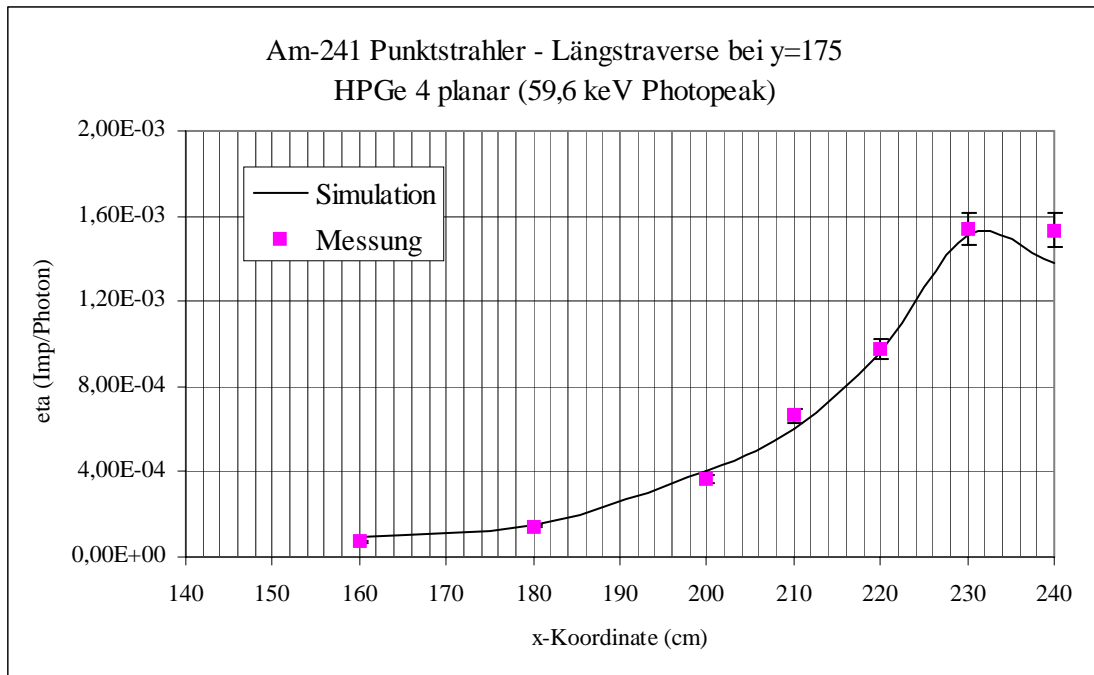


Abb. 5-10: Längstraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe4 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

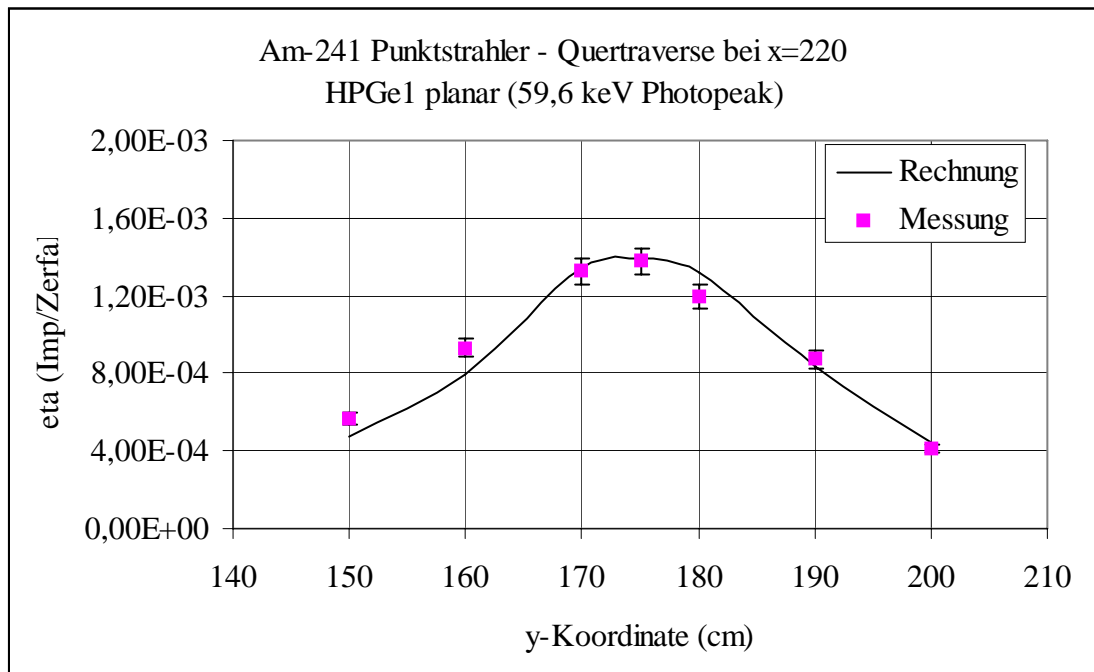


Abb. 5-11: Quertraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe1 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

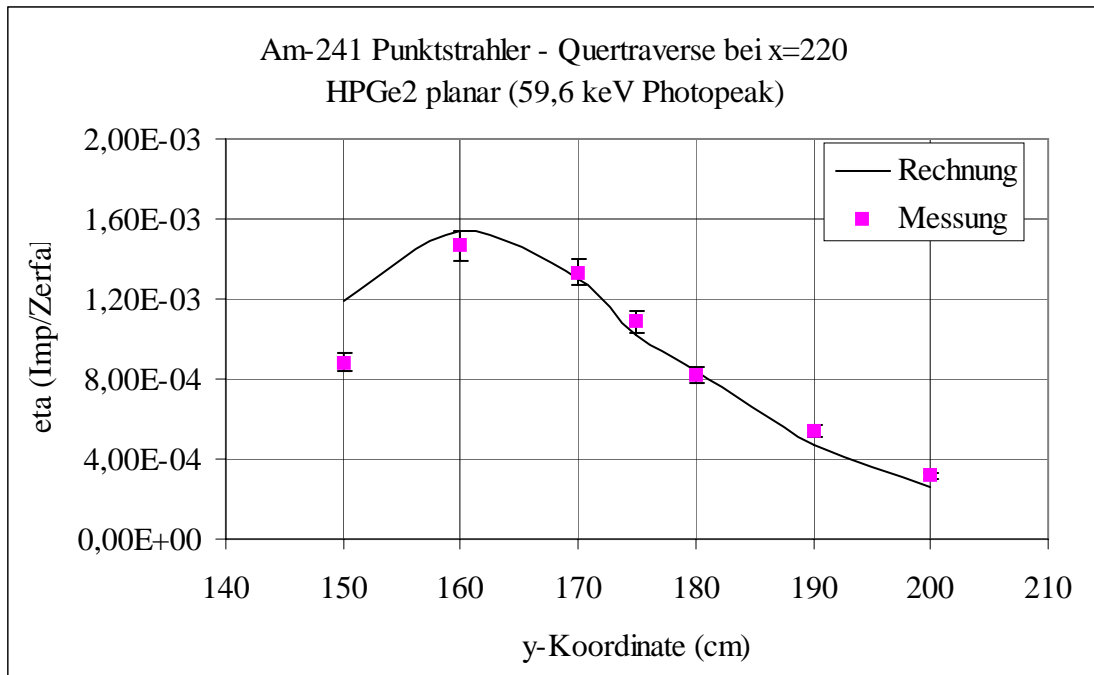


Abb. 5-12: Quertraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe1 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

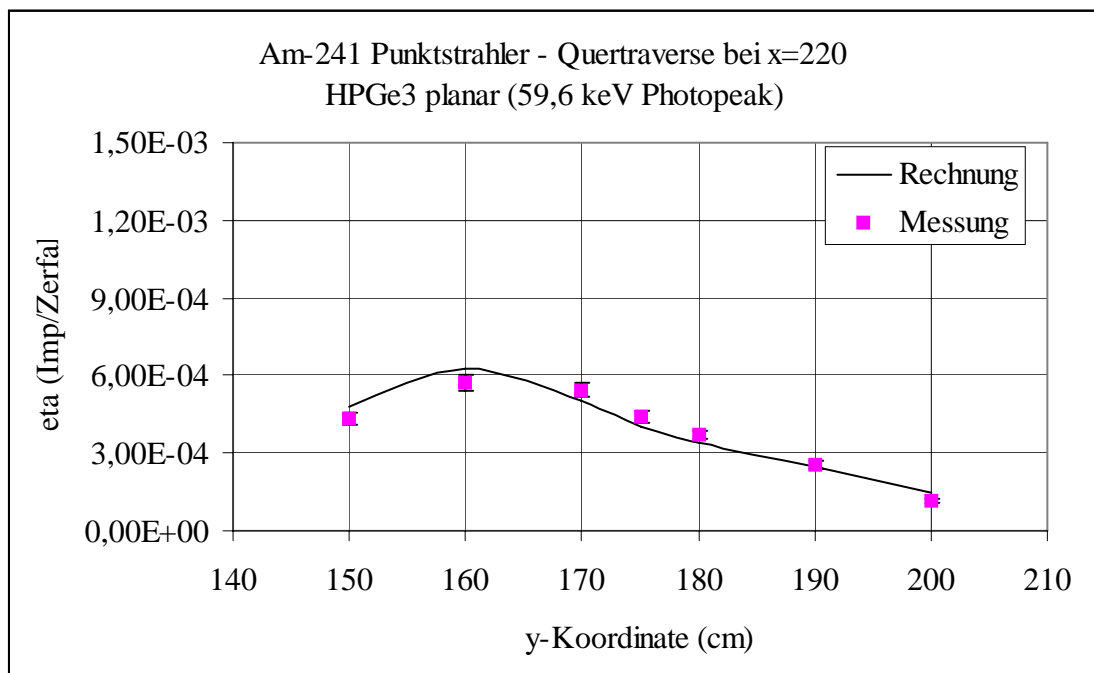


Abb. 5-13: Quertraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe3 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

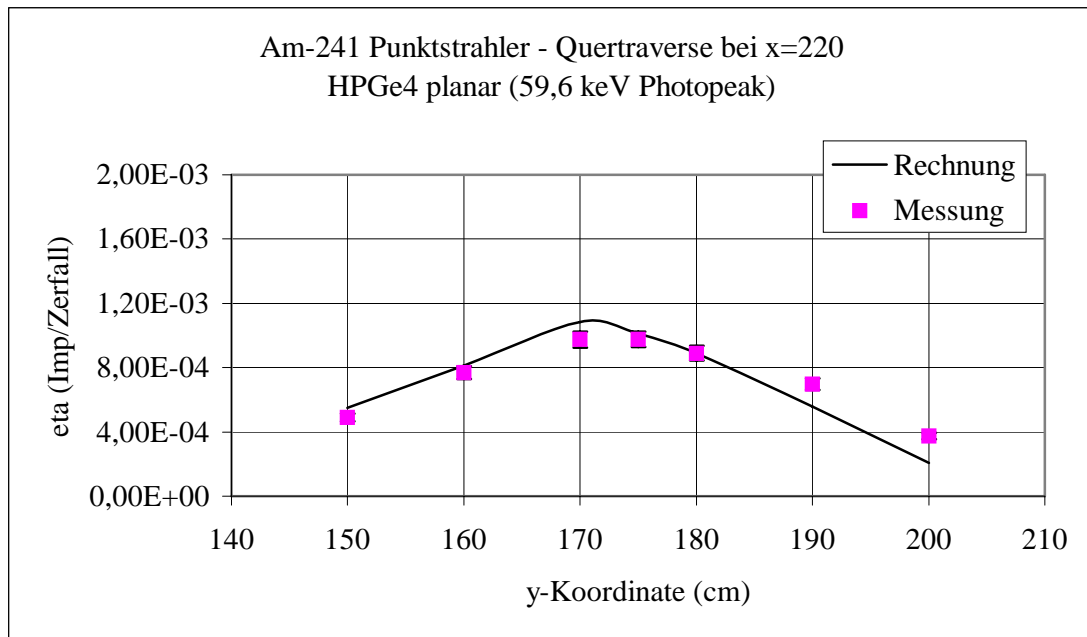


Abb. 5-14: Quertraverse des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe4 für die 59,5 keV γ -Strahlung von Am-241-Punktstrahlern; Vergleich von Simulation und Messung

Wie aus den Abb. 5-7 bis 5-14 hervorgeht, ist die Übereinstimmung zwischen den gemessenen und berechneten Traversen bei den HPGe-Detektoren nicht so gut wie bei den Phoswich-Detektoren. So liegen die gemessenen Werte in der Längstraverse von Detektor HPGe 2 bei $x \geq 220$ cm deutlich über den berechneten Werten. Dagegen liegen die gemessenen Werte in der Quertraverse dieses Detektors bei $y \leq 160$ cm signifikant unter den berechneten Werten. Diese Diskrepanzen sind vermutlich darauf zurückzuführen, dass die Annahme eines konzentrischen Zylinders für das empfindliche Volumen der Kristalle bei den Detektoren nur näherungsweise erfüllt ist. Aufgrund der hohen Absorption der 59,6 keV Photonen in dem Detektormaterial können bereits geringe Abweichungen des empfindlichen Volumens von der coaxialen Zylinderform zu einer Anhebung oder Absenkung der Empfindlichkeit bei Einstrahlung aus der entsprechenden Raumrichtung führen.

5.2.2 Energieabhängigkeit

Die Energieabhängigkeit des Wirkungsgrades der HPGe-Detektoren wurde anhand der Messungen mit einem Am-241-Punktstrahler an Referenzpunkt 19 untersucht. Die Tab. 5-17 bis 5-20 zeigen die gemessenen Werte im Vergleich zu den mit MCNP berechneten Werten. Die berechneten Werte wurden hierbei jeweils mit den in Abschn 5.2.1 ermittelten Korrekturfaktoren multipliziert.

Wie aus den Tab. 5-17 bis 5-20 hervorgeht, ist auch hier die Übereinstimmung zwischen Messung und Simulation nicht so gut wie bei den Phoswich-Detektoren. Dies ist zumindest teilweise auf die Multiplettstruktur der einzelnen Peaks der charakteristischen Röntgen-Strahlung von Am-241 zurückzuführen. Außerdem kann auch hier die individuelle Struktur des empfindlichen Volumens der Kristalle eine Rolle spielen. Zur Klärung dieser Fragen sind weiterführende Messungen erforderlich.

| Strahler | Photonenenergie E (keV) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(E,220,175,71)/$ $\eta_S(E,220,175,71)$ |
|---|----------------------------|--------------------------------------|-----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(E,220,175,71)$ | Messung $\eta_M(E,220,175,71)$ | |
| Am-241 | 13,9 | 8,16E-04 | 8,32E-04 | 1,02E+00 |
| Am-241 | 17,5 | 1,02E-03 | 8,15E-04 | 8,02E-01 |
| Am-241 | 21 | 1,15E-03 | 9,42E-04 | 8,17E-01 |
| Am-241 | 26,4 | 1,22E-03 | 1,33E-03 | 1,09E+00 |
| Am-241 | 59,5 | 1,39E-03 | 1,38E-03 | 9,93E-01 |
| Mittleres Verhältnis MW(V) | | | | 9,44E-01 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ | | | | 1,27E-01 |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 9,47E-01 |

Tab. 5-17: Energieabhängigkeit des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe 1 für Punktstrahler an Referenzpunkt 19; Vergleich von Simulation und Messung

| Strahler | Photonenenergie E (keV) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(E,220,175,71)/$ $\eta_S(E,220,175,71)$ |
|---|----------------------------|--------------------------------------|-----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(E,220,175,71)$ | Messung $\eta_M(E,220,175,71)$ | |
| Am-241 | 13,9 | 5,43E-04 | 6,14E-04 | 1,13E+00 |
| Am-241 | 17,5 | 7,86E-04 | 7,17E-04 | 9,12E-01 |
| Am-241 | 21 | 9,34E-04 | 7,51E-04 | 8,04E-01 |
| Am-241 | 26,4 | 9,49E-04 | 9,51E-04 | 1,00E+00 |
| Am-241 | 59,5 | 1,02E-03 | 1,09E-03 | 1,07E+00 |
| Mittleres Verhältnis MW(V) | | | | 9,84E-01 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ | | | | 1,30E-01 |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 9,75E-01 |

Tab. 5-18: Energieabhängigkeit des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe 2 für Punktstrahler an Referenzpunkt 19; Vergleich von Simulation und Messung

| Strahler | Photonenenergie E (keV) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(E,220,175,71)/$ $\eta_S(E,220,175,71)$ |
|---|----------------------------|--------------------------------------|-----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(E,220,175,71)$ | Messung $\eta_M(E,220,175,71)$ | |
| Am-241 | 13,9 | 2,74E-04 | 3,56E-04 | 1,30E+00 |
| Am-241 | 17,5 | 3,41E-04 | 3,80E-04 | 1,11E+00 |
| Am-241 | 21 | 3,47E-04 | Fehlmessung | - |
| Am-241 | 26,4 | 4,33E-04 | Fehlmessung | - |
| Am-241 | 59,5 | 4,61E-04 | 4,40E-04 | 9,54E-01 |
| Mittleres Verhältnis MW(V) | | | | 1,12E+00 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ | | | | 1,72E-01 |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 1,09E+00 |

Tab. 5-19: Energieabhängigkeit des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe 3 für Punktstrahler an Referenzpunkt 19; Vergleich von Simulation und Messung

| Strahler | Photonenenergie E (keV) | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | Verhältnis V $\eta_M(E,220,175,71)/\eta_S(E,220,175,71)$ |
|---|----------------------------|--------------------------------------|-----------------------------------|---|
| | | Simulation $\eta_S(E,220,175,71)$ | Messung $\eta_M(E,220,175,71)$ | |
| Am-241 | 13,9 | 5,38E-04 | 5,01E-04 | 9,32E-01 |
| Am-241 | 17,5 | 7,66E-04 | 5,77E-04 | 7,53E-01 |
| Am-241 | 21 | 8,56E-04 | 6,58E-04 | 7,69E-01 |
| Am-241 | 26,4 | 9,30E-04 | 8,69E-04 | 9,35E-01 |
| Am-241 | 59,5 | 1,01E-03 | 9,76E-04 | 9,63E-01 |
| Mittleres Verhältnis MW(V) | | | | 8,70E-01 |
| Empirische Standardabweichung $\sigma(V)$ | | | | 1,01E-01 |
| Kumulatives Verhältnis V_K : | | | | 8,73E-01 |

Tab. 5-20: Energieabhängigkeit des Wirkungsgrads des planaren Kristalls des Detektors HPGe 4 für Punktstrahler an Referenzpunkt 19; Vergleich von Simulation und Messung

6 Implementierung des Voxel-Phantoms

6.1 Spezifikationen des MEET Man Datensatzes

Für die mathematische Simulation des menschlichen Körpers bzw. der physikalischen Phantome wird der „MEET Man“ Datensatz vom Institut für Biomedizinische Technik der Universität Karlsruhe [Sac1997] verwendet. Dieser Datensatz wurde ursprünglich zur Simulation von physikalischen Vorgängen im Körper entwickelt. Im Vordergrund standen hierbei elektromagnetische, elastomechanische sowie thermische Prozesse.

Grundlage des MEET Man ist der 1994 entstandene *Visible Man* Datensatz, der im Rahmen des *Visible Human Projektes* der *National Library of Medicine (NLM), Bethesda, Maryland (USA)* erstellt wurde [Ack1991, Spi1996]. Der *Visible Man* Datensatz besteht aus Schichtaufnahmen eines menschlichen Leichnams, die mittels Computertomographie (CT), Kernspintomographie (NMR) sowie durch Dünnschicht-Farbphotographie erzeugt wurden. Bei dem Leichnam handelte es sich um einen 38-jährigen Mann, der durch Giftinjektion hingerichtet wurde. Der Mann war 182 cm groß und 92 kg schwer. Die CT- und NMR-Aufnahmen sowie die Photos wurden vom Institut für Biomedizinische Technik aufbereitet. Hierbei wurden geometrische Fehler und Farbfehler korrigiert sowie fehlende bzw. unbrauchbare Schichten durch Image Warping interpoliert. Danach wurden die Bilder segmentiert und die Bildelemente insgesamt 31 verschiedenen Gewebe- bzw. Stoffklassen zugeordnet. Die Tab. 6-1 zeigt diese Gewebe- und Stoffklassen zusammen mit den jeweiligen Identifikationsnummern. Die Abb. 6-1 bis 6-5 vermitteln ein Bild von den Strukturen des MEET Man.

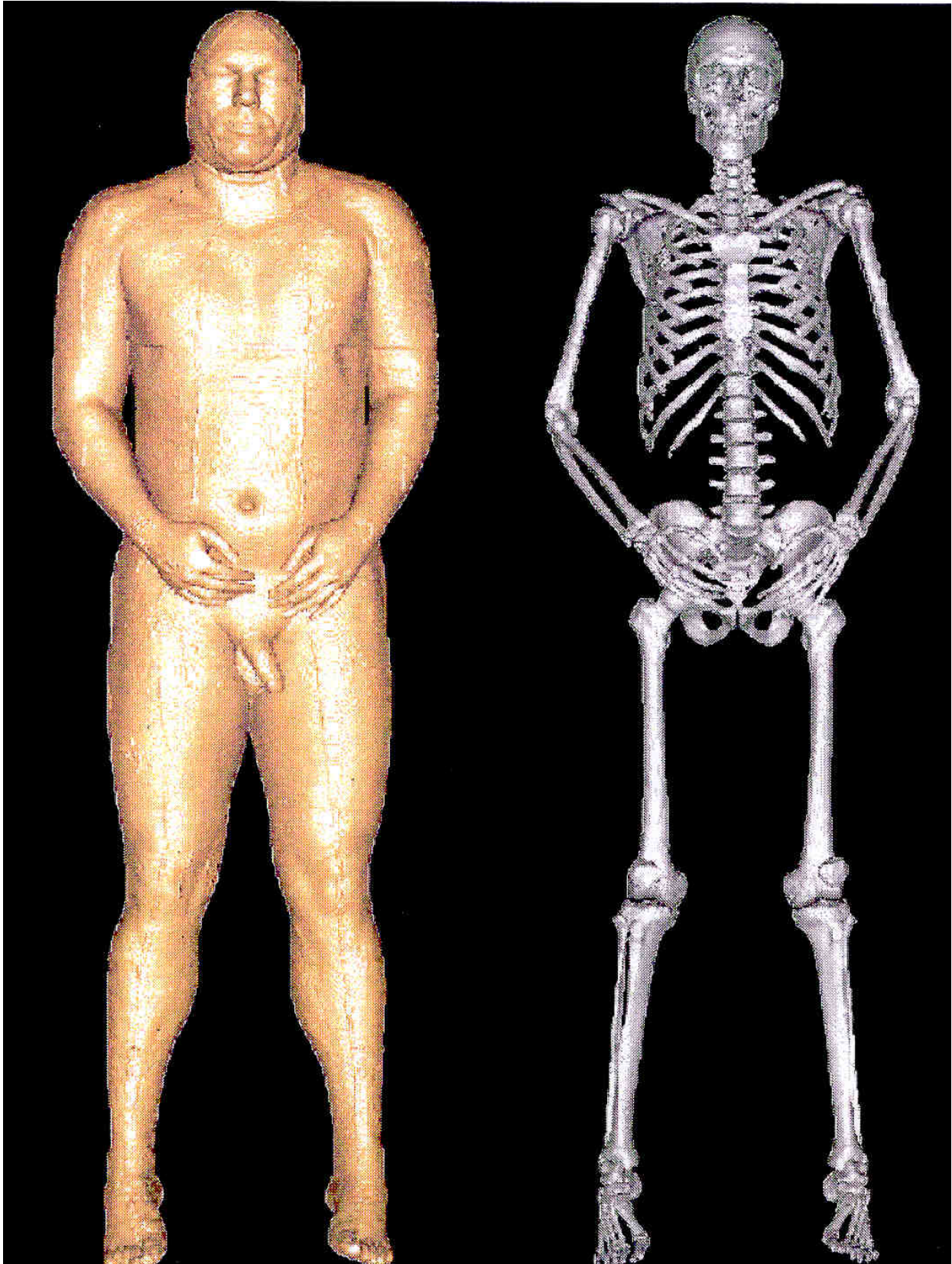


Abb. 6-1: MEET-Man Frontansicht mit segmentiertem Skelett



Abb. 6-2: MEET-Man Frontansicht teilweise aufgeschnitten

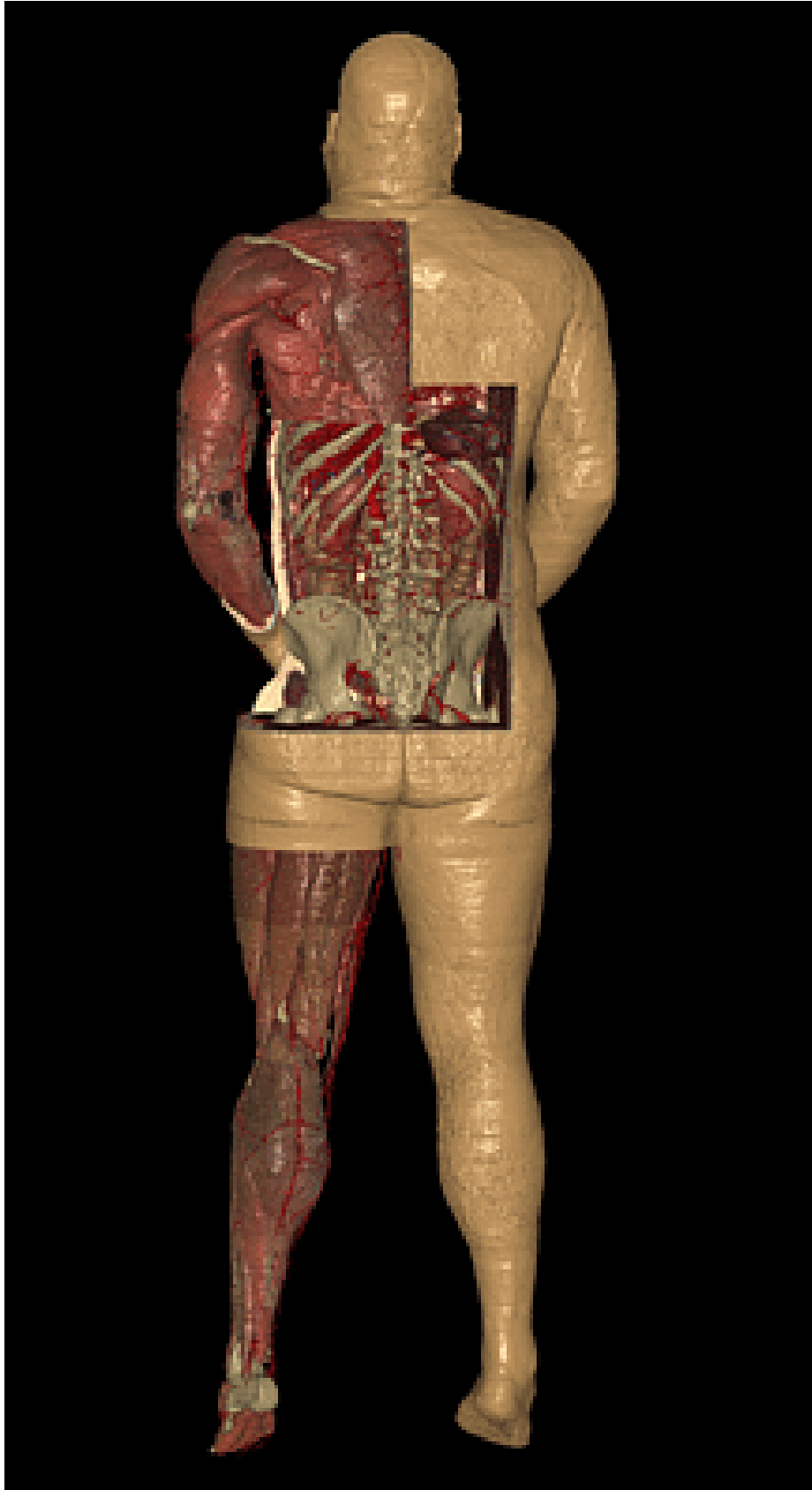


Abb. 6-3: MEET-Man Rückansicht teilweise aufgeschnitten



Abb. 6-4: MEET-Man Teilansicht mit segmentiertem Gehirn und Augen



Abb. 6-5: MEET-Man Teilansicht des Fußes

Der MEET Man Datensatz ist in 6 verschiedenen Voxel-Größen von 1 mm x 1 mm x 1 mm bis zu 6 mm x 6 mm x 6 mm verfügbar. Für die vorliegenden Untersuchungen wird zunächst der Datensatz mit der geringsten Auflösung verwendet. Dieser Datensatz umfasst 99 x 56 x 312 Voxel in x-, y- bzw. z-Richtung. Das sind insgesamt ca. 1,73E+06 Voxel, die sich über ein Gesamtvolumen von 59,4 cm x 33,6 cm x 187,2 cm in x-, y- bzw. z-Richtung erstrecken. Dabei verläuft die x-Achse senkrecht zur Körperachse von der rechten zur linken Körperseite. Die y-Achse verläuft senkrecht zur Körperachse von der hinteren zur vorderen Körperseite. Die z-Achse verläuft parallel zur Körperachse vom Kopf zu den Füßen. Von den insgesamt 1,73E+06 Voxeln bestehen 481263 Voxel aus Phantom-Material. Die restlichen Voxel repräsentieren die das Phantom umgebende Luft.

| Gewebe (Organ) | Identifikationsnummer |
|--------------------------|-----------------------|
| Nicht spezifiziert | 0 |
| Knochenmark | 1 |
| Fettgewebe | 2 |
| Knochen | 3 |
| Weißer Substanz | 4 |
| Graue Substanz | 5 |
| Haut | 6 |
| Auge | 7 |
| Muskel | 8 |
| Blut | 9 |
| Plasma | 10 |
| Nervengewebe | 11 |
| Augenlinse | 12 |
| Sehnerv | 13 |
| Knorpel | 14 |
| Schleimhäute | 15 |
| Luft | 16 |
| Lunge | 17 |
| Darm | 18 |
| Nieren | 19 |
| Leber | 20 |
| Bindegewebe | 21 |
| Drüsen | 22 |
| Milz | 23 |
| Magen | 24 |
| Bauchspeicheldrüse | 25 |
| Harnblase | 26 |
| Gallenblase | 27 |
| Darminhalt | 28 |
| Speiseröhre | 29 |
| Herz – linker Ventrikel | 30 |
| Herz – rechter Ventrikel | 31 |

Tab. 6-1: Gewebeklassen des MEET Man

| Organ/Gewebe | | Gewicht (g) | Dichte (g/cm ³) |
|---------------------------|--------------------|-------------|-----------------------------|
| Weichgewebe | Muskelgewebe | 28000 | 1,04 |
| | Fettgewebe | 13500 | 0,92 |
| | Haut | 2600 | 1,10 |
| Blut | Blut | 5500 | 1,06 |
| Skelett | Knochen | 5000 | 2,20 |
| | Knochenmark | 3000 | 1,03 |
| | Knorpel | 2000 | 1,10 |
| Atemtrakt | Lunge | 1000 | 0,26 |
| Verdauungstrakt | Magen | 150 | 1,05 |
| | Darm | 1000 | 1,04 |
| | Inhalt | 1005 | 1,00 |
| Organe | Leber | 1800 | 1,05 |
| | Gehirn | 1400 | 1,03 |
| | Herz | 330 | 1,03 |
| | Nieren | 310 | 1,05 |
| | Milz | 180 | 1,06 |
| | Bauchspeicheldrüse | 100 | 1,05 |
| | Harnblase | 45 | 1,04 |
| | Gallenblase | 10 | 1,04 |
| | Augen | 15 | 1,10 |
| Weitere Organe und Gewebe | | 3055 | 1,04 |
| Gesamt | | 70000 | |

Tab. 6-2: Gewicht und Dichte der bei der Simulation berücksichtigten Organ- und Gewebearten nach Angaben des Reference-Man [ICRP1975]

Die Definition der bei der Simulation zu berücksichtigenden Organe und Gewebe orientiert sich an den Vorgaben des Reference Man der ICRP (Tab. 6-2). Nach Zuordnung der Gewebeklassen des MEET Man (Tab. 6-1) zu den in Tab. 6-2 definierten Organ- und Gewebearten ergibt sich die in der dritten Spalte von Tab. 6-3 aufgeführte Voxelverteilung. Jeder Voxel hat ein Volumen von 0,216 cm³. Multipliziert man die Anzahl der Voxel der einzelnen Organe bzw. Gewebe mit diesem Volumen und mit der in Tab. 6-2 angegebenen Dichte, so ergeben sich jeweils die in der letzten Spalte von Tab. 6-3 aufgeführten Gewichtswerte.

| Organ/Gewebe | | Anzahl der Voxel | Gewicht (g) |
|---------------------------|--------------------|------------------|-------------|
| Weichgewebe | Muskelgewebe | 200944 | 45140 |
| | Fettgewebe | 189569 | 37671 |
| | Haut | 457 | 109 |
| Blut | Blut | 3251 | 744 |
| Skelett | Knochen | 18158 | 8629 |
| | Knochenmark | 14264 | 3173 |
| | Knorpel | 1785 | 424 |
| Atemtrakt | Lunge | 17362 | 975 |
| Verdauungstrakt | Magen | 720 | 163 |
| | Darm | 5099 | 1145 |
| | Inhalt | 9185 | 1984 |
| Organe | Leber | 8946 | 2029 |
| | Gehirn | 5512 | 1226 |
| | Herz | 409 | 91 |
| | Nieren | 1661 | 377 |
| | Milz | 1106 | 253 |
| | Bauchspeicheldrüse | 418 | 95 |
| | Harnblase | 389 | 87 |
| | Gallenblase | 106 | 24 |
| | Augen | 65 | 15 |
| Weitere Organe und Gewebe | | 1857 | 417 |
| Gesamt | | 481263 | 104773 |

Tab. 6-3: Voxel- und Gewichtsverteilung der Organe und Gewebe des MEET-Man bei der Voxel-Größe 6 mm x 6 mm x 6 mm (*Datensatz model6.lat*)

Der MEET Man hat demnach ein Gesamtgewicht von 104,8 kg. Dieser Wert liegt etwa 18 % über dem Körpergewicht des dem Phantom zugrunde liegenden Menschen (92 kg). Dieser Unterschied ist in erster Linie auf die Bearbeitung der CT- und NMR-Datensätze bzw. der Photos des „Visible Man“ zurückzuführen. Der Unterschied ist allerdings im vorliegenden Zusammenhang unerheblich, da der Datensatz ohnehin an die Körperproportionen des Reference Man bzw. an die individuellen Körperproportionen der Probanden bzw. Phantome angepasst wird.

Für die Monte-Carlo-Simulation ist die atomare Komposition der verschiedenen Gewebetypen von besonderer Bedeutung. Nach den Angaben des Reference-Man [ICRP1975, Tabellen 106, 108] kann man die chemischen Elemente der Organe und Gewebe in zwei Gruppen einteilen: Die Elemente H, C, N und O haben im allgemeinen einen atomaren Anteil von mehr als 1 %; diese Elemente bilden die Hauptbestandteile der verschiedenen Organe und Gewebe (Tab. 6-4). Die Elemente Na, P, Cl, K und Ca haben im allgemeinen einen atomaren Anteil von weniger als 1 % (Ausnahme: P und Ca im Knochen). Diese Elemente werden im vorliegenden Zusammenhang als Nebenbestandteile bezeichnet (Tab. 6-5). Alle weiteren chemischen Elemente haben einen Anteil von weniger als 0,01 % und werden daher bei den vorliegenden Untersuchungen nicht berücksichtigt.

| Organ/Gewebe | Material- kennung | Atomarer Anteil in % | | | | |
|-------------------------------|----------------------|----------------------|------------------|------------------|-----------------|-----------------|
| | | Element | Wasser- stoff | Kohlen- stoff | Stick- stoff | Sauer- stoff |
| | | Z | 1 | 6 | 7 | 8 |
| | A | 1,008 | 12,011 | 14,007 | 15,999 | |
| Knochen | m13 | | 55,47 | 16,18 | 1,67 | 22,82 |
| Gehirn | m14 | | 65,50 | 6,23 | 0,57 | 27,51 |
| Haut | m15 | | 62,02 | 11,81 | 2,06 | 24,04 |
| Augen | m16 | | 61,90 | 9,52 | 2,38 | 26,19 |
| Muskel | m17 | | 63,05 | 5,67 | 1,25 | 29,79 |
| Blut | m18 | | 63,45 | 5,23 | 1,33 | 29,80 |
| Herz | m19 | | 63,29 | 8,43 | 1,18 | 26,97 |
| Knorpel | m20 | | 63,92 | 5,37 | 1,20 | 29,28 |
| Lunge | m21 | | 63,37 | 5,37 | 1,29 | 29,84 |
| Darm | m22 | | 63,27 | 4,99 | 0,96 | 30,69 |
| Niere/Bauch- speicheldrüse | m23 | | 63,32 | 6,64 | 1,21 | 28,67 |
| Leber | m24 | | 63,94 | 7,75 | 1,30 | 26,85 |
| Drüsengewebe | m25 | | 63,07 | 11,76 | 1,08 | 23,97 |
| Milz/Magen | m26 | | 64,28 | 5,99 | 1,44 | 28,12 |
| Knochenmark | m27 | | 61,33 | 21,27 | 1,41 | 15,97 |
| Fett | m28 | | 62,96 | 33,33 | | 3,70 |

Tab. 6-4: Atomare Komposition der bei der Simulation verwendeten Organ- und Gewebematerialien nach Angaben des Reference-Man [ICRP1975, Tabellen 106, 108] - Teil 1: Hauptbestandteile H, C, N und O

| Organ/Gewebe | Material kennung | Atomarer Anteil in % | | | | | |
|--------------------------|---------------------|----------------------|---------|----------|--------|--------|---------|
| | | Element | Natrium | Phosphor | Chlor | Kalium | Calcium |
| | | Z | 11 | 15 | 17 | 19 | 20 |
| | | A | 22,99 | 30,974 | 35,453 | 39,098 | 40,078 |
| Knochen | m13 | | 0,030 | 1,758 | 0,030 | 0,119 | 1,936 |
| Gehirn | m14 | | 0,047 | 0,069 | 0,040 | 0,047 | 0,001 |
| Haut | m15 | | 0,002 | 0,008 | 0,047 | 0,013 | 0,002 |
| Augen | m16 | | | | | | |
| Muskel | m17 | | 0,021 | 0,036 | 0,141 | 0,049 | 0,000 |
| Blut | m18 | | 0,050 | 0,067 | 0,049 | 0,026 | 0,001 |
| Herz | m19 | | 0,033 | 0,029 | 0,029 | 0,035 | 0,001 |
| Knorpel | m20 | | 0,139 | | 0,046 | | 0,046 |
| Lunge | m21 | | 0,050 | | 0,048 | 0,031 | |
| Darm | m22 | | 0,028 | 0,017 | 0,025 | 0,019 | 0,002 |
| Niere/Bauchspeicheldrüse | m23 | | 0,053 | 0,032 | 0,042 | 0,030 | 0,001 |
| Leber | m24 | | 0,028 | 0,055 | 0,036 | 0,041 | 0,001 |
| Drüsengewebe | m25 | | 0,028 | 0,025 | 0,025 | 0,032 | 0,004 |
| Milz/Magen | m26 | | 0,034 | 0,046 | 0,029 | 0,052 | 0,001 |
| Knochenmark | m27 | | 0,012 | | | | |
| Fett | m28 | | | | | | |

Tab. 6-5: Atomare Komposition der bei der Simulation verwendeten Organ- und Gewebematerialien nach Angaben des Reference-Man [ICRP1975, Tabellen 106, 108] - Teil 2: Nebenbestandteile Na, P, Cl, K und Ca

6.2 Implementierung des MEET Man Datensatzes

Der MEET Man Datensatz ist ursprünglich in einem Lattice-Format geschrieben (Tab. 6-6). Der File beginnt mit unsignierten ganzen Zahlen, $xLattice$, $yLattice$ and $zLattice$, die die Nummer der Voxel in x-, y- and z-Richtung angeben. Dabei verläuft die x-Richtung von der linken zur rechten Körperseite, die y-Richtung von der hinteren zur vorderen Körperseite und die z-Richtung vom Scheitel zur Sohle des Phantoms. Nach diesen Zahlen folgt die Information für die betreffende Region. Die Region wird durch eine Transformations-Matrix m in Gleitkommadarstellung beschrieben. Die Nummer der Matrixelemente $mdim$ ist jeweils vor m eingefügt. Nach der Matrix steht der Parameter $latdim$, der die Nummer des Voxels angibt und der Parameter lat , der den Wert des Voxels (d.h. die Gewebeklasse nach Tab. 6-1 angibt). Das Institut für Biomedizinische Technik der Universität Karlsruhe (IBT) stellt auf seiner Homepage eine Software *kaLattice* zur Verfügung, mit der 3D Datensätze im Lattice-Format gehandhabt werden können. Allerdings gestattet diese Software nicht den Export der Datensätze nach MCNP.

Für die Implementierung des MEET Man in MCNP sind nur die Koordinaten der Voxel mit den Kennungen der jeweiligen Gewebeklassen von Bedeutung. Zur Übertragung dieser Informationen wurde auf der Basis von *kaLattice* ein spezielles Übertragungsprogramm „MCNPLatticeConverter“ entwickelt [Sei2005]. Dieses Programm liest die Gewebeklassen

der einzelnen Voxel aus dem Lattice-Format des MEET Man Datensatzes und schreibt die entsprechende Identifikationsnummer (Tab. 6-1) in einen Text-File. Mit Hilfe eines speziellen C++ Programms kann dieser Textfile dann in den MCNP Inputfile implementiert werden [Soh2005].

| Spezifikation | Länge (Bytes) | Datentyp |
|-----------------|------------------|------------------|
| <i>xLattice</i> | 4 | unsigned int |
| <i>yLattice</i> | 4 | unsigned int |
| <i>zLattice</i> | 4 | unsigned int |
| <i>mdim</i> | 4 | unsigned int |
| <i>m</i> | 4 x 4 x 8 | double [16] |
| <i>lat</i> | - | unsigned char [] |

Tab. 6-6: Lattice-Formate des MEET Man Datensatzes

6.3 Definition des Koordinatensystems

Bei der mathematischen Beschreibung der Messzelle und der Detektoren wurde der Ursprung des Koordinatensystems in einen inneren Eckpunkt der Messzelle gelegt (von der Tür aus gesehen vorn links unten). Die x-Achse verläuft in diesem Koordinatensystem horizontal von links nach rechts parallel zur Längskante der Messzelle, die y-Achse horizontal von vorn nach hinten und die z-Achse vertikal von unten nach oben. Der MEET Man soll in diese Umgebung in den in Abschn 2.3 definierten Messpositionen implementiert werden. Dies erfordert eine entsprechende Transformation des Koordinatensystems

In der Standard-Messposition für die Lungenmessung mit den Phoswich-Detektoren (Abschn. 2.3.1.1) liegt der Proband bzw. der MEET-Man so auf der Liege, dass sich der Scheitel von der Tür aus gesehen links befindet. Demnach verläuft die x-Achse des MEET Man in dieser Position in y-Richtung der Messzelle, die y-Achse des MEET Man verläuft in z-Richtung der Messzelle und die z-Achse des MEET Man verläuft in x-Richtung der Messzelle. Es handelt sich also um eine zyklische Vertauschung der Koordinaten. Prinzipiell bietet MCNP5 die Möglichkeit, die Koordinaten der Voxel bei der Simulation zu transformieren. Allerdings ist diese Transformation bei der großen Anzahl von Voxel so umfangreich, dass das Programm – wahrscheinlich aufgrund der begrenzten Rechen- bzw. Speicherkapazität des Rechners – abbricht. Zur Lösung des Problems gibt es die folgenden beiden Optionen:

- Zyklische Transformation der Koordinaten des MEET Man im Lattice-Format
- Antizyklische Transformation der Koordinaten der Messzelle bzw. der Detektoren

Die zweite Option ist wesentlich einfacher durchzuführen. Aus diesem Grund werden die Koordinaten der Messzelle, der Detektoren und der Probandenliege wie folgt transformiert:

$$\begin{aligned}x' &= y \\y' &= z \\z' &= x\end{aligned}$$

Dabei beziehen sich die gestrichenen Koordinaten auf das transformierte Koordinatensystem.

In allen übrigen Messpositionen liegt der Proband bzw. der MEET-Man so auf der Liege, dass sich der Scheitel von der Tür aus gesehen rechts befindet. Demnach verläuft die x-Achse des MEET Man in dieser Position in negativer y-Richtung der Messzelle, die y-Achse des MEET Man verläuft in z-Richtung der Messzelle und die z-Achse des MEET Man verläuft in negativer x-Richtung der Messzelle.

$$\begin{aligned}x' &= -y \\y' &= z \\z' &= -x\end{aligned}$$

6.4 Implementierung der Messgeometrie

6.4.1 Phoswich-Detektoren

6.4.1.1 Lungenmessposition (Standardmessposition)

Die Messposition wird durch die Ausrichtung des Phantomvolumens relativ zu den Detektoren definiert. Als Phantomvolumen wird der rechteckige Parallelepiped bezeichnet, der das Voxel-Modell umhüllt. Das Phantomvolumen hat die Kantenlängen

$$\begin{aligned}P_x &= 99 \Delta x \\P_y &= 53 \Delta y \\P_z &= 312 \Delta z\end{aligned}$$

wobei Δx , Δy und Δz die Kantenlängen der Voxel in x-, y- bzw. z-Richtung angeben. Das Phantomvolumen wird auf der Probandenliege folgendermaßen ausgerichtet:

In x-Richtung wird das Phantomvolumen so auf die Liege aufgesetzt, dass die Mittelebene des Phantoms in der Mitte zwischen den Phoswich-Detektoren liegt. Die Mittelpunkte der Strahleneintrittsfenster der Phoswich-Detektoren liegen bei $x = 184,1$ cm (linker Detektor) bzw. bei $x = 163,7$ cm (rechter Detektor). Der Mittelwert der x-Koordinaten beträgt somit $173,9$ cm. Folglich sollte das Phantomvolumen so ausgerichtet werden, dass sich die x-Koordinaten von $173,9$ cm $- 49,5 \Delta x$ bis $173,9$ cm $+ 49,5 \Delta x$ erstrecken. Dabei zeigt sich allerdings, dass der MEET Man im Phantomvolumen in x-Richtung nicht genau mittig angeordnet ist. Die Abweichung beträgt etwa zwei Voxelbreiten in positiver x-Richtung. Aus diesem Grund wird das Phantomvolumen zur besseren Ausrichtung des MEET Man um zwei Voxelbreiten in negativer x-Richtung verschoben (Tab. 6-7).

In z-Richtung wird das Phantomvolumen so ausgerichtet, dass sich der Schwerpunkt der Lunge des eingepassten Phantoms unter den Phoswich-Detektoren befindet. Der Schwerpunkt der Lunge befindet sich etwa 68 Voxel unter dem Scheitel des Phantoms. Der Mittelpunkt der Strahleneintrittsfenster der Phoswich-Detektoren befindet sich bei $z = 144,4$ cm (linker Detektor) bzw. bei $z = 143,5$ cm (rechter Detektor). Der Mittelwert der z-Koordinaten beträgt demnach etwa $z = 144$ cm. Somit sollten sich die z-Koordinaten des Phantomvolumens von 144 cm $- 68 \Delta x$ bis 144 cm $+ 244 \Delta x$ erstrecken.

Bei der Ausrichtung in y-Richtung muss berücksichtigt werden, dass die individuelle Anpassung der Messposition an die Körperproportionen der Probanden durch Verschiebung der Detektoren in vertikaler Richtung erfolgt. Da es bei der Messung lediglich auf die

Relativposition der Detektoren zu den Probanden ankommt, ist es für die Simulation wesentlich einfacher, die Position der Detektoren konstant zu halten und die Position der Liege mit dem Phantomvolumen entsprechend zu verschieben. Bedingt durch die Detektorposition sollte die Oberkante des Phantomvolumens bei $y = 98 \text{ cm} - 2 \Delta y$ gehalten werden. Die Unterkante des Phantomvolumens bzw. die Oberkante der Probandenliege befinden sich dann bei $y = 98 - 55 \Delta y$. Die nachstehenden Tab. 6-7 und 6-8 zeigen zusammenfassend die so definierten Koordinaten des Phantomvolumens und der Probandenliege.

| | Koordinaten in cm | |
|---------|-------------------------|-------------------------|
| | min | max |
| x-Achse | $173,9 - 51,5 \Delta x$ | $173,9 + 47,5 \Delta x$ |
| y-Achse | $98 - 55 \Delta y$ | $98 - 2 \Delta y$ |
| z-Achse | $144 - 68 \Delta z$ | $144 + 244 \Delta z$ |

Tab. 6-7: Koordinaten des Phantomvolumens für die Phoswich-Detektoren in Lungenmessposition

| | Koordinaten in cm | |
|---------|--------------------|--------------------|
| | min | max |
| x-Achse | 140 | 205 |
| y-Achse | $93 - 55 \Delta y$ | $98 - 55 \Delta y$ |
| z-Achse | 95 | 295 |

Tab. 6-8: Koordinaten der Probandenliege für die Phoswich-Detektoren in Lungenmessposition

In das auf diese Weise definierte Phantomvolumen werden die Voxel des MEET-Man eingefügt. Die Voxel werden durch ihre Kantenlängen Δx , Δy und Δz sowie durch ihre räumliche Lage im Phantomvolumen definiert. Die räumliche Lage wird durch die Relativkoordinaten (x,y,z) in Bezug auf das Phantomvolumen charakterisiert.

Bei der Wahl des Ursprungs der Relativkoordinaten muß folgendes berücksichtigt werden: Der dem MEET Man zugrunde liegende Leichnam wurde in liegender Position eingefroren. Insofern passt die Anatomie sehr gut zu den vorliegenden Messpositionen. Bei der Erstellung des MEET Man Datensatzes wurde die Person allerdings aufgerichtet. Außerdem wurden hinter dem Rücken des MEET Man drei Voxel-Schichten Luft eingefügt. Aus diesem Grund muß der Ursprung der relativen y-Koordinaten drei Voxelhöhen Δy unterhalb der Oberkante der Probandenliege gelegt werden. Auf diese Weise wird erreicht, dass der MEET Man auf der Probandenliege liegt und nicht über der Liege schwebt. Die Tab. 6-7 zeigt die auf diese Weise definierten allgemeinen Koordinaten des $(0,0,0)$ -Voxels, die für alle Voxeldimensionen gelten.

| | Koordinaten in cm | |
|---------|-------------------------|-------------------------|
| | min | max |
| x-Achse | $173,9 - 51,5 \Delta x$ | $173,9 - 50,5 \Delta x$ |
| y-Achse | $98 - 58 \Delta y$ | $98 - 57 \Delta y$ |
| z-Achse | $144 - 68 \Delta z$ | $144 - 67 \Delta z$ |

Tab. 6-9: Allgemeine Koordinaten des (0,0,0)-Voxels für die Phoswich-Detektoren in Lungenmessposition

Bei der Quellen-Definition (*sdef*) muss darauf geachtet werden, dass die in der *sdef-card* angegebenen Koordinaten innerhalb des oben definierten (0,0,0)-Voxels liegen. Die Abb. 6-6 bis 6-8 vermitteln ein Bild von der auf diese Weise implementierten Standardmessgeometrie der Phoswich-Detektoren.

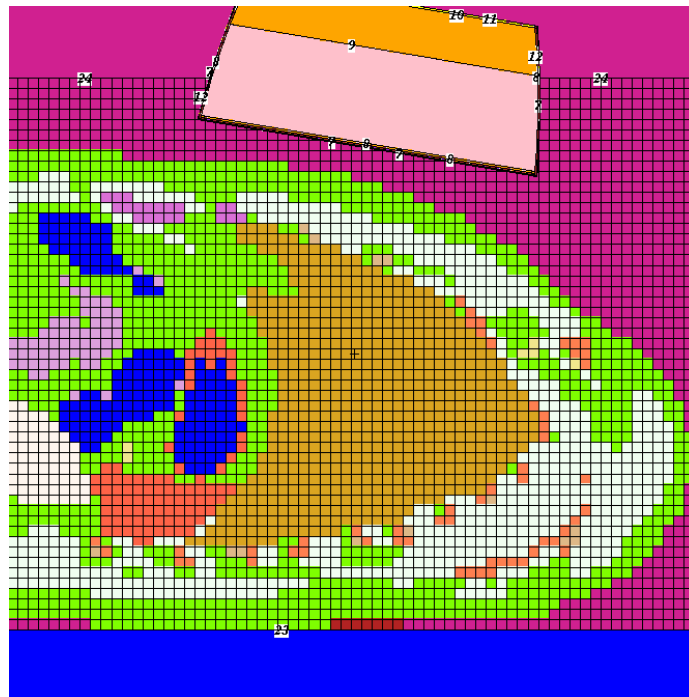


Abb. 6-6: Positionierung des linken Phoswich-Detektors über der linken Seite des Thorax bei der Lungenmessposition (File pluMM; px 182; py 80; pz 145)

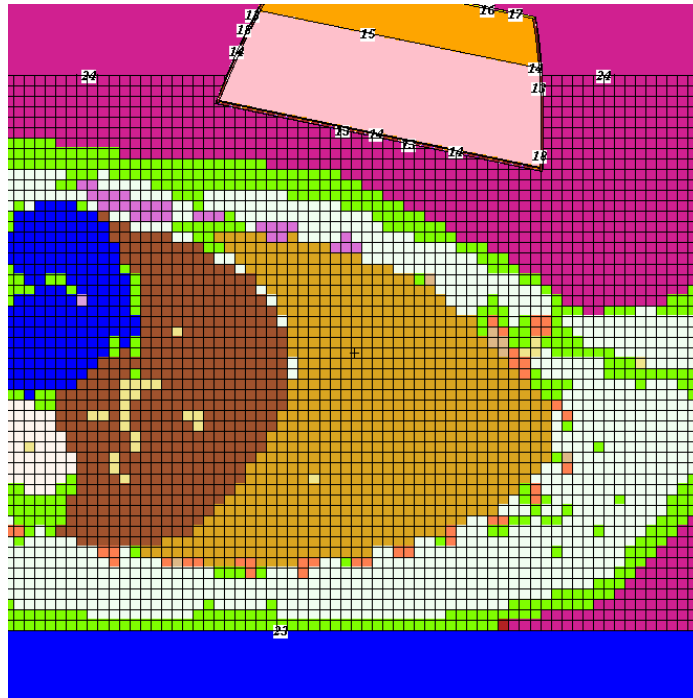


Abb. 6-7: Positionierung des rechten Phoswich-Detektors über der rechten Seite des Thorax bei der Lungenmessposition (File pluMM; px 167; py 80; pz 145)

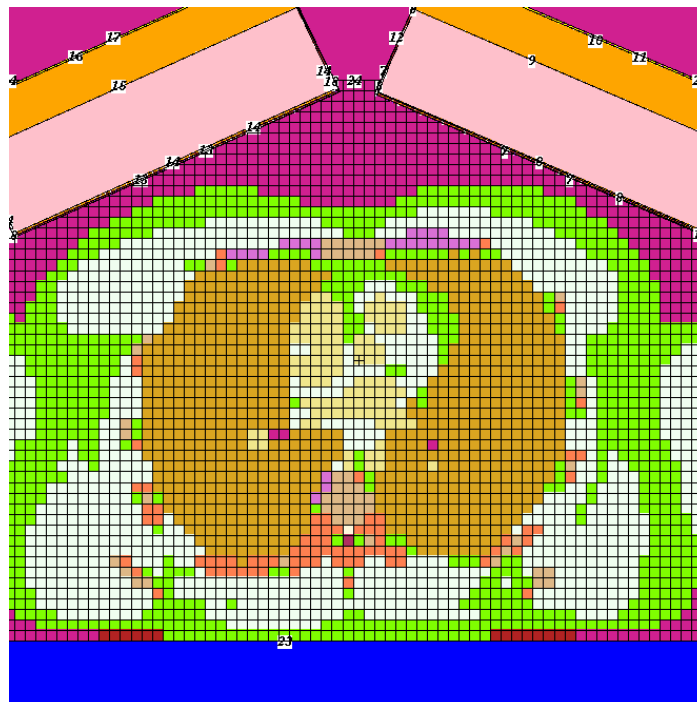


Abb. 6-8: Positionierung der Phoswich-Detektoren über dem Thorax bei der Lungenmessposition (File pluMM; px 175; py 80; pz 145)

6.4.1.2 Lebermessposition

Zur Messung in der Lebermessposition wird der Proband um 180° gedreht und die Detektoren werden so verschoben, dass sich das dem Kopf zugewandte Ende der Strahleneintrittsfenster jeweils etwa in Höhe des Rippenbogens unterhalb des Brustbeins des Probanden befindet (Abschn. 2.3.1.2). Da es bei der Messung nur auf die Relativposition der Detektoren zum Probanden bzw. zum Phantom ankommt, ist es im vorliegenden Fall einfacher, die Detektoren um 180° zu drehen und die Orientierung des Phantoms beizubehalten. Aus diesem Grund werden zur Implementierung der Lebermessposition die Koordinaten der beiden Phoswich-Detektoren wie folgt transformiert:

$$\begin{aligned}X_{PLE} &= X_{PLU} - 20,4 \text{ cm (linker Detektor)} \\X_{PLE} &= X_{PLU} + 20,4 \text{ cm (rechter Detektor)} \\Y_{PLE} &= Y_{PLU} \\Z_{PLE} &= Z_{PLU} + 14,67 \text{ cm}\end{aligned}$$

Dabei ist

| | |
|-----------|---|
| X_{PLE} | die x-Koordinate der Phoswich-Detektoren für die Lebermessposition |
| Y_{PLE} | die y-Koordinate der Phoswich-Detektoren für die Lebermessposition |
| Z_{PLE} | die z-Koordinate der Phoswich-Detektoren für die Lebermessposition |
| X_{PLU} | die x-Koordinate der Phoswich-Detektoren für die Lungenmessposition |
| Y_{PLU} | die y-Koordinate der Phoswich-Detektoren für die Lungenmessposition |
| Z_{PLU} | die z-Koordinate der Phoswich-Detektoren für die Lungenmessposition |

Zur Anpassung der Detektorneigung werden die Inkremente der Detektorkoordinaten in z-Richtung gegenüber der Lungenmessposition invertiert.

Im Bereich der Leber ist der Thorax des MMET Man etwa zwei Voxel höher als im Bereich der Lunge. Dem wird dadurch Rechnung getragen, dass das Phantomvolumen, die Probandenliege und der (0,0,0)-Voxel gegenüber der Lungenmessposition in y-Richtung jeweils um zwei Voxel abgesenkt werden (die Koordinaten von Phantomvolumen, (0,0,0)-Voxel und Probandenliege werden zur Unterscheidung von den Koordinaten der Detektoren in Kleinschreibung dargestellt):

$$\begin{aligned}x_{LE} &= x_{PLU} \\x_{LE} &= y_{PLU} - 2 \Delta y \\x_{LE} &= z_{PLU}\end{aligned}$$

Dabei ist

| | |
|-----------|--|
| X_{LE} | die x-Koordinate des Phantomvolumens für die Lebermessposition der Phoswich-Detektoren |
| X_{LE} | die y-Koordinate des Phantomvolumens für die Lebermessposition der Phoswich-Detektoren |
| X_{LE} | die z-Koordinate des Phantomvolumens für die Lebermessposition der Phoswich-Detektoren |
| x_{PLU} | die x-Koordinate für die Lungenmessposition der Phoswich-Detektoren |
| y_{PLU} | die y-Koordinate für die Lungenmessposition der Phoswich-Detektoren |
| z_{PLU} | die z-Koordinate für die Lungenmessposition der Phoswich-Detektoren |

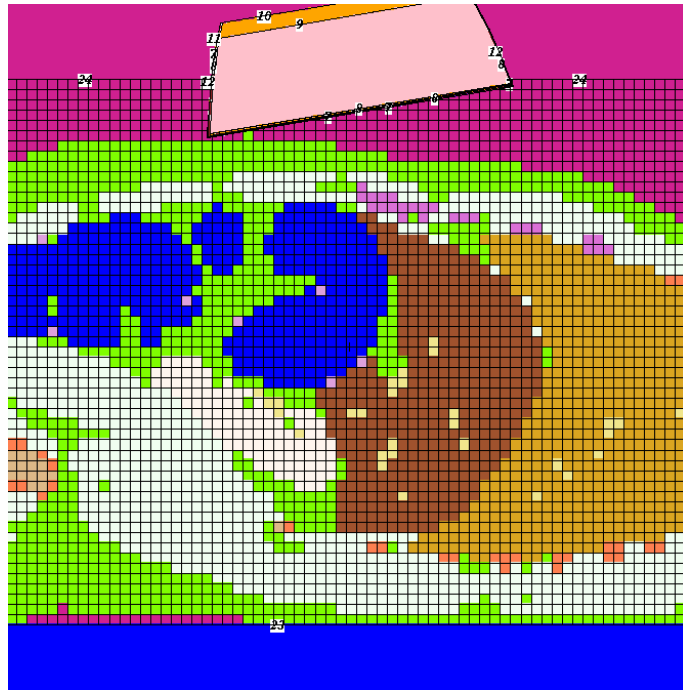


Abb. 6-9: Positionierung des linken Phoswich-Detektors über der rechten Seite des Thorax bei der Lebermessposition (File pleMM; px 167; py 80; pz 145)

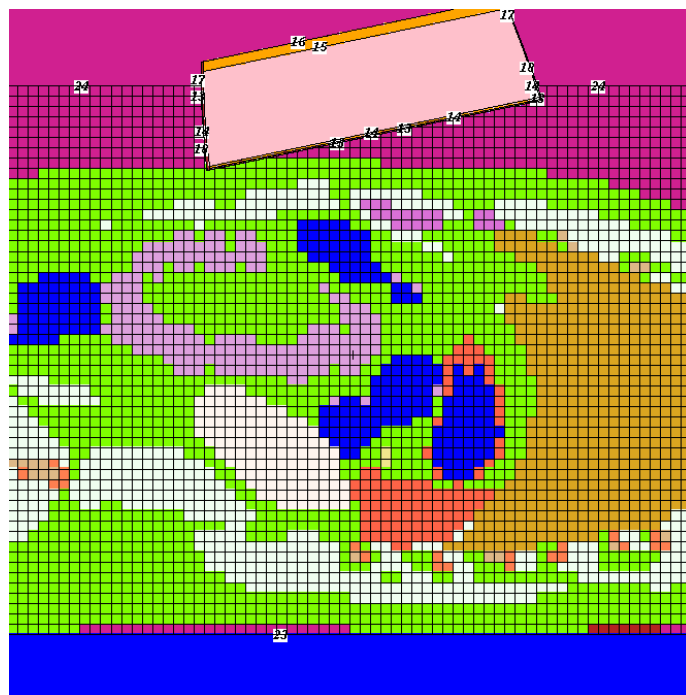


Abb. 6-10: Positionierung des rechten Phoswich-Detektors über der linken Seite des Thorax bei der Lebermessposition (File pleMM; px 182; py 80; pz 160)

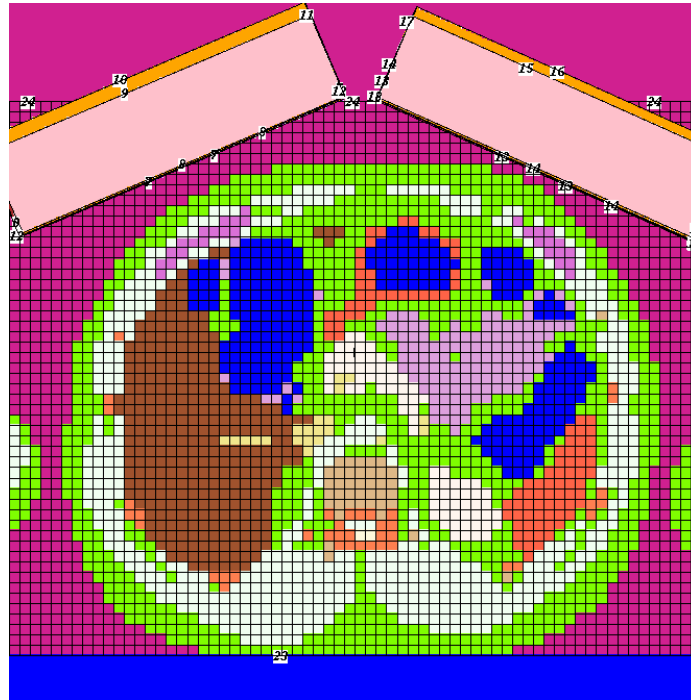


Abb. 6-11: Positionierung der Phoswich-Detektoren über dem Thorax bei der Lebermessposition (File pleMM; px 175; py 80; pz 160)

Die Abb. 6-9 bis 6-11 vermitteln ein Bild von der auf diese Weise implementierten Lebermessposition der Phoswich-Detektoren.

6.4.1.3 Kniemessposition

Zur Implementierung der Kniemessposition werden sowohl die Koordinaten der Detektoren als auch die Koordinaten von Phantomvolumen, (0,0,0)-Voxel und Probandenliege transformiert. Die Detektorkoordinaten werden wie folgt transformiert:

$$\begin{aligned} X_{PK} &= -X_{PLU} \\ Y_{PK} &= Y_{PLU} - 9 \text{ cm} \\ Z_{PK} &= -Z_{PLU} \end{aligned}$$

Dabei ist

- X_{PK} die x-Koordinate der Phoswich-Detektoren für die Kniemessposition
- Y_{PK} die y-Koordinate der Phoswich-Detektoren für die Kniemessposition
- Z_{PK} die z-Koordinate der Phoswich-Detektoren für die Kniemessposition
- X_{PLU} die x-Koordinate der Phoswich-Detektoren für die Lungenmessposition
- Y_{PLU} die y-Koordinate der Phoswich-Detektoren für die Lungenmessposition
- Z_{PLU} die z-Koordinate der Phoswich-Detektoren für die Lungenmessposition

Zur Anpassung der Detektorneigung werden die Inkremente der Detektorkoordinaten in z-Richtung gegenüber der Lungenmessposition invertiert.

Die Koordinaten von Phantomvolumen, (0,0,0)-Voxel und Probandenliege werden wie folgt transformiert:

$$x_{PK} = x_{PLU} - 347,59 \text{ cm}$$

$$y_{PK} = y_{PLU} - 2,4 \text{ cm}$$

$$z_{PK} = z_{PLU} - 377,4 \text{ cm}$$

Dabei ist

- x_{PK} die x-Koordinate des Phantomvolumens für die Kniemessposition der Phoswich-Detektoren
- y_{PK} die y-Koordinate des Phantomvolumens für die Kniemessposition der Phoswich-Detektoren
- z_{PK} die z-Koordinate des Phantomvolumens für die Kniemessposition der Phoswich-Detektoren
- x_{PLU} die x-Koordinate für die Lungenmessposition der Phoswich-Detektoren
- y_{PLU} die y-Koordinate für die Lungenmessposition der Phoswich-Detektoren
- z_{PLU} die z-Koordinate für die Lungenmessposition der Phoswich-Detektoren

Die Abb. 6-12 bis 6-14 vermitteln ein Bild von der auf diese Weise implementierten Kniemessposition der Phoswich-Detektoren.

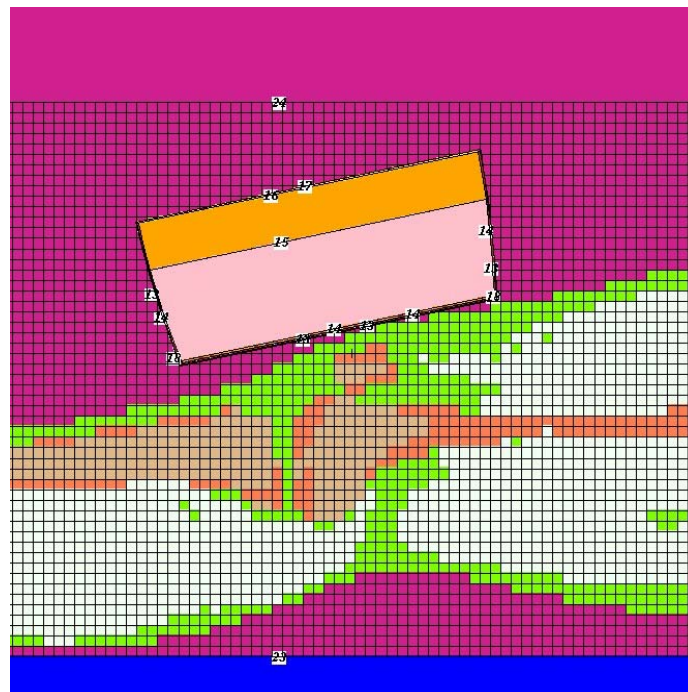


Abb. 6-12: Positionierung des linken Phoswich-Detektors über dem linken Knie bei der Kniemessposition (File pbkMM; px -186; py 80; pz -145)

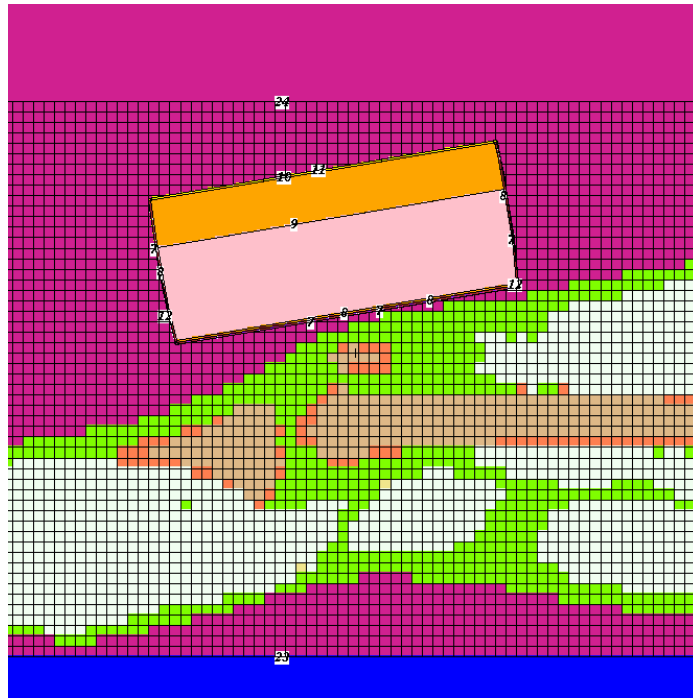


Abb. 6-13: Positionierung des rechten Phoswich-Detektors über dem rechten Knie bei der Kniemessposition (File pbkMM; px -186; py 80; pz -145)

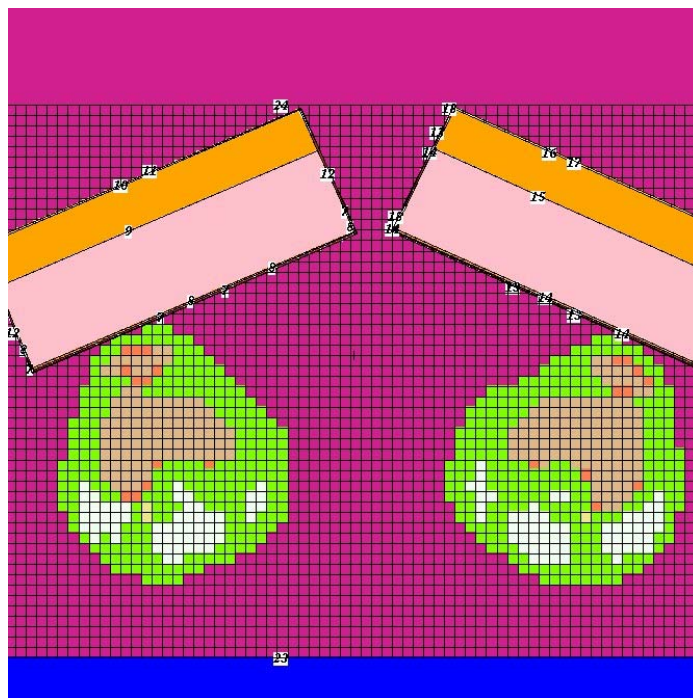


Abb. 6-14: Positionierung der Phoswich-Detektoren über den Knien bei der Kniemessposition (File pbkMM; px -175; py 80; pz -145)

6.4.2 HPGe-Detektoren in Lungen/Lebermessposition

6.4.2.1 Lungen/Lebermessposition (Standardmessposition)

Für die HPGe-Detektoren in Lungen/Lebermessposition werden die Koordinaten von Phantomvolumen, (0,0,0)-Voxel und Probandenliege wie folgt transformiert:

$$x_{\text{HLU}} = x_{\text{PLU}} - 342,19 \text{ cm}$$

$$y_{\text{HLU}} = y_{\text{PLU}}$$

$$z_{\text{HLU}} = z_{\text{PLU}} - 375,87 \text{ cm}$$

Dabei ist

| | |
|------------------|---|
| x_{HLU} | die x-Koordinate für die Lungen/Lebermessposition der HPGe-Detektoren |
| y_{HLU} | die y-Koordinate für die Lungen/Lebermessposition der HPGe-Detektoren |
| z_{HLU} | die z-Koordinate für die Lungen/Lebermessposition der HPGe-Detektoren |
| x_{PLU} | die x-Koordinate für die Lungenmessposition der Phoswich-Detektoren |
| y_{PLU} | die y-Koordinate für die Lungenmessposition der Phoswich-Detektoren |
| z_{PLU} | die z-Koordinate für die Lungenmessposition der Phoswich-Detektoren |

Die Abb. 6-15 bis 6-17 vermitteln ein Bild von der auf diese Weise implementierten Lebermessposition der Phoswich-Detektoren.

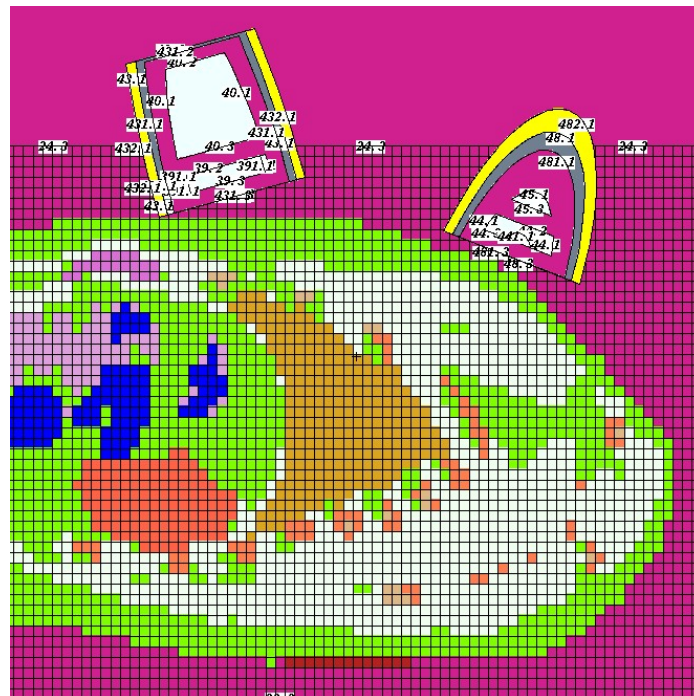


Abb. 6-15: Positionierung der Detektoren HPGe2 und HPGe3 über der linken Seite des Thorax bei der Lungen/Lebermessposition

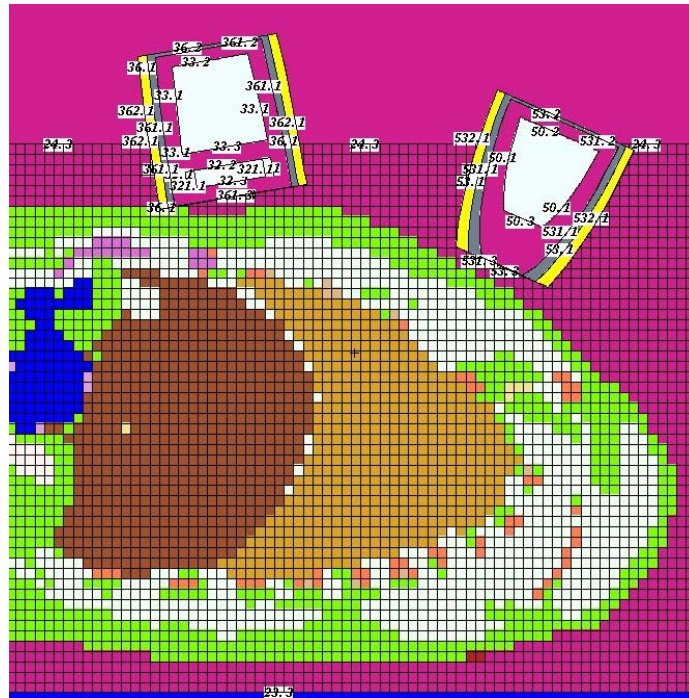


Abb. 6-16: Positionierung der Detektoren HPGe1 und HPGe4 über der rechten Seite des Thorax bei der Lungen/Lebermessposition

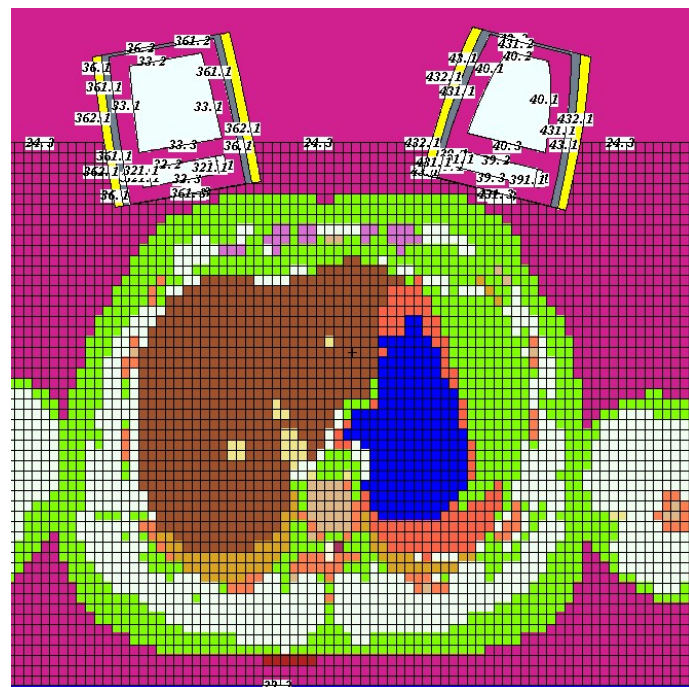


Abb. 6-17: Positionierung der Detektoren HPGe1 und HPGe2 über dem unteren Bereich des Thorax in Höhe der Leber bei der Lungen/Lebermessposition

6.5 Definition der Gewebearten

Die 31 Gewebeklassen des MEET Man Datensatzes (Tab. 6-1) werden entsprechend Tab. 6-10 den insgesamt 16 Organ- und Gewebetypen des Reference-Man (Tab. 6-2) zugeordnet.

| Organ/Gewebe | Materialnummer | Dichte | Gewebe-Definition | |
|--------------------------|----------------|---------|------------------------|--------------------------------|
| | | | Zugeordnete Zellen-Nr. | Zugeordnete MEET Man Gewebe-ID |
| Knochen | m13 | 2,2 | 45 | 3 (Knochen) |
| Gehirn | m14 | 1,03 | 46 | 4 (Weiße Substanz) |
| | | | 47 | 5 (Graue Substanz) |
| | | | 53 | 11 (Nervengewebe) |
| | | | 55 | 13 (Sehnerv) |
| Haut | m15 | 1,1 | 48 | 6 (Haut) |
| | | | 57 | 15 (Schleimhäute) |
| Augen | m16 | 1,1 | 49 | 7 (Auge) |
| | | | 54 | 12 (Augenlinse) |
| Muskel | m17 | 1,04 | 50 | 8 (Muskel) |
| Blut | m18 | 1,06 | 51 | 9 (Blut) |
| | | | 52 | 10 (Plasma) |
| Herz | m19 | 1,03 | 72 | 30 (Linker Ventrikel) |
| | | | 73 | 31 (Rechter Ventrikel) |
| Knorpel | m20 | 1,1 | 56 | 14 (Knorpel) |
| Lunge | m21 | 0,26 | 59 | 17 (Lunge) |
| Darm | m22 | 1,04 | 60 | 18 (Darm) |
| Niere/Bauchspeicheldrüse | m23 | 1,05 | 61 | 19 (Nieren) |
| | | | 67 | 25 (Bauchspeicheldrüse) |
| | | | 71 | 29 (Speiseröhre) |
| Leber | m24 | 1,05 | 62 | 20 (Leber) |
| Drüsengewebe | m25 | 1,05 | 64 | 22 (Drüsen) |
| Milz/Magen | m26 | 1,06 | 65 | 23 (Milz) |
| | | | 66 | 24 (Magen) |
| Knochenmark | m27 | 1,03 | 43 | 1 (Knochenmark) |
| Fett | m28 | 0,92 | 44 | 2 (Fettgewebe) |
| Sonstiges | m2 | 1 | 63 | 21 (Bindegewebe) |
| | | | 68 | 26 (Harnblase) |
| | | | 69 | 27 (Gallenblase) |
| | | | 70 | 28 (Darminhalt) |
| Luft (Umgebung) | m1 | 0,00129 | 58 | 16 (Luft) |

Tab. 6-10: Zuordnung der Gewebeklassen des MEET Man Datensatzes (Tab. 6-1) zu den Organ- bzw. Gewebetypen des Reference Man (Tab. 6-2)

Die 31 Gewebeklassen des MEET Man Datensatzes bilden jeweils ein *Universe* $u=n$, wobei n die Identifikationsnummer der Gewebeklasse nach (Tab. 6-1) angibt. Für diese *Universes* wird im Input-File die Materialzuordnung wie folgt definiert:

| | | | | |
|----|----|----------|----|------|
| 43 | 27 | -1.03 | 55 | u=1 |
| 44 | 28 | -0.92 | 55 | u=2 |
| 45 | 13 | -2.2 | 55 | u=3 |
| 46 | 14 | -1.03 | 55 | u=4 |
| 47 | 14 | -1.03 | 55 | u=5 |
| 48 | 15 | -1.1 | 55 | u=6 |
| 49 | 16 | -1.1 | 55 | u=7 |
| 50 | 17 | -1.04 | 55 | u=8 |
| 51 | 18 | -1.06 | 55 | u=9 |
| 52 | 18 | -1.06 | 55 | u=10 |
| 53 | 14 | -1.03 | 55 | u=11 |
| 54 | 16 | -1.1 | 55 | u=12 |
| 55 | 14 | -1.03 | 55 | u=13 |
| 56 | 20 | -1.1 | 55 | u=14 |
| 57 | 15 | -1.1 | 55 | u=15 |
| 58 | 1 | -0.00129 | 55 | u=16 |
| 59 | 21 | -0.26 | 55 | u=17 |
| 60 | 22 | -1.04 | 55 | u=18 |
| 61 | 23 | -1.05 | 55 | u=19 |
| 62 | 24 | -1.05 | 55 | u=20 |
| 63 | 2 | -1 | 55 | u=21 |
| 64 | 25 | -1.05 | 55 | u=22 |
| 65 | 26 | -1.06 | 55 | u=23 |
| 66 | 26 | -1.05 | 55 | u=24 |
| 67 | 23 | -1.05 | 55 | u=25 |
| 68 | 2 | -1 | 55 | u=26 |
| 69 | 2 | -1 | 55 | u=27 |
| 70 | 2 | -1 | 55 | u=28 |
| 71 | 23 | -1.04 | 55 | u=29 |
| 72 | 19 | -1.03 | 55 | u=30 |
| 73 | 19 | -1.03 | 55 | u=31 |

Die erste Zahl in jeder Zeile gibt jeweils die Zellnummer des *Universes* an. Die zweite Zahl gibt den entsprechenden Organ- bzw. Gewebetyp des Reference Man an. Die dritte Zahl gibt die Dichte des Organ- bzw. Gewebetyps an. Die letzte Zahl gibt die Identifikationsnummer des *Universes* an.

6.6 Definition der Quellen

Bei der Quellen-Definition werden die Strahlenqualitäten des Strahlers (source information *si1*, *sp1*) sowie die räumliche Verteilung der Aktivität im Voxel-Phantom (source information *si2*, *sp2*) festgelegt. Die *source information si1* stellt eine Liste mit allen Photonen-Energien des Strahlers in MeV dar. Die *source information sp1* gibt die entsprechenden Emissionswahrscheinlichkeiten an. Die *source information si2* listet alle Voxel auf, die den durch *si1* definierten Strahler enthalten. Bei der Lunge werden die Quell-Voxel beispielsweise in der folgenden Form definiert:

23:42(x y z):-59

Die erste Zahl (23) gibt dabei die Zellnummer des Universes der Lungen-Voxel an. Die zweite Zahl (42) gibt die Zellnummer des Voxel-Gitters an. In der Klammer stehen die Koordinaten des betreffenden Voxels. Die letzte Zahl (-59) gibt die Zellen-Nummer des Universes des Lungengewebes (Abschn. 6.5) an.

Die *source information sp2* gibt die Wichtung der Aktivität in den Voxeln an. Im vorliegenden Fall wird eine homogene Aktivitätsverteilung angenommen, d.h. die Wichtung ist in allen Voxeln der Lunge gleich 1. Im Input-File hat die Quellen-Definition für ein Lungendepot daher die folgende Form:

```
sdef SUR=0 CEL=D2 ERG=D1 PAR=2 Z=103.53 X=142.12 Y=63.59 WGT=1
si1 L 0.0139 0.0176 0.0210 0.0264 0.0595
sp1 0.132 0.190 0.0480 0.024 0.360
si2 L 23:42(43 21 49):-59 23:42(44 24 49):-59
      23:42(44 25 49):-59
....
23:42(60 11 86):-59
sp2 1 15903r
```

7 Individuelle Anpassung des Voxel-Phantoms

7.1 Definition der Streckungsfaktoren

Bei den vorliegenden Untersuchungen erfolgt die Anpassung des Voxel-Phantoms an die individuellen Proportionen des Probanden bzw. des Phantoms durch lineare Streckung bzw. Stauchung der Voxel in den drei Raumrichtungen. Die Streckungsfaktoren werden dabei wie folgt durch die Körpergröße und die Proportionen des Thorax im Bereich der Detektoren definiert:

$$f_x = \frac{B}{B_{MEET}} \quad (7.1.1)$$

Dabei ist f_x der Streckungsfaktor in x-Richtung (Streckung der Körperbreite)
 B die Breite des Thorax der untersuchten Person in liegender Position in Höhe der Brustwarzen
 B_{MEET} die Breite des Thorax des MEET Man in Höhe der Brustwarzen ($B_{MEET} = 39,6 \text{ cm}$)

$$f_y = \frac{H}{H_{MEET}} \quad (7.1.2)$$

Dabei ist f_y der Streckungsfaktor in y-Richtung (Streckung der Körperhöhe in liegender Position)
 H die Höhe des Thorax der untersuchten Person in liegender Position in Höhe der Brustwarzen
 H_{MEET} Die Höhe des Thorax des MEET Man in Höhe der Brustwarzen ($H_{MEET} = 25,8 \text{ cm}$)

$$f_z = \frac{L}{L_{MEET}} \quad (7.1.3)$$

Dabei ist f_z der Streckungsfaktor in z-Richtung (Streckung der Körperlänge)
 L die Körperlänge der untersuchten Person in liegender Position
 L_{MEET} die Körperlänge des MEET Man ($L_{MEET} = 182 \text{ cm}$)

Aufgrund von Messungen an männlichen Probanden bestehen zwischen den genannten biometrischen Parametern in guter Näherung die folgenden halbempirischen Zusammenhänge:

$$B = 20,98 + 31,37 \cdot \frac{G}{L} \quad (7.1.4)$$

$$H = 15,01 + 19,03 \cdot \frac{G}{L} \quad (7.1.5)$$

$$LBH = 36523 + 1398 \cdot G \quad (7.1.6)$$

Dabei ist

| | |
|---|---|
| B | die Breite des Thorax in liegender Position in cm |
| H | die Höhe des Thorax in liegender Position in cm |
| L | die Körpergröße in cm |
| G | das Körpergewicht in kg |

Die Abb. 7-1 bis 7-3 zeigen die durch die Gln. (7.1.4-6) definierten Zusammenhänge zwischen den verschiedenen biometrischen Parametern. Die entsprechenden Werte des MEET Man sind in diesen Abbildungen jeweils rot markiert. Die Werte des MEET Man liegen demnach sehr nahe an den aus den Messungen an anderen männlichen Probanden abgeleiteten halbempirischen Funktionen. In dieser Hinsicht kann der MEET Man als ein Standard angesehen werden, dessen äußere Proportionen durch lineare Streckung sehr gut an die Proportionen anderer männlicher Probanden angenähert werden können.

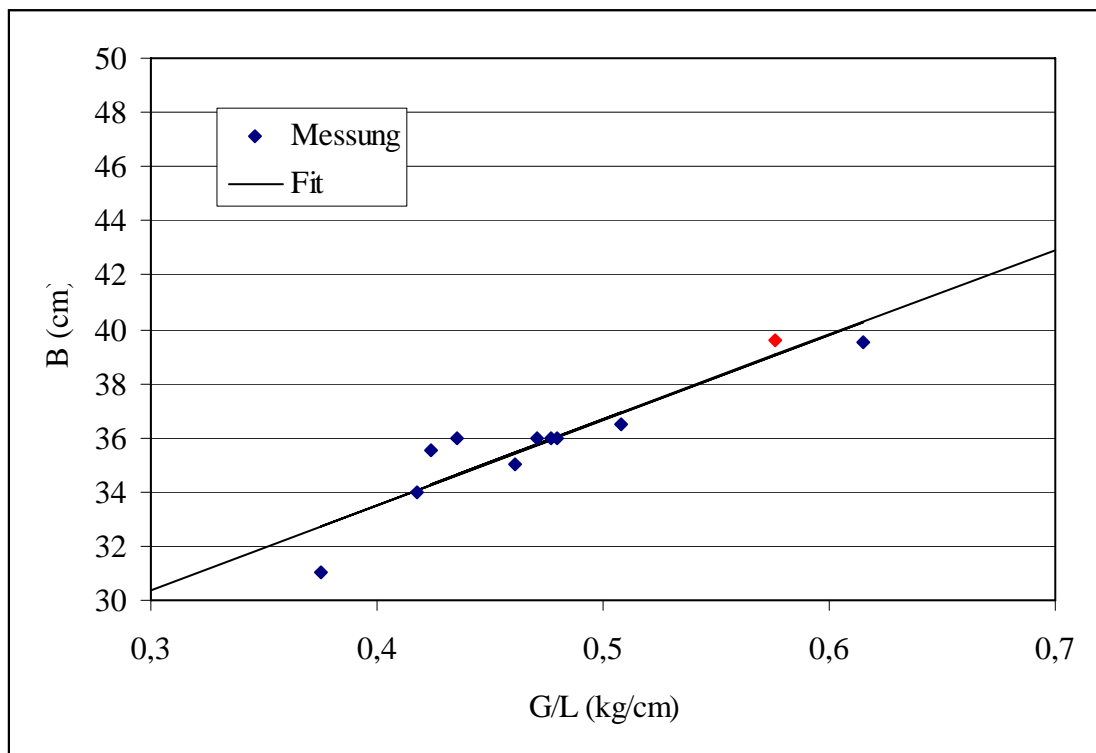


Abb. 7-1: Breite B des Thorax von männlichen Probanden in Abhängigkeit vom Verhältnis des Körpergewichts G zur Körpergröße L (roter Messpunkt: MEET Man)

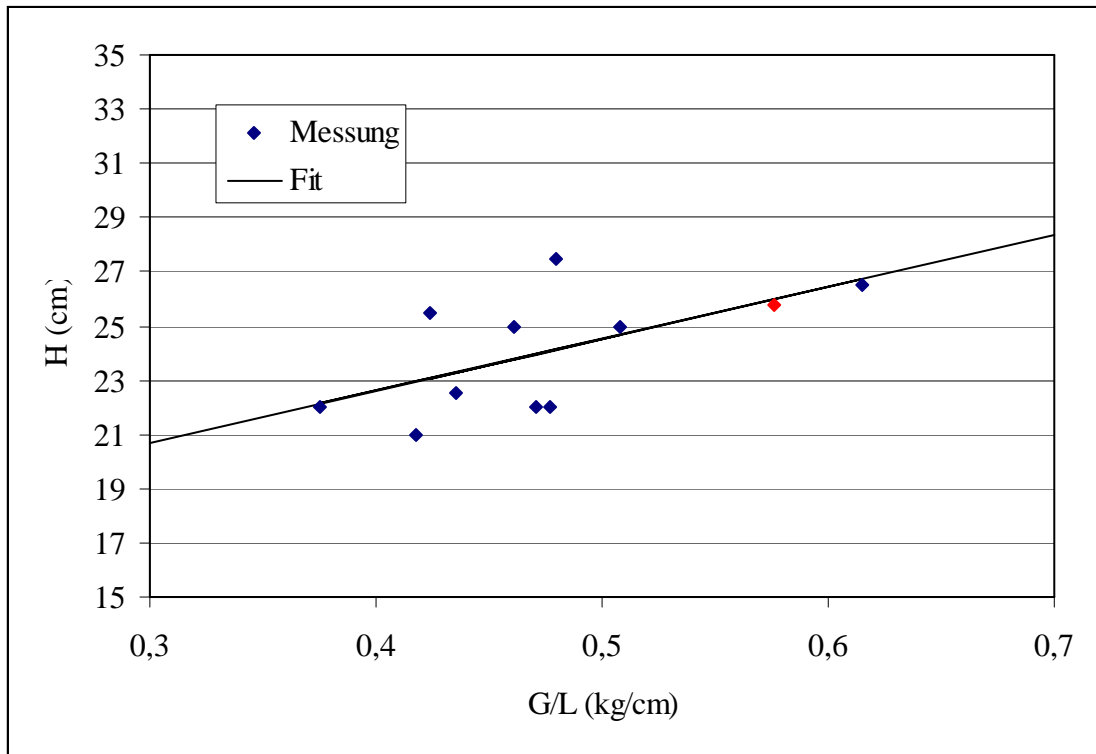


Abb. 7-2: Höhe H des Thorax von männlichen Probanden in Abhängigkeit vom Verhältnis des Körpergewichts G zur Körpergröße L (roter Messpunkt: MEET Man)

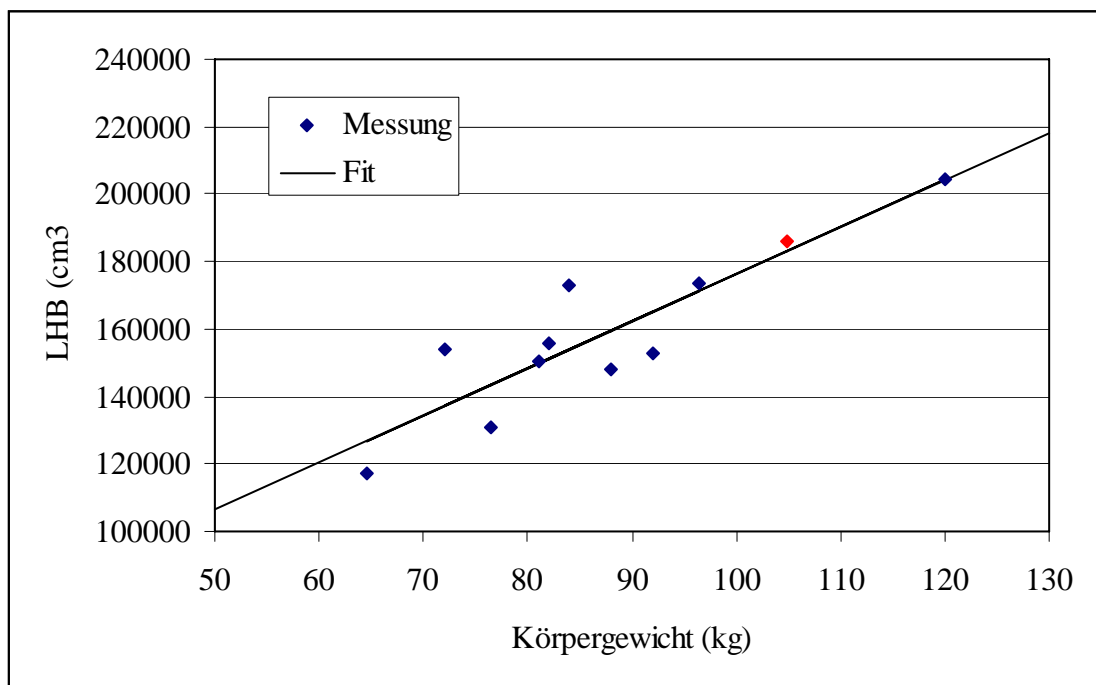


Abb. 7-3: Produkt der biometrischen Parameter L, B und H von männlichen Probanden in Abhängigkeit vom Körpergewichts G (roter Messpunkt: MEET Man)

7.2 Anpassung an den ICRP Reference Man

Zur Untersuchung der Repräsentativität der Organmassen des MEET Man wird das Voxelphantom so transformiert, dass das Gewicht des transformierten Phantoms dem Gewicht des ICRP Reference Man [ICRP1975] entspricht. Die Streckungsfaktoren werden dabei durch die folgenden Gleichungen bestimmt:

$$f_x \cdot f_y \cdot f_z = \frac{G_{Ref.-Man}}{G_{MEET}}$$

$$f_z = \frac{L_{Ref.-Man}}{L_{MEET}}$$

$$f_x = f_y$$

Dabei ist

| | |
|----------------|--|
| $G_{Ref.-Man}$ | Gewicht des Reference Man (70 kg) |
| $G_{MEET-Man}$ | Gewicht des MEET Man (104,77 kg) |
| $L_{Ref.-Man}$ | Körpergröße des Reference Man (170 cm) |
| $L_{MEET-Man}$ | Körpergröße des MEET Man (182 cm) |

Mit den angegebenen Werten ergeben sich die folgenden Streckungsfaktoren:

$$f_x = f_y = 0,846$$

$$f_z = 0,943$$

Die Tab. 7-1 zeigt die mit diesen Streckungsfaktoren berechneten Organ- bzw. Gewebemassen des MEET Man im Vergleich zu den entsprechenden Werten des Reference Man. Der Vergleich zeigt, dass der Anteil an Fettgewebe beim MEET Man nahezu doppelt so groß ist wie beim Reference Man. Dies liegt zum Teil an der relativ geringen Auflösung des Phantoms. So wird bei der Segmentierung jedem Voxel diejenige Organ- bzw. Gewebeart zugeordnet, die innerhalb des Voxels den höchsten Volumenanteil hat. Dies führt dazu, dass feine bzw. dünne Strukturen wie z. B. die Haut oder das Blut (Kapillaren) in dem Phantom unterrepräsentiert sind, während andere weiträumig über den Körper verteilte Strukturen wie z.B. das Körperfett überrepräsentiert sind. Kompakte Strukturen wie z. B. Leber, Milz und Nieren werden dagegen relativ gut wiedergegeben. Das Gewicht der Lunge ist beim angepassten MEET Man mit 651 g allerdings wesentlich kleiner als beim Reference-Man (1000 g). Auch die Verteilung der Lungenmasse auf die beiden Lungenflügel ist nicht repräsentativ für den Reference-Man. Dies wird durch Tab. 7-2 verdeutlicht, in der die Lungenmassen des MEET Man vor und nach der Anpassung mit den Lungenmassen des Reference-Man und des Torso-Phantoms verglichen werden.

| Organ/Gewebe | | Gewicht (kg) | |
|-----------------|---------------------------|---------------|-------------------------|
| | | Reference Man | MEET Man nach Anpassung |
| Weichgewebe | Muskelgewebe | 28,000 | 30,154 |
| | Fettgewebe | 13,500 | 25,164 |
| | Haut | 2,600 | 0,073 |
| Blut | Blut | 5,500 | 0,497 |
| Skelett | Knochen | 5,000 | 5,764 |
| | Knochenmark | 3,000 | 2,120 |
| | Knorpel | 2,000 | 0,283 |
| Atemtrakt | Lunge | 1,000 | 0,651 |
| Verdauungstrakt | Magen | 0,150 | 0,109 |
| | Darm | 1,000 | 0,765 |
| | Inhalt | 1,005 | 1,325 |
| Organe | Leber | 1,800 | 1,355 |
| | Gehirn | 1,400 | 0,819 |
| | Herz | 0,330 | 0,061 |
| | Nieren | 0,310 | 0,252 |
| | Milz | 0,180 | 0,169 |
| | Bauchspeicheldrüse | 0,100 | 0,063 |
| | Harnblase | 0,045 | 0,058 |
| | Gallenblase | 0,010 | 0,016 |
| | Augen | 0,015 | 0,010 |
| | Weitere Organe und Gewebe | | 3,055 |
| Gesamt | | 70 | 70 |

Tab. 7-1: Gegenüberstellung der Organ- bzw. Gewebemassen des Reference Man und des angepassten MEET Man

| | Gewicht in g | | | Verhältnis G_{LI} / G_{RE} |
|-------------------------|---------------------------------|---------------------------------|------------------------------------|---------------------------------|
| | Linker Lungenflügel G_{LI} | Linker Lungenflügel G_{RE} | Gesamte Lunge $G_{LI} + G_{RE}$ | |
| MEET Man Originalgröße | 487 | 488 | 975 | 1,00 |
| MEET Man nach Anpassung | 325 | 326 | 651 | 1,00 |
| Reference Man | 474 | 526 | 1000 | 0,90 |
| Torso-Phantom | 522 | 674 | 1196 | 0,77 |

Tab. 7-2: Gegenüberstellung der Lungenmassen des MEET Man, des Reference Man und des Torso-Phantoms

7.3 Anpassung an das Torso-Phantom

Das Torso-Phantom entspricht einem Mann mit einer Körpergröße von $L = 177 \text{ cm}$. Im Bereich der Lunge hat das Phantom eine Breite von $B = 34 \text{ cm}$ und eine Höhe von $H = 25,5 \text{ cm}$. Bei Zugrundelegung dieser Werte ergeben sich nach den Gln. (7.1.1-3) die folgenden Streckungsfaktoren:

$$\begin{aligned}f_x &= 0,86 \\f_y &= 0,99 \\f_z &= 0,92\end{aligned}$$

Die Abb. 7-4 zeigt die Voxel-Struktur des MEET Man im Bereich der Aufsetzpunkte der Phoswich-Detektoren (Schnittebene $z = 144 \text{ cm}$). Von besonderer Bedeutung ist im vorliegenden Zusammenhang die Brustwandstärke des Phantoms. Zur Abschätzung der Brustwandstärke des MEET Man werden die Voxel auf der Verbindungslinie zwischen dem Schwerpunkt eines Lungenflügels und dem Mittelpunkt des Strahleneintrittsfensters des über dem betreffenden Lungenflügel angeordneten Detektor abgezählt. Auf diese Weise ergibt sich die folgende Näherungsgleichung zur Abschätzung der Brustwandstärke d :

$$d = \sqrt{(3 \cdot \Delta x)^2 + (6 \cdot \Delta y)^2} \quad (7.3.1)$$

Dabei ist

- d die Brustwandstärke
- Δx die Voxelbreite in x-Richtung (in Abb. 7-4 die Horizontale)
- Δy die Voxelbreite in y-Richtung (in Abb. 7-4 die Vertikale)

Hieraus kann man die folgende allgemeine Beziehung ableiten:

$$d = 0,6 \text{ cm} \cdot \sqrt{(3 \cdot f_x)^2 + (6 \cdot f_y)^2} \quad (7.3.2)$$

Dabei ist

- d die Brustwandstärke in cm
- f_x der Streckungsfaktor in x-Richtung (Streckung der Körperbreite)
- f_y der Streckungsfaktor in y-Richtung (Streckung der Körperhöhe in liegender Position)

Bei Anwendung dieser Gleichung hat der MEET Man in der ursprünglichen Form (Voxeldimensionen $0,6 \text{ cm} \times 0,6 \text{ cm} \times 0,6 \text{ cm}$) eine Brustwandstärke von $d = 4,0 \text{ cm}$. Nach Anpassung des MEET Man an das Torsophantom mit den Streckungsfaktoren

$$\begin{aligned}f_x &= 0,86 \\f_y &= 0,99\end{aligned}$$

hat das Voxelphantom nach Gl. (7.3.2) eine Brustwandstärke von $d = 3,8 \text{ cm}$.

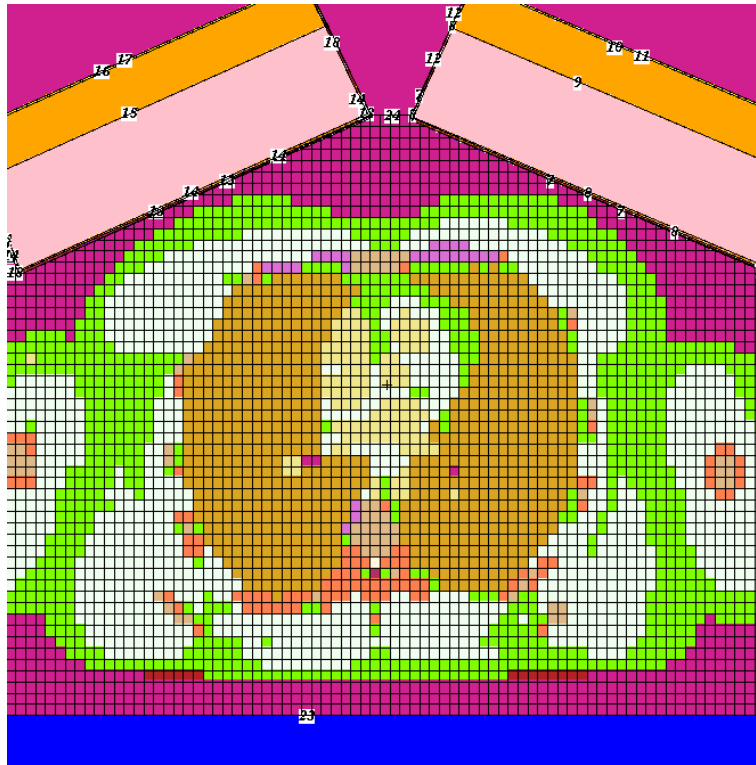


Abb. 7-4: Voxel-Struktur des MEET Man im Bereich der Aufsetzpunkte der Phoswich-Detektoren (Schnittebene $z = 144$ cm)

In der Literatur werden verschiedene empirischen Formeln zur Abschätzung der Brustwandstärke aus dem Körpergewicht und der Körpergröße angegeben [Dea1973, Gar1977, Fry1980]. Aus diesen Formeln kann die folgende allgemeine Beziehung abgeleitet werden:

$$d = 4,57 \frac{\text{cm}^2}{\text{kg}} \cdot \frac{G}{L} + 0,44 \text{cm} \quad (7.2.3)$$

Dabei ist

- d die empirische Brustwandstärke in cm
- G das Körpergewicht in kg
- L die Körpergröße in cm

Nach dieser Beziehung hätte der MEET Man in der ursprünglichen Form eine Brustwandstärke von 3,1 cm (Tab. 7-2). Nach Anpassung an das Torso-Phantom hätte der MEET Man eine Brustwandstärke von nur 2,3 cm. Die Gl. (7.2.3) liefert demnach beim MEET Man unrealistische Ergebnisse. Dies ist ein Hinweis darauf, dass bei der Segmentierung des MEET Man in der Auflösung von 6 mm x 6 mm x 6 mm die Brustwand auf Kosten des Lungenvolumens überbewertet wird.

| | Biometrische Parameter | | Empirische Brustwandstärke (cm) |
|-------------------------|------------------------|--------------|---------------------------------|
| | Gewicht G (kg) | Größe L (cm) | |
| MEET Man Originalgröße | 104,8 | 182 | 3,1 |
| MEET Man nach Anpassung | 70,7 | 172 | 2,3 |
| Reference Man | 70 | 170 | 2,3 |
| Torso-Phantom | 76 | 177 | 2,4 |

Tab. 7-3: Empirische Brustwandstärken des MEET Man, des Reference Man und des Torso-Phantoms nach Gl. (7.2.3)

8 Numerische Kalibrierung des Teilkörperzählers

Die numerische Kalibrierung des Teilkörperzählers wurde zunächst mit dem an das Torso-Phantom angepassten MEET Man durchgeführt. Die hierbei gewonnenen Kalibrierfaktoren gestatten einen Vergleich mit den am Torso-Phantom experimentell ermittelten Werten und damit eine Verifizierung der numerischen Kalibrierung. Der angepasste MEET Man hat eine Brustwandstärke von 3,8 cm (Abschn. 7.1). Das Torso-Phantom hat mit dem Overlay B4 eine vergleichbare Brustwandstärke (3,6 cm). Aus diesem Grund werden zur Verifizierung der berechneten Werte die mit dem Overlay B4 gemessenen Phantomwerte herangezogen.

Die Simulationsrechnungen wurden für Nukliddepositionen von Am-241 in Lunge, Leber und Skelett durchgeführt. Außerdem wurden Simulationen von Lungendepositionen einiger anderer Aktiniden vorgenommen. Die Berechnungen erfolgten für die Phoswich-Detektoren in Lungen-, Leber- und Kniemessposition sowie für die HPGe-Detektoren in der Lungen/Lebermessposition.

Bei den Berechnungen wurden jeweils 10^7 Photonenschicksale simuliert. Da der Wirkungsgrad der Detektorsysteme für die betrachteten Messgeometrien jeweils größer als 10^{-3} Impulse pro Photon ist, ergaben sich bei den Simulationen stets mehr als 10^4 Impulse in den Peaks. Auf diese Weise wurde sichergestellt, dass der relative zählstatistische Fehler der berechneten Wirkungsgradwerte stets kleiner als 1 % ist.

Im folgenden werden die bei Simulationsrechnungen erhaltenen Wirkungsgradwerte für die verschiedenen Detektorsysteme und Messpositionen dargestellt und mit den gemessenen Werten verglichen.

8.1 Phoswich-Detektoren

8.1.1 Lungenmessposition

Die Tab. 8-1 zeigt zunächst die Werte für die Messung eines Am-241-Lungendepots. Die entsprechenden Spektren sind in den Abb. 8-1 und 8-2 dargestellt.

| | Wirkungsgrad (Imp/Zerfall) | | | Verhältnis V $\eta_{LI}(LU,LU)/$ $\eta_{RE}(LU,LU)$ |
|----------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|------------------|---|
| | Linker Det. $\eta_{LI}(LU,LU)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(LU,LU)$ | Beide Detektoren | |
| Torsophantom Overlay B4 | 1,18E-02 | 1,87E-02 | 3,05E-02 | 6,31E-01 |
| MEET Man angepasst | 1,43E-02 | 1,75E-02 | 3,18E-02 | 8,17E-01 |

Tab. 8-1: Wirkungsgrad der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lungenmessposition für Am-241 in der Lunge: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) und der Simulation mit dem angepassten MEET Man

Der Gesamtwirkungsgrad beider Detektoren wird durch die Simulation mit einer Abweichung von etwa 4 % wiedergegeben. Diese Abweichung liegt in der Größenordnung des Kalibrierfehlers. Insofern wird der Gesamtwirkungsgrad durch die Simulation korrekt reproduziert. Allerdings ist das bei der Simulation ermittelte Verhältnis V

$$V = \frac{\eta_{LI}(LU,LU)}{\eta_{RE}(LU,LU)}$$

der Wirkungsgradwerte $\eta_{LI}(LU,LU)$ des linken Detektors und $\eta_{RE}(LU,LU)$ des rechten Detektors mit 0,817 etwa 23 % größer als das am Torso-Phantom gemessene Verhältnis von 0,631. Diese Tendenz wird auch bei anderen Nukliden bzw. bei anderen Photonenenergien beobachtet. Sie ist teilweise auf das unterschiedliche Gewichtsverhältnis der beiden Lungenflügel beim MEET Man und beim Torsophantom zurückzuführen. So liegt das Gewichtsverhältnis beim MEET Man bei 1, während es beim Torso-Phantom mit 0,77 genau 23 % geringer ist. Hier scheint das Verhältnis der Impulsraten exakt das Massenverhältnis der Lungenflügel widerzuspiegeln. Wie im weiteren Verlauf der Untersuchungen gezeigt wird, ist dies allerdings nur bei der Photonenenergie von 59,6 keV der Fall.

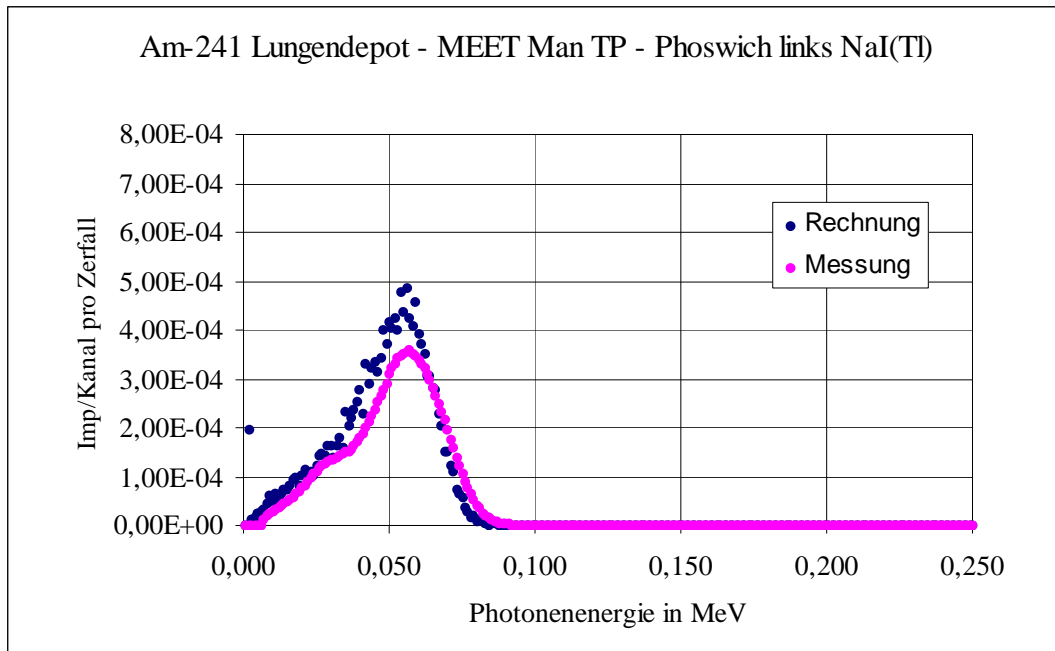


Abb.8-1: Kalibrierspektren des NaI(Tl)-Kristalls des linken Phoswich-Detektors in Lungenmessposition für Am-241 in der Lunge: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) und der Simulation mit dem angepassten MEET Man

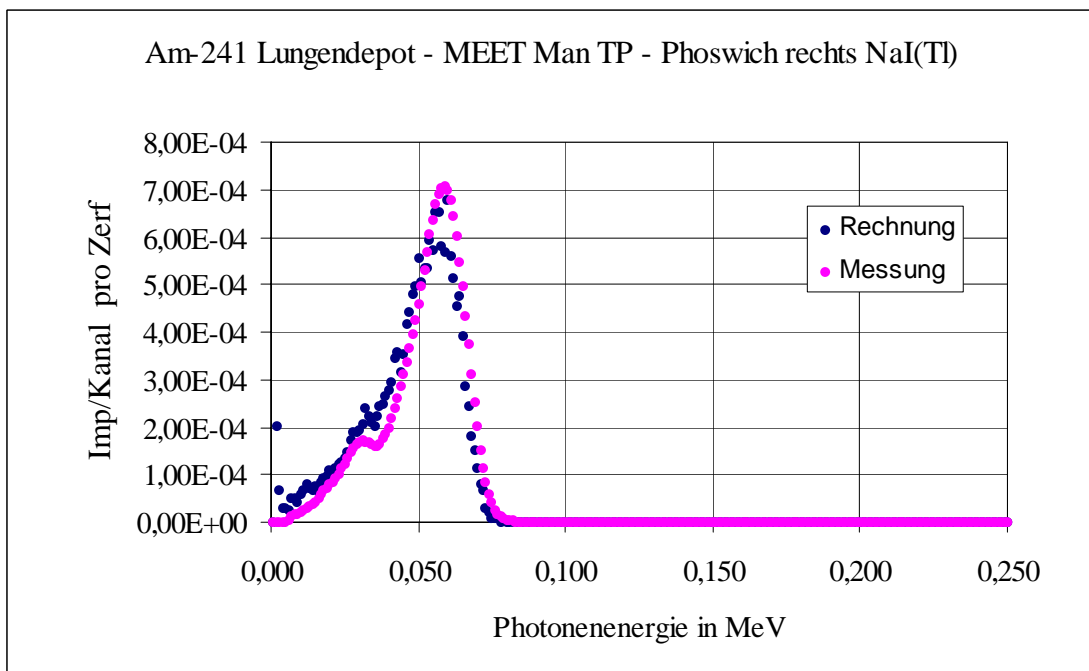


Abb. 8-2: Kalibrierspektren des NaI(Tl)-Kristalls des rechten Phoswich-Detektors in Lungenmessposition für Am-241 in der Lunge: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) und der Simulation mit dem angepassten MEET Man

In der Lungenmessposition können von den Detektoren auch Photonen aus anderen Organen und Geweben nachgewiesen werden. Die entsprechenden Wirkungsgradwerte werden als Querempfindlichkeiten bezeichnet. Von besonderer Bedeutung sind im vorliegenden Zusammenhang die Querempfindlichkeiten für Nukliddepositionen in der Leber und im Skelett.

Die Querempfindlichkeit für Am-241-Depositionen in der Leber (Tab. 8-2) ist aufgrund der relativ großen Strahleneintrittsfläche der Phoswich-Detektoren recht groß. Bei Summation über beide Detektoren ist die berechnete Querempfindlichkeit mit 0,0163 Imp/Zerfall etwa 20 % geringer als die gemessene Querempfindlichkeit von 0,0205 Imp/Zerfall. Das Verhältnis der Querempfindlichkeiten der beiden Detektoren wird durch die Simulation mit einer Abweichung von etwa 29 % wiedergegeben. Hier fallen die anatomischen Unterschiede zwischen dem MEET Man und dem Torso-Phantom aufgrund der längeren Wegstrecke zwischen Quelle und Detektor offenbar stärker ins Gewicht als bei einer Aktivitätsdeposition in der Lunge.

| | Querempfindlichkeit (Imp/Zerfall) | | | Verhältnis V $\eta_{LI}(LU,LE)/$ $\eta_{RE}(LU,LE)$ |
|----------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|------------------|---|
| | Linker Det. $\eta_{LI}(LU,LE)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(LU,LE)$ | Beide Detektoren | |
| Torsophantom Overlay B4 | 0,60E-02 | 1,45E-02 | 2,05E-02 | 4,14E-01 |
| MEET Man angepasst | 0,37E-02 | 1,26E-02 | 1,63E-02 | 2,94E-01 |

Tab. 8-2: Querempfindlichkeit der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lungenmessposition für Am-241 in der Leber: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) und der Simulation mit dem angepassten MEET Man

Die Querempfindlichkeit für Am-241-Depositionen im Skelett (Tab. 8-3) kann anhand der verfügbaren Phantom-Messungen nicht ohne weiteres verifiziert werden. Bei Summation über beide Detektoren beträgt der Mittelwert der an den verschiedenen Knochenphantomen gemessenen Querempfindlichkeiten 2,92E-03 Imp/Zerfall bei einer empirischen Standardabweichung in Höhe von 0,60E-03 Imp/Zerfall entsprechend etwa 21 %. Die berechnete Querempfindlichkeit liegt mit 4,63E-03 um nahezu drei Standardabweichungen über den gemessenen Werten, das heißt sie ist mit diesen nicht vereinbar. Dieser Umstand beleuchtet ein prinzipielles Problem bei der Kalibrierung mit anthropomorphen Knochenphantomen. Da diese Phantome stets nur einen Teil des Skeletts repräsentieren, muss der gemessene Kalibrierfaktor auf das Gesamtskelett hochgerechnet werden. Hier spielt nicht nur die räumliche Verteilung des Skeletts eine Rolle, sondern auch der Einzugsbereich der Strahlung aus den Knochenphantomen, das heißt der Teil des Knochenphantoms, der von den Detektoren tatsächlich „gesehen“ wird. Da dieser Einzugsbereich nicht näher bekannt, kann es bei der Hochrechnung auf das Gesamtskelett durchaus zu Fehleinschätzungen kommen. Insofern kommt der berechnete Wert der Realität höchstwahrscheinlich näher als die gemessenen Werte.

| | Querempfindlichkeit (Imp/Zerfall) | | |
|------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|------------------|
| | Linker Det. $\eta_{LI}(LU,SK)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(LU,SK)$ | Beide Detektoren |
| NYUMC Phantom (alt) | 1,57E-03 ^{a)} | 1,36E-03 ^{a)} | 2,93E-03 |
| NYUMC Phantom (neu) | 1,88E-03 ^{a)} | 1,62E-03 ^{a)} | 3,50E-03 |
| USTUR Phantom | 1,07E-03 | 1,23E-03 | 2,30E-03 |
| MEET Man angepasst | 2,02E-03 | 2,61E-03 | 4,63E-03 |

a) Werte anhand der am USTUR Phantom gemessenen Verhältnisse aus der Gesamtquerempfindlichkeit beider Detektoren extrapoliert

Tab. 8-3: Querempfindlichkeit der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lungenmessposition für Am-241 im Skelett: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit den Knochenphantomen von NYUMC und USTUR und der Simulation mit dem angepassten MEET Man

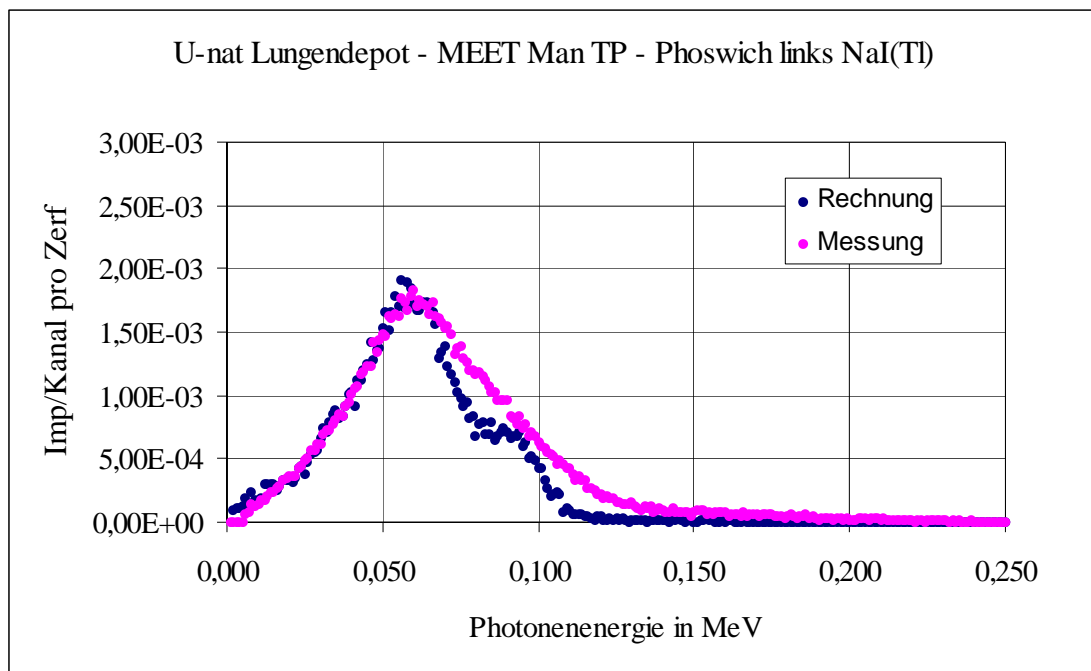


Abb.8-3: Kalibrierspektren des NaI(Tl)-Kristalls des linken Phoswich-Detektors in Lungenmessposition für U-nat in der Lunge: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) und der Simulation mit dem angepassten MEET Man (Impulsraten jeweils bezogen auf einen Zerfall von U-235)

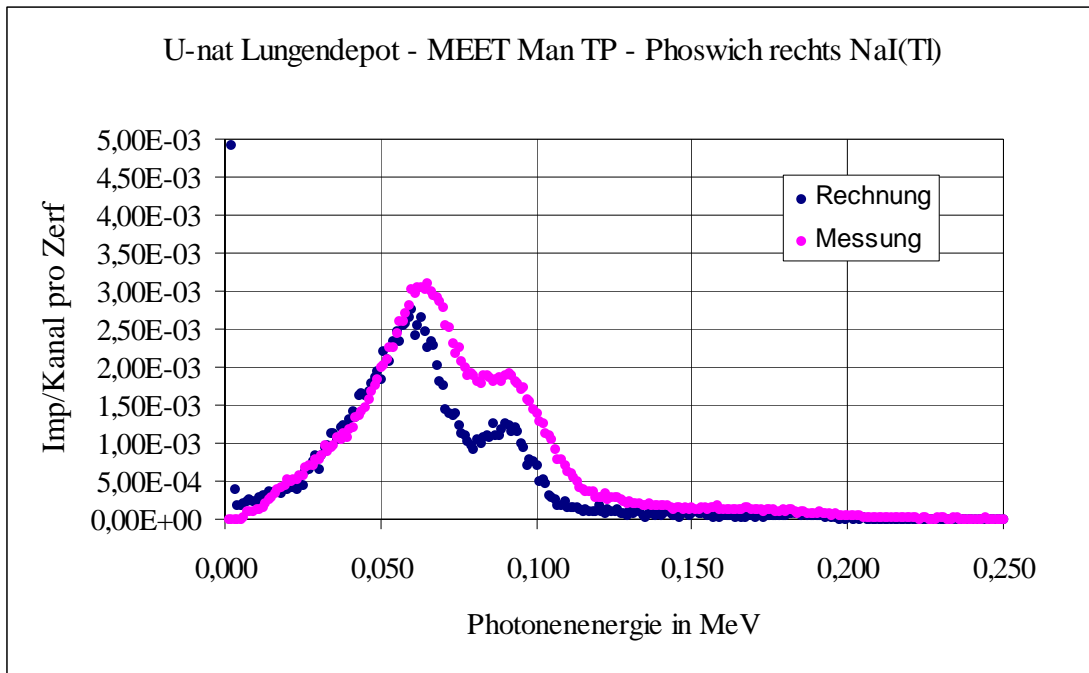


Abb. 8-4: Kalibrierspektren des NaI(Tl)-Kristalls des rechten Phoswich-Detektors in Lungenmessposition für Unat in der Lunge: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) und der Simulation mit dem angepassten MEET Man (Impulsraten jeweils bezogen auf einen Zerfall von U-235)

Die Abb. 8-3 bis 8-6 zeigen ergänzend die Kalibrierspektren für Nukliddepositionen von U-nat bzw. von Pu-239 in der Lunge. Für U-nat (Abb. 8-3 und 8-4) ergibt sich eine gute Übereinstimmung zwischen den berechneten und den gemessenen Spektren. So liegt der berechnete Gesamtwirkungsgrad beider Detektoren mit 0,212 Imp pro Bq U-235 recht nahe an dem berechneten Wert von 0,263 Imp/Bq (Tab.8-4).

| | Wirkungsgrad (Imp/U-235-Zerfall) | | | Verhältnis V $\eta_{LI}(LU,LU)/\eta_{RE}(LU,LU)$ |
|----------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|------------------|---|
| | Linker Det. $\eta_{LI}(LU,LU)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(LU,LU)$ | Beide Detektoren | |
| Torsophantom Overlay B4 | 0,102 | 0,161 | 0,263 | 0,633 |
| MEET Man angepasst | 0,0885 | 0,123 | 0,212 | 0,720 |

Tab. 8-4: Wirkungsgrad der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lungenmessposition für U-nat in der Lunge: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) und der Simulation mit dem angepassten MEET Man

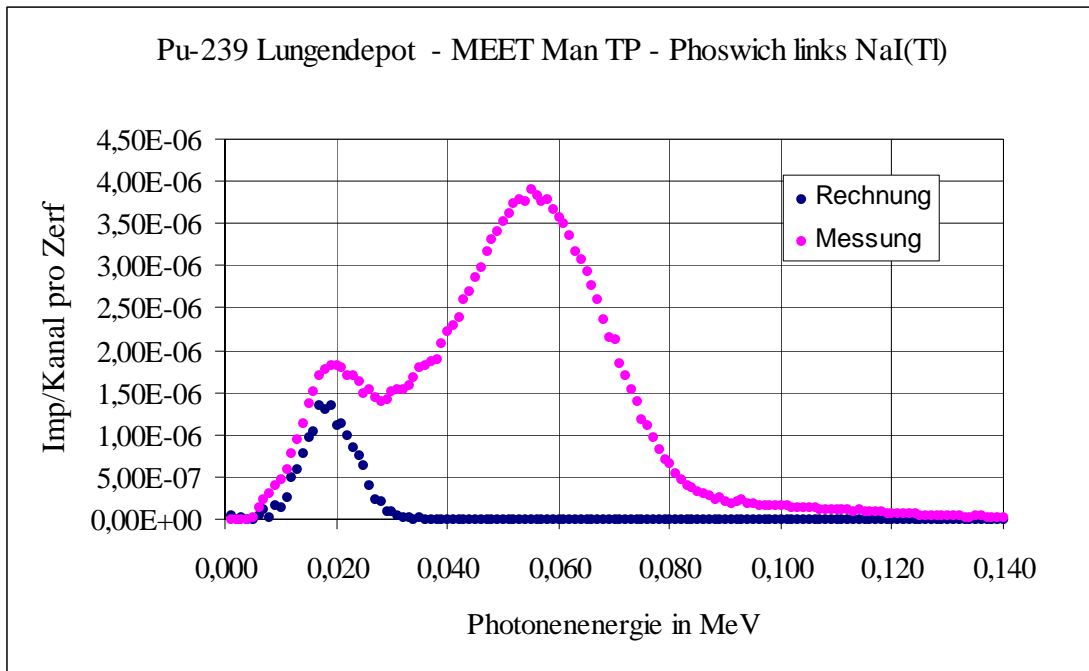


Abb.8-5: Kalibrierspektren des NaI(Tl)-Kristalls des linken Phoswich-Detektors in Lungenmessposition für Pu-239 in der Lunge: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) ohne Korrektur der Am-241-Komponente und der Simulation mit dem angepassten MEET Man (Impulsraten jeweils bezogen auf einen Zerfall von Pu-239)

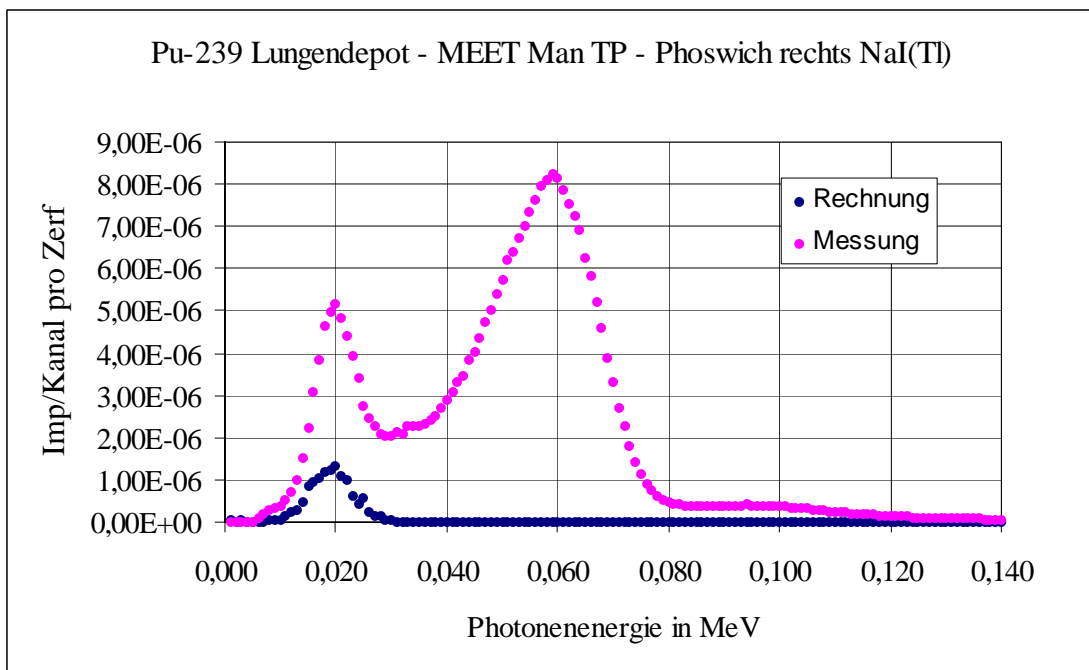


Abb. 8-6: Kalibrierspektren des NaI(Tl)-Kristalls des rechten Phoswich-Detektors in Lungenmessposition für Pu-239 in der Lunge: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) ohne Korrektur der Am-241-Komponente und der Simulation mit dem angepassten MEET Man (Impulsraten jeweils bezogen auf einen Zerfall von Pu-239)

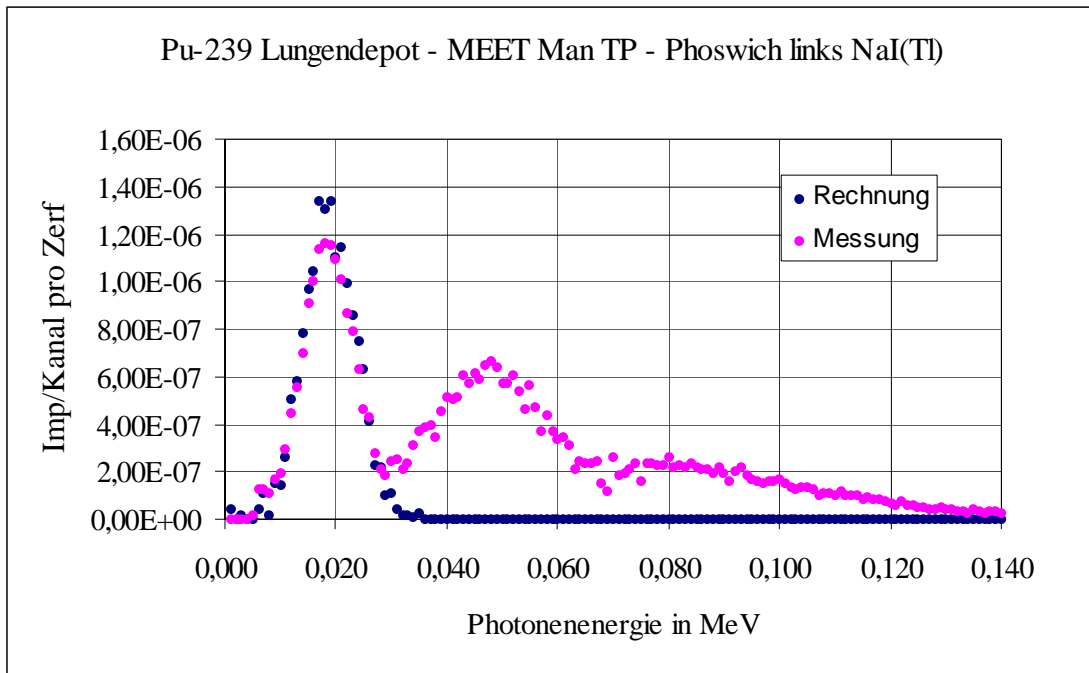


Abb.8-7: Kalibrierspektren des NaI(Tl)-Kristalls des linken Phoswich-Detektors in Lungenmessposition für Pu-239 in der Lunge: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) mit Korrektur der Am-241-Komponente und der Simulation mit dem angepassten MEET Man (Impulsraten jeweils bezogen auf einen Zerfall von Pu-239)

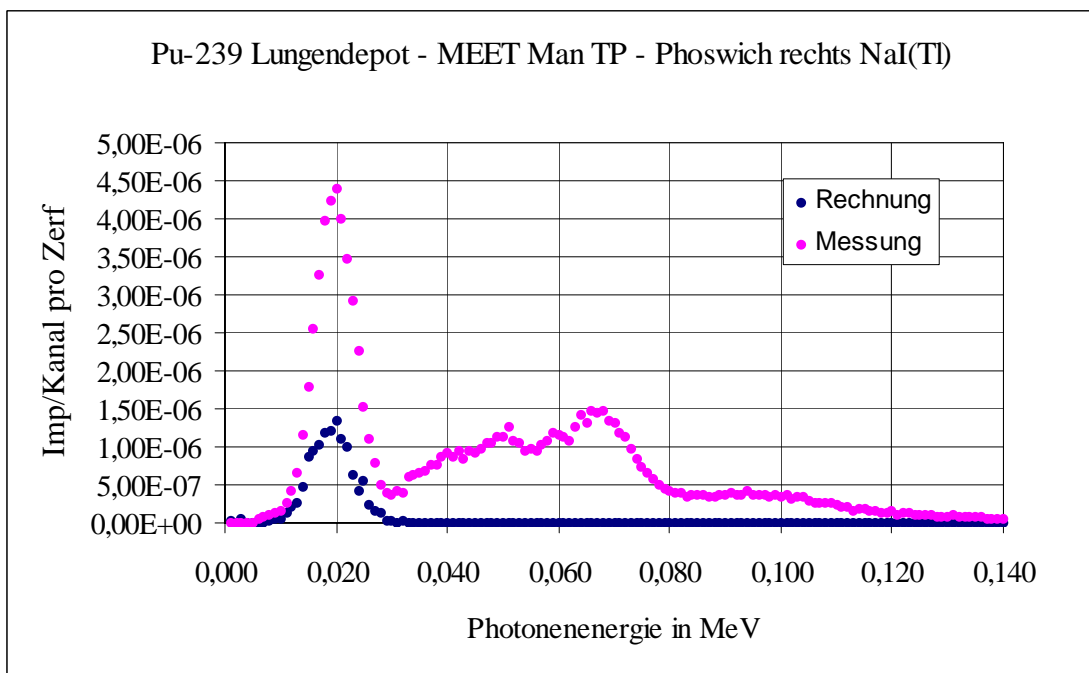


Abb. 8-8: Kalibrierspektren des NaI(Tl)-Kristalls des rechten Phoswich-Detektors in Lungenmessposition für Pu-239 in der Lunge: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) mit Korrektur der Am-241-Komponente und der Simulation mit dem angepassten MEET Man (Impulsraten jeweils bezogen auf einen Zerfall von Pu-239)

| | Wirkungsgrad (Imp/Pu-239-Zerfall) | | | Verhältnis V $\eta_{LI}(LU,LU)/$ $\eta_{RE}(LU,LU)$ |
|----------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|------------------|---|
| | Linker Det. $\eta_{LI}(LU,LU)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(LU,LU)$ | Beide Detektoren | |
| Torsophantom Overlay B4 | 1,39E-05 | 4,06E-05 | 5,45E-05 | 0,342 |
| MEET Man angepasst | 1,49E-05 | 1,21E-05 | 2,70E-05 | 1,23 |

Tab. 8-5: Wirkungsgrad der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lungenmessposition für Pu-239 in der Lunge: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) und der Simulation mit dem angepassten MEET Man

Bei Pu-239 ist eine Verifizierung der Simulation nicht ohne weiteres möglich, da in den Pu-239-Lungen des Torso-Phantoms geringe Mengen von Am-241 und offenbar auch Spuren von Uran enthalten sind (Abb. 8-5 und 8-6). Die Am-241-Komponente kann prinzipiell mit Hilfe der mit den Am-241-Lungen gemessenen Kalibrierspektren separiert werden. Die Restkomponente (Abb. 8-7 und 8-8) hat etwa die Form des Spektrums von U-nat, es könnte sich aber auch um angereichertes Uran handeln. In beiden Fällen kann man allerdings davon ausgehen, dass die Uran-Isotope keinen nennenswerten Beitrag zur Impulsrate im Energiebereich der charakteristischen Röntgen-Strahlung von Pu-239 liefern. Mit dieser Annahme erhält man die in Tab. 8-5 aufgeführten Werte für den Wirkungsgrad der Phoswich-Detektoren für Pu-239 in der Lunge. Beim linken Detektor stimmen die berechneten und gemessenen Werte sehr gut überein (Abweichung ca 7 %). Beim rechten Detektor ergibt sich dagegen eine Diskrepanz von mehr als einem Faktor 3. Dabei fällt auf, dass das Verhältnis der Wirkungsgradwerte beider Detektoren beim Torso-Phantom mit 0,342 wesentlich kleiner als 1 und beim MEET Man mit 1,23 wesentlich größer als 1 ist.

Zur Untersuchung dieses Phänomens wurde die Energieabhängigkeit des Wirkungsgrades systematisch untersucht. Die Tab. 8-6 zeigt die mit dem angepassten MEET Man berechneten Wirkungsgradwerte der Phoswich-Detektoren in Lungenmessposition für homogene Photonenstrahler mit Photonenenergien zwischen 17,6 und 185,7 keV in der Lunge. Die Energieabhängigkeit des Wirkungsgrads zeigt den für Ganz- und Teilkörperzähler typischen Verlauf mit einem Maximum bei etwa 90 keV (Abb. 8-9). Bei niedrigen Energien ($E < 50$ keV) ist die Transmission sowohl im Körper als auch im Detektor sehr gering, das heißt es erreichen relativ wenig Photonen den Detektor, die dort allerdings mit hoher Wahrscheinlichkeit nachgewiesen werden. Bei hohen Energien ($E > 200$ keV) ist die Transmission im Körper und im Detektor hoch, das heißt es erreichen relativ viele Photonen den Detektor, die dort dann allerdings nur noch mit geringer Wahrscheinlichkeit nachgewiesen werden können. Das Maximum des Wirkungsgrads liegt bei den meisten Detektorsystemen zwischen 50 keV und 200 keV. Die energetische Lage des Maximums hängt hauptsächlich von der Dicke des Kristalls ab. Im vorliegenden Fall (Kristalldicke 1 mm) liegt das Maximum bei etwa 90 keV. Der Wirkungsgrad für die 59,6 keV Strahlung von Am-241 ist nur unwesentlich geringer als der Maximalwert bei 90 keV. Insofern sind die Detektoren gerade für diesen Energiebereich optimal geeignet.

| Photonen- energie in keV | Wirkungsgrad (Imp/Photon) | | | Verhältnis V $\eta_{LI}(LU,LU)/$ $\eta_{RE}(LU,LU)$ |
|--------------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|------------------|---|
| | Linker Det. $\eta_{LI}(LU,LU)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(LU,LU)$ | Beide Detektoren | |
| 17,6 | 3,14E-04 | 2,46E-04 | 5,60E-04 | 1,28E+00 |
| 20,3 | 1,52E-03 | 1,45E-03 | 2,97E-03 | 1,05E+00 |
| 30 | 1,05E-02 | 1,16E-02 | 2,22E-02 | 9,07E-01 |
| 59,5 | 4,23E-02 | 5,09E-02 | 9,32E-02 | 8,31E-01 |
| 92,6 | 4,95E-02 | 6,07E-02 | 1,10E-01 | 8,16E-01 |
| 143,8 | 4,73E-02 | 5,85E-02 | 1,06E-01 | 8,09E-01 |
| 185,7 | 4,59E-02 | 5,63E-02 | 1,02E-01 | 8,15E-01 |

Tab. 8-6: Wirkungsgrad der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lungenmessposition für homogene Photonenstrahler mit Photonenenergien zwischen 17,6 und 185,7 keV in der Lunge aufgrund von Simulationsrechnungen mit dem angepassten MEET Man

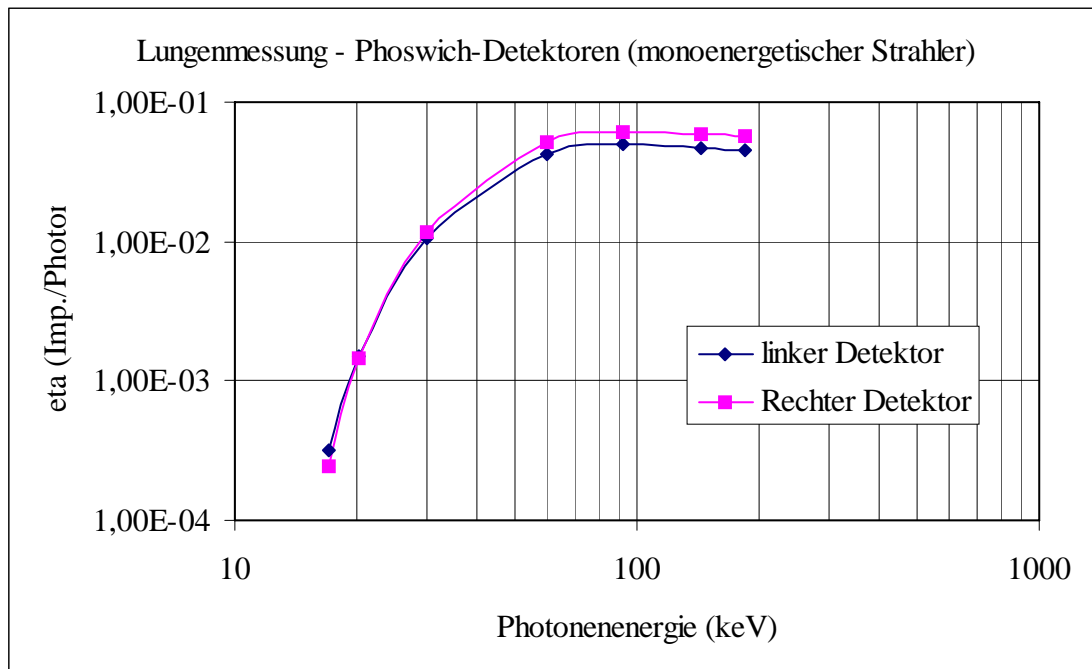


Abb. 8-9: Energieabhängigkeit des Wirkungsgrads des linken und des rechten Phoswich-Detektors bei der Messung von homogenen Nukliddeposition in der Lunge in Lungenmessposition aufgrund von Simulationsrechnungen mit dem angepassten MEET Man

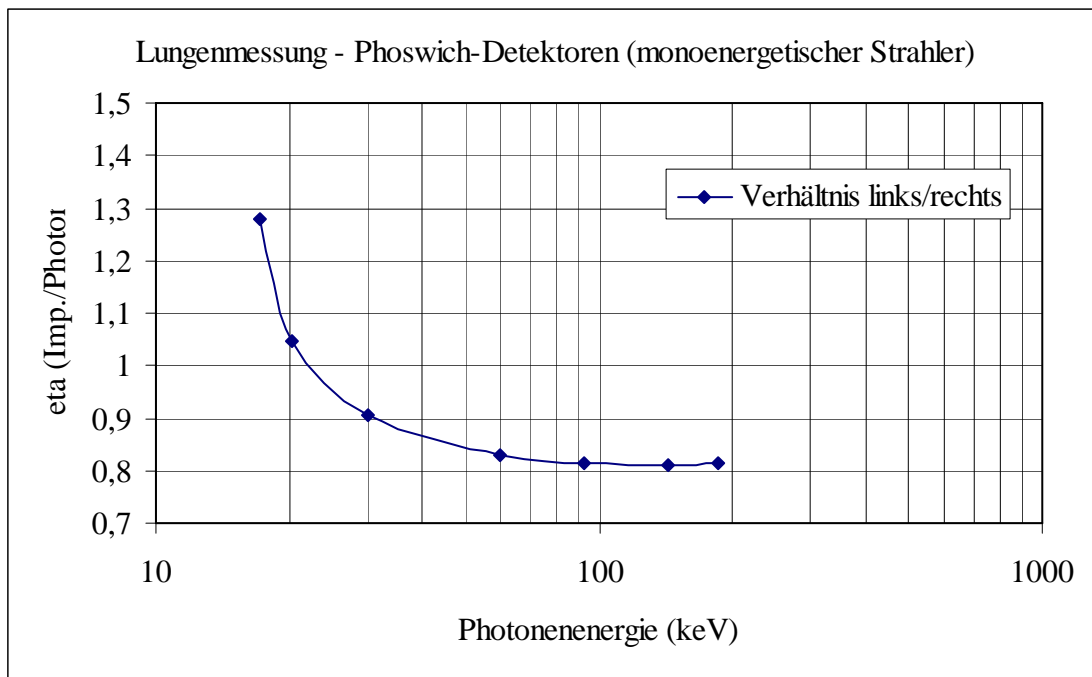


Abb. 8-10: Energieabhängigkeit des Wirkungsgradverhältnisses des linken und des rechten Phoswich-Detektors bei der Messung von homogenen Nukliddeposition in der Lunge in Lungenmessposition aufgrund von Simulationsrechnungen mit dem angepassten MEET Man

Die Simulationsrechnungen zeigen, dass das Verhältnis der Wirkungsgradwerte der beiden Detektoren signifikant von der Photonenergie abhängt (Abb. 8-10). Bei Energien unter 30 keV hat der linke Detektor einen höheren Wirkungsgrad, während bei Energien über 30 keV der rechte Detektor einen höheren Wirkungsgrad hat. Demnach wird das Wirkungsgradverhältnis nicht nur vom Massenverhältnis der Lungenflügel, sondern auch von den unterschiedlichen Absorptionsverhältnissen bestimmt. Offenbar ist beim MEET Man die Massenbelegung über der rechten Seite der Brustwand etwas größer als über der linken Seite. Aufgrund der hohen Absorption der niederenergetischen Photonenstrahlung können bereits sehr geringe Unterschiede in der Massenbelegung zu signifikanten Effekten führen. Die Tab. 8-7 zeigt als Beispiel den Massenabsorptionskoeffizienten der Gewebekomponenten der Brustwand für Photonenstrahlung der Energie 17,6 keV [Hub96]. Der effektive Massenanteil der Rippen liegt aufgrund der Untersuchung der effektiven Absorption bei 59,6 keV (Abschn. 3.3.1) bei 10 %. Bei diesem Massenanteil ergibt sich für 17,6 keV ein effektiver Massenabsorptionskoeffizient von $1,48 \text{ cm}^2/\text{g}$ bzw. ein effektiver linearer Schwächungskoeffizient von $1,63 \text{ cm}^{-1}$. Bei Zugrundelegung dieses Wertes führt ein Unterschied zwischen der rechtsseitigen und der linksseitigen effektiven Gewebedicke von nur 2,7 mm bereits zu der beobachteten Verschiebung des Wirkungsgradverhältnisses. Man kann zeigen, dass die durch 8.1.9 wiedergegebene Energieabhängigkeit des Wirkungsgradverhältnisses sehr genau dem bei einem solchen Unterschied zu erwartenden Verlauf entspricht.

Bei dem Torso-Phantom ist die Energieabhängigkeit des Wirkungsgradverhältnisses genau gegenläufig. Hier ist offenbar die Massenbelegung über der linken Thoraxseite größer als über der rechten. Bei Zugrundelegung des für die charakteristische Röntgenstrahlung von Pu-239 gemessenen Wirkungsgradverhältnisses von 0,342 (Tab. 8-5) ergibt sich für den hypothetischen Unterschied der effektiven Gewebedicke ein Wert von etwa 5,3 mm. Ein solcher Unterschied liegt bei der komplexen Struktur der Brustwand des Torso-Phantoms

durchaus im Bereich des Möglichen, zumal mit diesem Unterschied auch das für Am-241 gemessene Wirkungsgradverhältnis von 0,631 in sehr guter Näherung reproduziert werden kann.

Zusammenfassend kann man daher feststellen, dass bei den Phoswich-Detektoren in der Lungenmessposition eine sehr gute Übereinstimmung zwischen der Simulation und der Beobachtung besteht.

| Gewebe | Massenabsorptionskoeffizient in cm^2/g | Dichte in g/cm^3 | Massenanteil des Gewebes in der Brustwand |
|----------------------|--|----------------------------------|---|
| Fett | 0,78 | 0,92 | 0,45 |
| Muskel | 1,18 | 1,04 | 0,45 |
| Knochen | 6,01 | 2,2 | 0,1 |
| Brustwand (effektiv) | 1,63 | 1,10 | 1 |

Tab. 8-7: Massenabsorptionskoeffizient für Photonenstrahlung der Energie 17,6 keV [Hub96] sowie Dichte und Massenanteil der Gewebekomponenten der Brustwand

8.1.2 Lebermessposition

In der Lebermessposition befindet sich der linke Detektor über der rechten Körperseite und umgekehrt. Aus diesem Grund wird bei einer Aktivitätsdeposition in der Leber mit dem linken Detektor eine höhere Impulsrate registriert als mit dem rechten Detektor (Tab. 8-8). Der mit der Simulation erhaltene Wirkungsgrad ist bei Zusammenfassung beider Detektoren etwa 38 % geringer als der mit dem Thorso-Phantom gemessene Wert. As Verhältnis der Wirkungsgradwerte ist beim MEET Man wesentlich größer als beim Torso-Phantom. Offenbar befindet sich der Schwerpunkt der Leber beim Torso-Phantom näher an der Sagittalebene als beim MEET Man. Dies wird durch einen Vergleich der CT-Aufnahmen des Torso-Phantoms mit den entsprechenden Schnittbildern des MEET Man gestützt.

| | Wirkungsgrad (Imp/Zerfall) | | | Verhältnis V $\eta_{\text{LI}}(\text{LU},\text{LU})/$ $\eta_{\text{RE}}(\text{LU},\text{LU})$ |
|----------------------------|--|---|------------------|---|
| | Linker Det. $\eta_{\text{LI}}(\text{LU},\text{LU})$ | Rechter Det. $\eta_{\text{RE}}(\text{LU},\text{LU})$ | Beide Detektoren | |
| Torsophantom Overlay B4 | 2,51E-02 | 1,20E-02 | 3,71E-02 | 2,09 |
| MEET Man angepasst | 1,78E-02 | 0,52E-02 | 2,30E-02 | 3,42 |

Tab. 8-8: Wirkungsgrad der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lebermessposition für Am-241 in der Leber: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) und der Simulation mit dem angepassten MEET Man

| | Querempfindlichkeit (Imp/Zerfall) | | | Verhältnis V $\eta_{LI}(LU,LE)/\eta_{RE}(LU,LE)$ |
|----------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|------------------|---|
| | Linker Det. $\eta_{LI}(LU,LE)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(LU,LE)$ | Beide Detektoren | |
| Torsophantom Overlay B4 | 4,1E-03 | 2,3E-03 | 6,4E-03 | 1,78 |
| MEET Man angepasst | 5,4E-03 | 6,4E-03 | 1,2E-02 | 0,84 |

Tab. 8-9: Querempfindlichkeit der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lebermessposition für Am-241 in der Lunge: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) und der Simulation mit dem angepassten MEET Man

| | Querempfindlichkeit (Imp/Zerfall) | | |
|------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|------------------|
| | Linker Det. $\eta_{LI}(LU,SK)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(LU,SK)$ | Beide Detektoren |
| NYUMC Phantom (alt) | 1,36E-03 ^{a)} | 1,57E-03 ^{a)} | 2,93E-03 |
| NYUMC Phantom (neu) | 1,63E-03 ^{a)} | 1,87E-03 ^{a)} | 3,50E-03 |
| USTUR Phantom | 6,75E-04 | 7,75E-04 | 1,45E-03 |
| MEET Man angepasst | 1,32E-03 | 1,45E-03 | 2,77E-03 |

^{a)} Werte anhand der am USTUR Phantom gemessenen Verhältnisse aus der Gesamtquerempfindlichkeit beider Detektoren extrapoliert

Tab. 8-10: Querempfindlichkeit der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Lungenmessposition für Am-241 im Skelett: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit den Knochenphantomen von NYUMC und USTUR und der Simulation mit dem angepassten MEET Man

Die aus der Simulation abgeleiteten Querempfindlichkeit beider Detektoren für Am-241 in der Lunge ist nahezu doppelt so groß wie der mit dem Torso-Phantom gemessene Wert (Tab. 8-9). Bei den Querempfindlichkeiten für Am-241-Depositionen im Skelett ergibt sich ein heterogenes Bild (Tab. 8.10). So stimmen die berechneten Werte sehr gut mit den bei der ersten Kalibrierung mit dem NYUMC Phantom ermittelten Werten überein. Die Abweichung zwischen der Rechnung und der Beobachtung beträgt hier nur etwa 2,9 % beim linken Detektor bzw. 7,6 % beim rechten Detektor. Die bei der zweiten Kalibrierung mit dem NYUMC ermittelte Querempfindlichkeit ist etwa 25 % größer als der berechnete Wert, während die mit dem USTUR Phantom gemessene Querempfindlichkeit nahezu 50 % kleiner ist.

Zusammenfassend kann man daher feststellen, dass die Übereinstimmung zwischen der Simulation und der Beobachtung bei den Phoswich-Detektoren in der Lebermessposition nicht so gut wie in der Lungenmessposition ist. Die Untersuchungen zur Lungenmessposition (Abschn. 8.1.1) haben gezeigt, dass bei der Strahlenqualität von Am-241 auch geringe Unterschiede der Anatomie signifikante Auswirkungen auf den Wirkungsgrad und insbesondere auch auf die Querempfindlichkeiten haben können. Es ist daher davon auszugehen, dass die in der Lebermessposition für das Leber- und das Lungendepot beobachteten Diskrepanzen zwischen den berechneten und den gemessenen Werten auf die

anatomischen Unterschiede zwischen dem Torso-Phantom und dem MEET Man zurückzuführen sind. Was die Querempfindlichkeit für das Skelettdepot angeht, so zeigt sich auch hier, dass die an den verschiedenen Knochenphantomen gemessenen Werte aufgrund der Unsicherheiten bei der Hochrechnung auf das Gesamtskelett zumindest teilweise mit einem größeren Fehler behaftet sind.

8.1.3 Kniemessposition

Die mit der Simulation ermittelten Wirkungsgradwerte für die Messung von Am-241 im Skelett in der Kniemessposition sind kleiner als alle mit den Knochenphantomen von NYUMC und USTUR gemessenen Werte (Tab. 8-11). Ursache für diese Diskrepanzen sind wohl auch hier die bereits in den Abschnitten 3.3.1, 8.1.1 und 8.1.2 diskutierten Unsicherheitsfaktoren bei der Kalibrierung der Detektoren für Aktivitätsdepositionen im Gesamtskelett. Es ist bemerkenswert, dass die Wirkungsgradwerte der Phoswich-Detektoren für Am-241 im Skelett in der Kniemessposition systematisch unter den entsprechenden Phantom-Messwerten liegen, während die entsprechenden Querempfindlichkeiten für die Phoswich-Detektoren in der Lungenmessposition systematisch über den Phantomwerten liegen. Dies führt dazu, dass das Skelettdepot mit den gemessenen Kalibrierfaktoren systematisch unterbewertet wird. Dies hat zur Konsequenz, dass auch der mit Hilfe der Querempfindlichkeit abgeschätzte Beitrag des Skelettdepots zum Messwert der Detektoren in Lungenmessposition systematisch unterbewertet wird, wobei sich beide Unterbewertungsfaktoren multiplizieren. Dies ist mit hoher Wahrscheinlichkeit die Ursache für die in der Vergangenheit in mehreren Fällen beobachteten Inkonsistenzen der Aktivitätsbestimmung von Am-241 in Lunge, Leber und Skelett.

| Phantom | Wirkungsgrad (Imp/Zerfall) | | |
|-----------------------|-----------------------------------|------------------------------------|------------------|
| | Linker Det. $\eta_{LI}(KN,SK)$ | Rechter Det. $\eta_{RE}(KN,SK)$ | Beide Detektoren |
| NYUMC Phantom alt | 5,97E-03 ^{a)} | 6,83E-03 ^{a)} | 1,28E-02 |
| NYUMC Phantom neu | 2,77E-03 ^{a)} | 3,16E-03 ^{a)} | 5,93E-03 |
| USTUR Phantom | 3,5E-03 | 4,0E-03 | 7,5E-03 |
| MEET Man angepasst | 2,28E-03 | 2,72E-03 | 5,00E-03 |

a) Werte anhand der am USTUR Phantom gemessenen Verhältnisse aus der Gesamtquerempfindlichkeit beider Detektoren extrapoliert

Tab. 8-11: Wirkungsgrad der NaI(Tl)-Kristalle der Phoswich-Detektoren in Kniemessposition für Am-241 im Skelett: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit den Knochenphantomen von NYUMC und USTUR und der Simulation mit dem angepassten MEET Man

8.2 HPGe-Detektoren

Bei den HPGe-Detektoren ist eine Verifizierung der Simulationsergebnisse anhand der gemessenen Wirkungsgradwerte außerordentlich schwierig. Dies wird durch Tab. 8-12 illustriert, in der als Beispiel die Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) in der Standardmessposition (Tab. 3-22) und die Ergebnisse der entsprechenden Simulation mit dem angepassten MEET Man gegenübergestellt werden. Es zeigt sich, dass die gemessenen und berechneten Wirkungsgradwerte bei den einzelnen Detektoren jeweils zum Teil erheblich voneinander abweichen. Bildet man allerdings den Gesamtwirkungsgrad aller vier Detektoren, so weicht das Simulationsergebnis nur um etwa 13 % von dem Ergebnis der Messung ab.

Hier zeigt sich ein grundsätzliches Problem der Kalibrierung: Die HPGe-Detektoren haben einen effektiven Radius zwischen 1,41 und 2,05 cm (Tab. 4-4). Diese Radien sind vergleichbar mit dem mittleren Durchmesser der Rippen bzw. mit dem mittleren Abstand zwischen den Rippen. Demnach ist es von großer Bedeutung, ob der Mittelpunkt des Strahleneintrittsfensters der HPGe-Detektoren über einer Rippe oder über einem Rippenzwischenraum liegt. Hierbei spielt auch die Rippenspreizung eine wesentliche Rolle. Ein Vergleich der Wirkungsgradwerte der einzelnen Detektoren ist daher nur möglich, wenn die Messpositionen entsprechend genau zugeordnet werden können. Hierfür sind allerdings weiterführende Untersuchungen – z.B. mit Hilfe von Ultraschall- oder CT-Messungen - erforderlich. Bei Summierung der Wirkungsgradwerte aller Detektoren mitteln sich die positionsbedingten Effekte bis zu einem gewissen Grad heraus, so dass hier eine akzeptable Übereinstimmung zwischen der Simulation und der Messung erzielt werden kann.

| Detektor | Wirkungsgrad (Imp/Zerfall) | |
|-----------------|--|---|
| | Messung $\eta_{m_i}(\text{LU},\text{LU})$ | Simulation $\eta_{s_i}(\text{LU},\text{LU})$ |
| HPGe 1 | 2,87 E-04 | 1,86 E-04 |
| HPGe 2 | 0,53 E-04 | 2,43 E-04 |
| HPGe 3 | 2,00 E-04 | 1,52 E-04 |
| HPGe 4 | 3,17 E-04 | 4,03 E-04 |
| Alle Detektoren | 8,57 E-04 | 9,84 E-04 |

Tab. 8-12: Wirkungsgrad der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren in Standardmessposition für Am-241 in der Lunge: Gegenüberstellung der Ergebnisse der Kalibriermessungen mit dem Torsophantom (Overlay B4) und der Simulation mit dem angepassten MEET Man

9 Referenzen

- [Ack1991] Ackerman, M. J., Viewpoint: The Visible Human Project, Journal Biocommunication, vol. 18., no. 2, p. 14, 1991
- [Bla92] Bland, C.J., Truffy, J., De Bruyne, T., Deconvolution of alpha-particle spectra to obtain plutonium isotopic ratios, Applied Radiation and Isotopes, Vol. 43. 1-2, pp. 201-209, 1992
- [Bri00] Briesmeister, J.F. (Editor), MCNP - A General Monte Carlo Code N-Particle Transport Code, Los Alamos National Laboratory Report LA-13709-M, Los Alamos, New Mexico (2000).
- [Bre85] Breitenstein, B. D. et.al., The U.S. Transuranium Registry Report on the Am-241 Content of a Whole Body, Part I, Health Physics Vol. 49, No. 4, pp. 559-560, 1985
- [Bre04] Breustedt B., Entwicklung und Implementation von Monte-Carlo-Simulationen zur Auswertung von Messungen mit dem Kölner Ganzkörperzähler, Inaugural-Dissertation, Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fakultät der Universität Köln, 2004
- [Bru94] Brun, R., Bruyant, F., Maire, M., McPherson, A.C., Zanarini, P., GEANT detector description and simulation tool, CERN Report DD/EE/84-1, Genf, 1994
- [Bun94] Bundesministerium der Justiz (Hrsg.), Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle zur Ermittlung der Körperdosen (§§62, 63, 63a StrlSchV; §§35, 35a RöV). GMBI 1994, Nr. 7, S. 286-307
- [Bun96] Bundesministerium der Justiz (Hrsg.), Richtlinie über Anforderungen an Inkorporationsmeßstellen, GMBI 1996 Nr. 46 v. 18.12.1996, S. 991-1006
- [Bun02] Bundesministerium der Justiz (Hrsg.), Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung - StrlSchV) vom 20. Juli 2001 (BGBl. I S.1714), geändert aufgrund Artikel 2 der Verordnung vom 18. Juni 2002 Bundesgesetzblatt Teil I, Bonn(2002), S.1869
- [Coh87] Cohen, N., Institute of Environmental Medicine, New York University Medical Center, Persönliche Mitteilung, 1987
- [Dea1973] Dean, P.N., Estimation of chest wall thickness in lung counting for Plutonium, Health Phys. 24(4), pp 439-441, 1973
- [Doe1992] Doerfel, H., Zieger, A., Neukalibrierung der Teilkörperzählers für Am-241-Depositionen im Skelett, Jahresbericht 1991 der Hauptabteilung Sicherheit, Red. W. Koelzer, KfK 5030, April 1992

- [FS1980] Fachverband für Strahlenschutz e.V., Inkorporationsüberwachung auf Uran, Loseblattsammlung Arbeitskreis Inkorporationsüberwachung (AKI), FS-80-23-AKI, September 1980
- [Fry1980] Fry, F.A., Sumerling, T., Measurement of the chest wall thickness for assessment of Plutonium in human lungs, *Health Phys.* 39(7), pp. 89-92, 1980
- [Gar1977] Garg, S.P., Ultrasonic measurements of the chest wall thickness, *Health Phys.* 32(1), pp. 34-39, 1977
- [Gri1978] Griffith, R. V., Dean, P. N., Anderson, A. L., Fisher, J. C., Tissue Equivalent Torso Phantom for Intercalibration of *in vivo* Transuranic Nuclide Counting Facilities. In: *Advances in Radiation Protection Monitoring. Proceedings of an International Atomic Energy Agency Conference. STI/PUB/494* (Vienna: IAEA) pp. 4493-4504, 1978
- [Hub96] Hubbel, J. H., Seltzer, S. M., Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements $Z = 1$ to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest, Ionizing Radiation Division, Physics Laboratory, National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD 20899
<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>, 1996
- [Hun00] Hunt, J.G., Malatova, I., Foltanova, S., Dantas, B.M., Calibration of In-Vivo Measurement Systems Using a Voxel Phantom with the Monte Carlo Technique, *Radiat. Prot. Dosim.* 89(2000) 283-286.
- [Ish96] Ishikawa, T., Matsumoto, M., Uchiyama, M.A. Calibration Method for Whole-Body Counters, using Monte Carlo Simulation, *Radiat. Prot. Dosim.* 64(1996) 283-288.
- [ICRP1975] International Commission on Radiological Protection, Reference Man: Anatomical, Physiological and Metabolic Characteristics (Oxford: Pergamon Press) ICRP Publication 23, 1975
- [ICRP1983] International Commission on Radiological Protection, Radionuclide Transformations, Energy and Intensity of Emissions, ICRP Publication 38, *Annals of the ICRP*, Vol. 11-13, Pergamon Press Oxford, 1983
- [Kaw00] Kawrakow, I., Rogers, D.W.O., The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, National Research Council of Canada Report NRCC-PIRS-0701, Ottawa (2000) .
- [Kin00] Kinase, S., Yoshizawa, M., Kuwabara, J., Noguchi, H., Application of EGS4 Code to Whole-body Counting, In: "Proceedings of the Second International Workshop on EGS", KEK-Proceedings 2000-20, 23-30 (2000).
- [Kra99] Kramer, G. H., Burns, L. C., Evaluation of the effect of chest wall thickness, tissue composition, and photon energy on the quantity muscle-equivalent chest-wall-thickness by Monte Carlo simulation, *Radiat. Prot. Dosim.* 82 pp. 115-124, 1999

- [Mal95] Mallet, M.W., Hickman, D.P., Kruchten, D.A., Poston Sr., J.W., Development of a Method for Calibrating In-Vivo Measurement Systems Using Magnetic Resonance Imaging and Monte Carlo Computations, Health Phys. 68(1995) 773-785.
- [McI85] McInroy, J. F., Boyd, H. A., Eutsler, B. C., Romero, D., The U.S. Transuranium Registry Report on the Am-241 Content of a Whole Body, Part IV, Preparation and Analysis of the Tissues and Bones, Health Physics Vol. 49, No. 4, pp. 587-621, 1985
- [Moh88] Mohr, U., Zieger, A., Doerfel, H., Zur Kalibrierung des Teilkörperzählers für Am-241-Depositionen im Skelett, Jahresbericht 1987 der Hauptabteilung Sicherheit, Red. H. Kiefer, L.A. König, KfK 4400, Februar 1988
- [Moh90] Mohr, U., Zieger, A., Doerfel, H., Zur Kalibrierung des Teilkörperzählers für Am-241-Depositionen im Skelett, Jahresbericht 1989 der Hauptabteilung Sicherheit, Red. H. Kiefer, L.A. König, KfK 4730, April 1990
- [Nel85] Nelson, W.R., Hirayama, H., Rogers, D.W.O., The EGS4 Code System, Report SLAC-265, Stanford Linear Accelerator Centre, Stanford, California, 1985
- [New85] Newton, D. et.al., The Livermore Phantom as a Calibration Standard in the Assessment of Plutonium in Lungs, In: Assessment of Radioactive Contamination in Man. STI/PUB/674 (Vienna: IAEA) pp. 183-199, 1985
- [Sac1997] Sachse, F. B., Werner, C., Müller, M., Meyer-Waarden, K., MEET Man – Models for Simulation of Electromagnetic, Elastomechanic and Thermic Behavior of Man, Erstellung und technische Parameter, Institut für Biomedizinische Technik, Universität Karlsruhe, 1997
- [Sei2005] Seifert, S., Institut für Computerwissenschaften, Universität Karlsruhe, Persönliche Mitteilung 2005
- [Soh2005] Sohlin, M., Implementation of an Anthropomorphous Voxel Phantom in the MCNP5 Code, M.Sc. Thesis, Göteborg University, Department of Radiation Physics, December 2005
- [Spi1996] Spitzer, V., Ackerman, M. J., Scherzinger, A. L., Whitlock, D., The Visible Human Male: A Technical Report, Journal of the American Medical Informatics Association, vo. 3; no. 2, pp. 118-130, 1996
- [Wa99] Wahl, W., Persönliche Mitteilung, 1999
- [Zai04] Zaidi, H., Sgourous, G. (Hrsg.), Therapeutic Applications of Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine, Institute of Physics Publishing, Bristol, 2004

Anhang A1: Strahlenqualitäten

In den nachstehenden Tabellen sind die für die vorliegenden Untersuchungen verwendeten Strahlenqualitäten zusammengestellt. Die Literaturangaben zu den Strahlenqualitäten von Am-241 sind – insbesondere was die Emissionswahrscheinlichkeiten angeht – widersprüchlich (Tab. A1-1 und A1-2). Bei den Untersuchungen im vorliegenden Zusammenhang werden die in Tab. A1-1 und A1-2 angegebenen Mittelwerte zugrunde gelegt.

| | Photonenenergie (keV) | | | | |
|----------------------|-----------------------|-------------------------|----------------|-----------------------|------------|
| | ICRP [ICRP1983] | Bland et.al. [Bla92] | Wahl [Wa99] | Canberra Genie2000 | Mittelwert |
| L _α X-ray | 13,93 | 13,9 | 13,93 | 13,9 | 13,9 |
| L _β X-ray | 17,51 | 17,51 | 17,61 | 17,7 | 17,6 |
| L _γ X-ray | 20,98 | 21,01 | 21,0 | 20,9 | 21,0 |
| γ ₁ | 26,34 | 26,35 | 26,345 | 26,4 | 26,4 |
| γ ₂ | 59,54 | 59,54 | 59,541 | 59,537 | 59,5 |

Tab. A1-1: Photonenenergie der Strahlenqualitäten von Am-241 nach verschiedenen Referenzen

| | Emissionswahrscheinlichkeit (%) | | | | |
|----------------------|---------------------------------|-------------------------|----------------|-----------------------|-------------------------|
| | ICRP [ICRP1983] | Bland et.al. [Bla92] | Wahl [Wa99] | Canberra Genie2000 | Mittelwert ohne ICRP |
| L _α X-ray | 24,4 | 13,01 | 13,2 | 13,2 | 13,2 |
| L _β X-ray | 30,5 | 18,99 | 18,61 | 19,5 | 19,0 |
| L _γ X-ray | 7,31 | 4,815 | 4,82 | 4,8 | 4,8 |
| γ ₁ | 2,4 | 2,395 | 2,4 | 2,4 | 2,4 |
| γ ₂ | 35,7 | 36,01 | 35,9 | 36,0 | 36,0 |

Tab. A1-2: Emissionswahrscheinlichkeit der Strahlenqualitäten von Am-241 nach verschiedenen Referenzen

| Nuklid | Photonenstrahlung | |
|--------|------------------------------|-------------------------------------|
| | Energie in keV | Emissionswahrscheinlichkeit in % |
| Am-241 | 13,9 (L _α X-ray) | 13,2 |
| | 17,6 (L _β X-ray) | 19,0 |
| | 21,0 (L _γ X-ray) | 4,8 |
| | 26,4 | 2,4 |
| | 59,5 | 36,0 |
| Co-57 | 14,4 | 9,19 |
| | 122,1 | 85,6 |
| | 136,5 | 10,6 |
| Ba-133 | 53,1 | 2,17 |
| | 79,6 | 2,56 |
| | 81,0 | 33,8 |
| | 276,4 | 7,09 |
| | 302,9 | 18,4 |
| | 356,0 | 62,1 |
| | 383,9 | 8,91 |
| Cs-137 | 31,8 (K _{α2} X-ray) | 2,1 |
| | 32,2 (K _{α1} X-ray) | 3,9 |
| | 661,6 | 89,8 |
| Co-60 | 1173 | 100 |
| | 1332 | 100 |

Tab. A1-3: Strahlenqualitäten der verwendeten Photonenstrahler (Zusammenstellung der wichtigsten Emissionen mit Emissionswahrscheinlichkeit > 1 %; relevante Strahlenqualitäten fett gedruckt)

| Radioaktiver Stoff Radionuklid (Aktivität) | Energie in keV | Emissions- wahrscheinlichkeit in % | Quellstärke in Photonen/s | |
|--|-----------------------------|--|---------------------------------|-----|
| Uran(nat) U-235 (390 Bq) | 143,8 | 10,5 | 41 | |
| | 163,3 | 4,7 | 18 | |
| | 185,7 | 54,0 | 211 | |
| | | | | |
| | Th-234 (8,36 kBq) | 63,3 | 3,8 | 318 |
| | | 92,4 | 2,73 | 228 |
| | | 92,8 | 2,69 | 224 |
| Uran(anger. 93%) U-235 (51,7 kBq) | 143,8 | 10,5 | 5,43 E+03 | |
| | 163,3 | 4,7 | 2,43 E+03 | |
| | 185,7 | 54,0 | 2,79E+04 | |
| | | | | |
| | Th-234 (4,76 kBq) | 63,3 | 3,8 | 180 |
| | | 92,4 | 2,73 | 130 |
| | | 92,8 | 2,69 | 128 |
| Pu-238 (296 kBq) | 13,6 (L _α X-ray) | 3,97 | 1,18 E+05 | |
| | 17,1 (L _β X-ray) | 5,57 | 1,65 E+05 | |
| | 20,3 (L _γ X-ray) | 1,28 | 3,78 E+04 | |
| Pu-239 (740 kBq) | 13,6 (L _α X-ray) | 1,48 | 1,10 E+04 | |
| | 17,1 (L _β X-ray) | 2,09 | 1,55 E+04 | |
| | 20,3 (L _γ X-ray) | 0,486 | 3,60 E+03 | |
| Am-241 (89 kBq) | 13,9 (L _α X-ray) | 13,2 | 1,17 E+04 | |
| | 17,6 (L _β X-ray) | 19,0 | 1,69 E+04 | |
| | 21,0 (L _γ X-ray) | 4,8 | 4,27 E+03 | |
| | 26,4 | 2,4 | 2,14 E+03 | |
| | 59,5 | 36,0 | 3,20 E+04 | |

Tab. A1-4: Strahlenqualitäten der aktiven Komponenten des Torsophantoms
(Berücksichtigung der wichtigsten Emissionen mit Energien > 10 keV und
Emissionswahrscheinlichkeit > 2 %)

Anhang A2: Vermessung des Teilkörperzählers und Definition der Referenzpunkte

Zur Implementierung der Messgeometrie des Teilkörperzählers in den MCNP Code wurde die gesamte Messanordnung von der Fa. Vermessungstechnik Artmann vermessen. Die Vermessung wurde mit einem Infrarot-Scanner durchgeführt. Die Messgenauigkeit beträgt ± 1 mm.

Für die Vermessung wurden die Phoswich-Detektoren und die HPGe-Detektoren jeweils in die Standard-Messgeometrie (siehe Abschn. 2.3.1.1, 2.3.2.1) gebracht. Die Probandenliege wurde dabei so ausgerichtet, dass sich die Schwerpunkte der Phoswich-Detektoren bzw. der HPGe-Detektoren jeweils zentral über der Liege befinden. Da die Position des Querschlittens der Phoswich-Detektoren (1560 mm) um 80 mm gegenüber der Position des Querschlittens der HPGe-Detektoren (1480 mm) versetzt ist, schließt die Liege mit der Längswand der Messzelle einen Winkel von etwa 8° ein (Abb. A2-1 und A2-2).

Die Abb. A2-1 und A2-2 zeigen die Lage der Bezugspunkte, für die eine Bestimmung der Koordinaten durchgeführt wurde. Der Ursprung des Koordinatensystems (0,0,0) wurde dabei in den Messpunkt WU1 gelegt. Dieser Messpunkt liegt in der Messzelle in der Ecke unten links neben der Eingangstür (Abb. A2-1). Die x-Achse verläuft horizontal parallel zur Längswand und die y-Achse horizontal parallel zur Querwand der Kammer. Die z-Achse wird von der x- und der y-Achse nach der Dreifingerregel bestimmt. In dem so definierten Koordinatensystem haben die in den Abb. A2-2 dargestellten Bezugspunkte die in Tab. A2-1 aufgeführten Koordinaten.

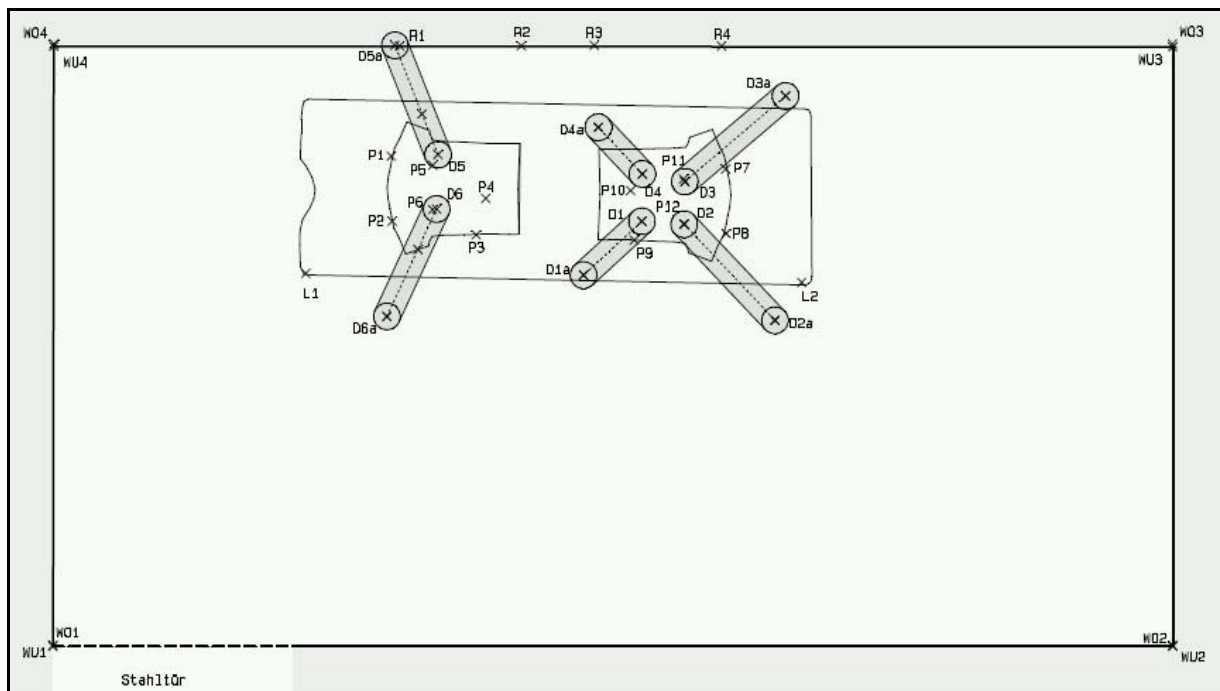


Abb. A2-1: Lage der Messpunkte zur Vermessung der Messanordnung

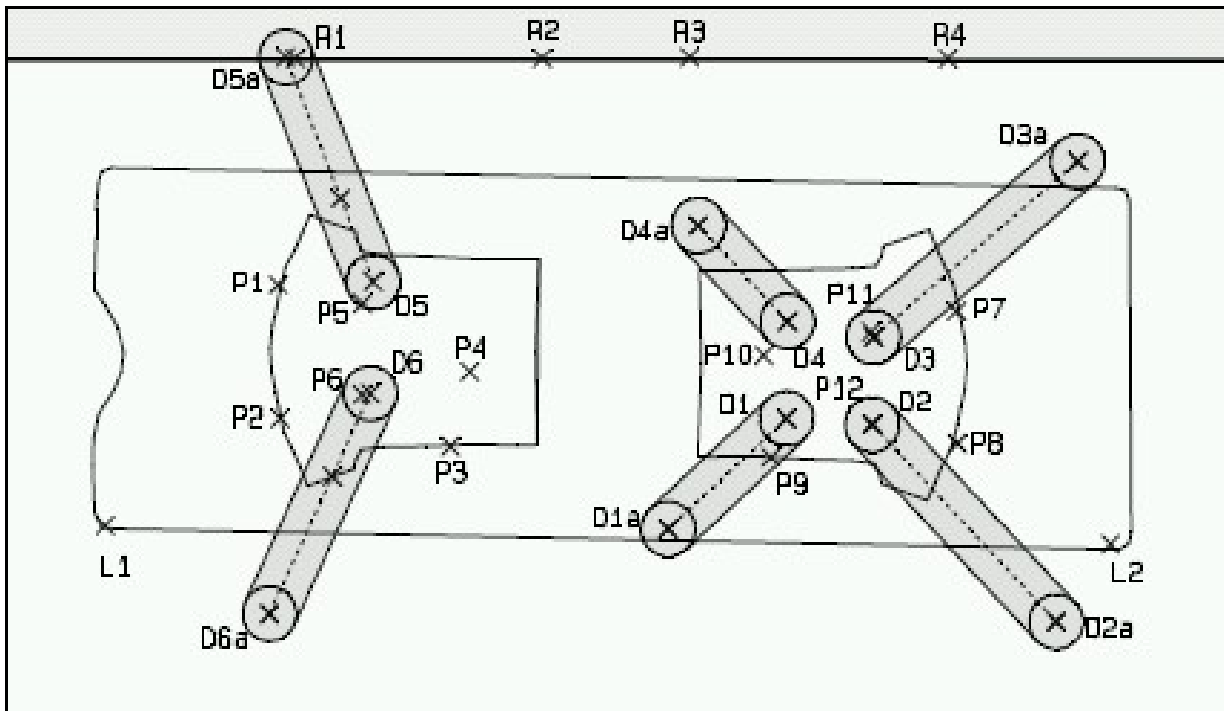


Abb. A2-2: Lage der Messpunkte zur Vermessung der Messanordnung

| Bezugspunkt | | Koordinaten in cm | | |
|-------------|---|-------------------|-------|------|
| Code | Bezeichnung | x | y | z |
| L1 | Eckpunkt Liege Kopfende vorn | 94,8 | 139,6 | 55,0 |
| L2 | Eckpunkt Liege Fußende vorn | 280,8 | 136,2 | 55,1 |
| R1 | Projektion Schulterkante Torsophantom in Phoswich-Standard-Messposition | 130,0 | 224,8 | 66,4 |
| R2 | Projektion Unterkante Torsophantom in Phoswich-Standard-Messposition | 175,6 | 224,8 | 67,4 |
| R3 | Projektion Unterkante Torsophantom in HPGe-Standard-Messposition | 203,0 | 225,1 | 68,1 |
| R4 | Projektion Schulterkante Torsophantom in HPGe-Standard-Messposition | 250,7 | 224,8 | 68,4 |
| P1 | Linke Schulter Torsophantom in Phoswich-Standard-Messposition | 126,8 | 183,5 | 74,8 |
| P2 | Rechte Schulter Torsophantom in Phoswich-Standard-Messposition | 127,2 | 159,2 | 74,9 |
| P3 | Referenzpunkt Torsophantom in Phoswich-Standard-Messposition | 158,7 | 154,1 | 74,8 |
| P4 | Referenzpunkt Torsophantom in Phoswich-Standard-Messposition | 162,3 | 167,7 | 93,9 |
| P5 | Referenzpunkt Torsophantom in Phoswich-Standard-Messposition | 142,5 | 180,1 | 88,5 |
| P6 | Referenzpunkt Torsophantom in Phoswich-Standard-Messposition | 142,3 | 163,6 | 89,9 |
| P7 | Rechte Schulter Torsophantom in HPGe-Standard-Messposition | 252,3 | 178,7 | 76,3 |

| Bezugspunkt | | Koordinaten in cm | | |
|-------------|--|-------------------|-------|-------|
| P8 | Linke Schulter Torsophantom in HPGe-Standard-Messposition | 252,4 | 154,6 | 75,8 |
| P9 | Referenzpunkt Torsophantom in HPGe-Standard-Messposition | 218,0 | 152,1 | 75,7 |
| P10 | Referenzpunkt Torsophantom in HPGe-Standard-Messposition | 216,6 | 170,6 | 93,6 |
| P11 | Referenzpunkt Torsophantom in HPGe-Standard-Messposition | 236,5 | 175,0 | 90,0 |
| P12 | Referenzpunkt Torsophantom in HPGe-Standard-Messposition | 236,6 | 158,1 | 88,8 |
| D1 | Mittelpunkt Strahleneintrittsfenster von HPGe 2 | 221,0 | 176,9 | 93,8 |
| D1a | Oberer Bezugspunkt für Detektorachse von HPGe 2 | 204,5 | 194,3 | 190,9 |
| D2 | Mittelpunkt Strahleneintrittsfenster von HPGe 3 | 220,9 | 159,1 | 93,9 |
| D2a | Oberer Bezugspunkt für Detektorachse von HPGe 3 | 198,9 | 139,0 | 174,2 |
| D3 | Mittelpunkt Strahleneintrittsfenster von HPGe 4 | 236,7 | 158,0 | 90,1 |
| D3a | Oberer Bezugspunkt für Detektorachse von HPGe 4 | 270,7 | 122,1 | 177,0 |
| D4 | Mittelpunkt Strahleneintrittsfenster von HPGe 1 | 236,9 | 174,0 | 90,7 |
| D4a | Oberer Bezugspunkt für Detektorachse von HPGe 1 | 274,7 | 206,1 | 177,5 |
| D5 | Mittelpunkt Strahleneintrittsfenster von Phoswich links | 144,4 | 184,1 | 91,9 |
| D5a | Oberer Bezugspunkt für Detektorachse von Phoswich links | 128,3 | 225,0 | 181,7 |
| D6 | Mittelpunkt Strahleneintrittsfenster von Phoswich rechts | 143,9 | 163,7 | 91,8 |
| D6a | Oberer Bezugspunkt für Detektorachse von Phoswich rechts | 125,2 | 123,5 | 181,4 |
| WU1 | Eckpunkt Messkammer innen unten NW Ursprung des Koordinatensystems | 0,0 | 0,0 | 0,0 |
| WU2 | Eckpunkt Messkammer innen unten SW | 419,9 | 0,0 | 0,1 |
| WU3 | Eckpunkt Messkammer innen unten SO | 419,9 | 224,5 | -0,3 |
| WU4 | Eckpunkt Messkammer innen unten NO | 0,4 | 224,6 | -0,4 |
| WO1 | Eckpunkt Messkammer innen oben NW | 0,1 | 0,4 | 224,5 |
| WO2 | Eckpunkt Messkammer innen oben SW | 419,8 | 0,4 | 224,5 |
| WO3 | Eckpunkt Messkammer innen oben SO | 419,8 | 225,5 | 224,2 |
| WO4 | Eckpunkt Messkammer innen oben NO | 0,4 | 225,5 | 224,2 |

Tab. A2-1: Koordinaten der Bezugspunkte nach Messungen der Fa. Vermessungstechnik Artmann

Auf der Basis der Vermessung werden die in der nachstehenden Tabelle zusammengestellten Referenzpunkte für die Anordnung der Strahler bzw. Phantome definiert.

| Referenzpunkt | Koordinaten in cm | | |
|---------------|-------------------|-----|----|
| | x | y | z |
| R1 | 100 | 175 | 71 |
| R2 | 120 | 175 | 71 |
| R3 | 130 | 175 | 71 |
| R4 | 140 | 150 | 71 |
| R5 | 140 | 160 | 71 |
| R6 | 140 | 170 | 71 |
| R7 | 140 | 175 | 71 |
| R8 | 140 | 180 | 71 |
| R9 | 140 | 190 | 71 |
| R10 | 140 | 200 | 71 |
| R11 | 150 | 175 | 71 |
| R12 | 160 | 175 | 71 |
| R13 | 180 | 175 | 71 |
| R14 | 200 | 175 | 71 |
| R15 | 210 | 175 | 71 |
| R16 | 220 | 150 | 71 |
| R17 | 220 | 160 | 71 |
| R18 | 220 | 170 | 71 |
| R19 | 220 | 175 | 71 |
| R20 | 220 | 180 | 71 |
| R21 | 220 | 190 | 71 |
| R22 | 220 | 200 | 71 |
| R23 | 230 | 175 | 71 |
| R24 | 240 | 175 | 71 |

Tab. A2-2: Referenzpunkte für die Anordnung der Strahler bzw. Phantome

Anhang A3: Koordinaten der Komponenten des Teilkörperzählers

| Begrenzungsfläche | Flächen- bezeichnung in MCNP | Koordinaten (cm) | | | | | |
|-------------------|------------------------------------|------------------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | | x | | y | | z | |
| | | Min | Max | Min | Max | Min | Max |
| Kupfer/innen | 6 | 0 | 419,62 | 0 | 224,82 | 0 | 224,50 |
| Kupfer/außen | 5 | -0,05 | 419,67 | -0,05 | 224,87 | -0,05 | 224,55 |
| Zinn/innen | 5 | -0,05 | 419,67 | -0,05 | 224,87 | -0,05 | 224,55 |
| Zinn/außen | 4 | -0,20 | 419,82 | -0,20 | 225,02 | -0,20 | 224,70 |
| Blei/innen | 4 | -0,20 | 419,82 | -0,20 | 225,02 | -0,20 | 224,70 |
| Blei/außen | 3 | -0,70 | 420,32 | -0,70 | 225,52 | -0,70 | 225,20 |
| Eisen/innen | 3 | -0,70 | 420,32 | -0,70 | 225,52 | -0,70 | 225,20 |
| Eisen/außen | 2 | -15,70 | 435,32 | -15,70 | 240,52 | -25,70 | 240,20 |

Tab. A3-1: Koordinaten der Begrenzungsflächen der Messkammer

| Komponente | Mittelpunktskoordinaten (cm) | | |
|---------------------------------------|------------------------------|-----------|----------|
| | x | y | z |
| Strahleneintrittsfenster Unterseite | 144,40000 | 184,10000 | 91,90000 |
| Reflektor Unterseite | 144,39618 | 184,10970 | 91,92272 |
| NaI(Tl)-Kristall Unterseite | 144,38091 | 184,14850 | 92,01361 |
| CsI(Tl)-Kristall Unterseite | 144,36563 | 184,18731 | 92,10450 |
| NaI-Kristall (Lichtleiter) Unterseite | 143,59884 | 186,13525 | 96,66717 |
| NaI-Kristall (Lichtleiter) Oberseite | 143,21544 | 187,10923 | 98,94850 |

Tab. A3-2: Mittelpunktskoordinaten der Komponenten des linken Phoswich-Detektors

| Komponente | Mittelpunktskoordinaten (cm) | | |
|---------------------------------------|------------------------------|-----------|----------|
| | x | y | z |
| Strahleneintrittsfenster Unterseite | 143,90000 | 163,70000 | 91,80000 |
| Reflektor Unterseite | 143,89532 | 163,68995 | 91,82241 |
| NaI(Tl)-Kristall Unterseite | 143,87662 | 163,64973 | 91,91203 |
| CsI(Tl)-Kristall Unterseite | 143,85791 | 163,60952 | 92,00166 |
| NaI-Kristall (Lichtleiter) Unterseite | 142,91889 | 161,59087 | 96,50096 |
| NaI-Kristall (Lichtleiter) Oberseite | 142,44937 | 160,58154 | 98,75060 |

Tab. A3-3: Mittelpunktskoordinaten der Komponenten des rechten Phoswich-Detektors

| Komponente | Mittelpunktskoordinaten (cm) | | |
|--|------------------------------|-----------|-----------|
| | x | y | z |
| Al-Strahleneintrittsfenster Unterseite | 221,00000 | 176,90000 | 93,80000 |
| Al-Strahleneintrittsfenster Oberseite | 220,99670 | 176,90348 | 93,81942 |
| Planarer Kristall Unterseite | 220,85977 | 177,04787 | 94,62521 |
| Planarer Kristall Oberseite | 220,69480 | 177,22184 | 95,59604 |
| Koaxialer Kristall Unterseite | 220,52983 | 177,39582 | 96,56688 |
| Koaxialer Kristall Oberseite | 219,70497 | 178,26567 | 101,42105 |
| Sackloch Unterseite | 220,03492 | 177,91773 | 99,47938 |

Tab. A3-4: Mittelpunktskoordinaten der Komponenten des HPGe-Detektors 1

| Komponente | Mittelpunktskoordinaten (cm) | | |
|--|------------------------------|-----------|-----------|
| | x | y | z |
| Al-Strahleneintrittsfenster Unterseite | 220,90000 | 159,10000 | 93,90000 |
| Al-Strahleneintrittsfenster Oberseite | 220,89486 | 159,09531 | 93,91875 |
| Planarer Kristall Unterseite | 220,68167 | 158,90053 | 94,69690 |
| Planarer Kristall Oberseite | 220,42482 | 158,66585 | 95,63442 |
| Koaxialer Kristall Unterseite | 220,16796 | 158,43118 | 96,57195 |
| Koaxialer Kristall Oberseite | 218,88368 | 157,25782 | 101,25957 |
| Sackloch Unterseite | 219,39739 | 157,72716 | 99,38452 |

Tab. A3-5: Mittelpunktskoordinaten der Komponenten des HPGe-Detektors 2

| Komponente | Mittelpunktskoordinaten (cm) | | |
|--|------------------------------|-----------|----------|
| | x | y | z |
| Al-Strahleneintrittsfenster Unterseite | 236,70000 | 158,00000 | 90,10000 |
| Al-Strahleneintrittsfenster Oberseite | 236,70680 | 157,99282 | 90,11738 |
| Planarer Kristall Unterseite | 236,98905 | 157,69480 | 90,83878 |
| Planarer Kristall Oberseite | 237,32911 | 157,33573 | 91,70794 |
| Koaxialer Kristall Unterseite | 237,66917 | 156,97667 | 92,57709 |
| Koaxialer Kristall Oberseite | 239,36948 | 155,18135 | 96,92287 |
| Sackloch Unterseite | 238,68936 | 155,89947 | 95,18456 |

Tab. A3-6: Mittelpunktskoordinaten der Komponenten des HPGe-Detektors 3

| Komponente | Mittelpunktskoordinaten (cm) | | |
|--|------------------------------|-----------|----------|
| | x | y | z |
| Al-Strahleneintrittsfenster Unterseite | 236,90000 | 174,00000 | 90,70000 |
| Al-Strahleneintrittsfenster Oberseite | 236,90756 | 174,00642 | 90,71737 |
| Planarer Kristall Unterseite | 237,22140 | 174,27294 | 91,43804 |
| Planarer Kristall Oberseite | 237,59953 | 174,59404 | 92,30632 |
| Koaxialer Kristall Unterseite | 237,97765 | 174,91515 | 93,17461 |
| Koaxialer Kristall Oberseite | 239,86827 | 176,52067 | 97,51602 |
| Sackloch Unterseite | 239,11202 | 175,87846 | 95,77945 |

Tab. A3-7: Mittelpunktskoordinaten der Komponenten des HPGe-Detektors 4

| | Koordinaten | |
|---------|-------------|-------|
| | min | max |
| x-Achse | 95,0 | 295,0 |
| y-Achse | 140,0 | 205,0 |
| z-Achse | 63,0 | 68,0 |

Tab. A3-8: Koordinaten der Probandenliege

Anhang A4: Ergebnisse der Messungen mit Punktstrahlern an den Referenzpunkten

In diesem Anhang sind die Ergebnisse der Messungen mit den Punktstrahlern an den Referenzpunkten zusammengestellt. Für Ergebnisse sind für jedes Nuklid bzw. für jede Strahlenqualität und jeden Detektortyp in separaten Tabellen zusammengestellt. Die in den Tabellen angegebenen Impulszahlen beziehen sich jeweils auf die Netto-Peakfläche in der angegebenen ROI. Die gemessenen Impulszahlen werden zunächst in einer ersten Tabelle auf einen Zerfall des betreffenden Nuklids bezogen (Imp/Zerfall). In einer zweiten Tabelle werden die zerfallsbezogenen Impulszahlen auf die emittierten Photonen bezogen (Imp/Photon). Dabei werden in den Spektren der Phoswich-Detektoren die nicht aufgelösten Mehrfachpeaks (z.B. die Peaks der charakteristischen Röntgen-Strahlung von Am-241) entsprechend der ROI-Definition in Abschn. 3.2 zu einem Summenpeak zusammengefasst und auf die jeweilige Gesamtemissionswahrscheinlichkeit aller involvierten Linien bezogen.

Co-57-Punktstrahler

| Referenzpunkt | Messzeit | Impulse im Photopeak pro Messzeit | |
|---------------|----------|-----------------------------------|------------------|
| | | NaI(Tl) links | NaI(Tl) rechts |
| | | 85,6 – 176,5 keV | 95,4 – 165,9 keV |
| R7 | 1233 | 9629 | 16719 |
| R19 | 50000 | 67480 | 132810 |

Tab. A4-1: Impulszahlen im 122/137 keV Summenpeak der Spektren des NaI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Co-57-Punktstrahler der Aktivität 771 Bq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI jeweils von Kanal bis Kanal entsprechend von keV bis keV)

| Referenzpunkt | Messzeit | Impulsrate (Imp/Zerfall) | |
|---------------|----------|--------------------------|------------------|
| | | NaI(Tl) links | NaI(Tl) rechts |
| | | 85,6 – 176,5 keV | 95,4 – 165,9 keV |
| R7 | 1233 | 1,01E-02 | 1,76E-02 |
| R19 | 50000 | 1,75E-03 | 3,45E-03 |

Tab. A4-2: Impulsraten (Impulse pro Zerfall) im 122/137 keV Summenpeak der Spektren des NaI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Co-57-Punktstrahler der Aktivität 771 Bq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI jeweils von Kanal bis Kanal entsprechend von keV bis keV)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate (Imp/Photon) | |
|---------------|--------------|-------------------------|------------------|
| | | NaI(Tl) links | NaI(Tl) rechts |
| | | 85,6 – 176,5 keV | 95,4 – 165,9 keV |
| R7 | 1233 | 1,05E-02 | 1,83E-02 |
| R19 | 50000 | 1,82E-03 | 3,58E-03 |

Tab. A4-3: Impulsraten (Impulse pro Photon) im 122/137 keV Summenpeak der Spektren des NaI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Co-57-Punktstrahler der Aktivität 771 Bq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI jeweils von Kanal bis Kanal entsprechend von keV bis keV)

| Referenzpunkt | Messzeit | Impulse im Photopeak pro Messzeit | |
|---------------|----------|-----------------------------------|------------------|
| | | CsI(Tl) links | CsI(Tl) rechts |
| | | 83,1 – 178,5 keV | 87,8 – 173,5 keV |
| R7 | 1233 | 10285 | 18367 |
| R19 | 50000 | 142132 | 192382 |

Tab. A4-4: Impulszahlen im 122/137 keV Summenpeak der Spektren des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Co-57-Punktrahler der Aktivität 771 Bq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI jeweils von Kanal 5 bis Kanal 17 entsprechend von 71 keV bis 210 keV)

| Referenzpunkt | Messzeit | Impulsrate (Imp/Zerfall) | |
|---------------|----------|--------------------------|------------------|
| | | CsI(Tl) links | CsI(Tl) rechts |
| | | 83,1 – 178,5 keV | 87,8 – 173,5 keV |
| R7 | 1233 | 1,08E-02 | 1,93E-02 |
| R19 | 50000 | 3,69E-03 | 4,99E-03 |

Tab. A4-5: Impulsraten (Impulse pro Zerfall) im 122/137 keV Summenpeak der Spektren des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Co-57-Punktrahler der Aktivität 771 Bq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI jeweils von Kanal 5 bis Kanal 17 entsprechend von 71 keV bis 210 keV)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate (Imp/Photon) | |
|---------------|--------------|-------------------------|------------------|
| | | CsI(Tl) links | CsI(Tl) rechts |
| | | 83,1 – 178,5 keV | 87,8 – 173,5 keV |
| R7 | 1233 | 1,13E-02 | 2,01E-02 |
| R19 | 50000 | 3,83E-03 | 5,19E-03 |

Tab. A4-6: Impulsraten (Impulse pro Photon) im 122/137 keV Summenpeak der Spektren des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Co-57-Punktrahler der Aktivität 771 Bq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI jeweils von Kanal 5 bis Kanal 17 entsprechend von 71 keV bis 210 keV)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulse im Photopeak pro Messzeit | | | |
|---------------|--------------|-----------------------------------|-------------|--------|-----------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | defekt | 121,1-123,1 | | 121,0-123 |
| R7 | 1233 | | 50 | 14 | 29 |
| R19 | 50000 | | 5997 | 3029 | 4735 |

Tab. A4-7: Impulszahlen im 122 keV Peak der Spektren der koaxialen Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Co-57-Punktrahler der Aktivität 771 Bq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate im Photopeak (Imp/Zerfall) | | | |
|---------------|--------------|---------------------------------------|-------------|----------|-----------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | defekt | 121,1-123,1 | | 121,0-123 |
| R7 | 1233 | | 5,26E-05 | 1,47E-05 | 3,05E-05 |
| R19 | 50000 | | 1,56E-04 | 7,86E-05 | 1,23E-04 |

Tab. A4-8: Impulsraten (Impulse pro Zerfall) im 122 keV Peak der Spektren der koaxialen Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Co-57-Punktstrahler der Aktivität 771 Bq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate im Photopeak (Imp/(Photon)) | | | |
|---------------|--------------|--|-------------|----------|-----------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | defekt | 121,1-123,1 | | 121,0-123 |
| R7 | 1233 | | 6,14E-05 | 1,72E-05 | 3,56E-05 |
| R19 | 50000 | | 1,82E-04 | 9,18E-05 | 1,44E-04 |

Tab. A4-9: Impulsraten (Impulse pro Photon) im 122 keV Peak der Spektren der koaxialen Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Co-57-Punktstrahler der Aktivität 771 Bq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

Co-60-Punktstrahler

| Referenzpunkt | Messzeit | Impulse im Photopeak pro Messzeit | |
|---------------|----------|-----------------------------------|-----------------|
| | | CsI(Tl) links | CsI(Tl) rechts |
| | | 1077 – 1255 keV | 1086 – 1255 keV |
| R7 | 196 | 125699 | 118739 |
| R19 | 1785 | 94312 | 94036 |

Tab. A4-10: Impulszahlen im 1173 keV Peak der Spektren des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Co-60-Punktstrahler der Aktivität 50,6 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI jeweils von Kanal 87 bis Kanal 106 entsprechend von 1021 keV bis 1241 keV)

| Referenzpunkt | Messzeit | Impulsrate (Imp/Zerfall) | |
|---------------|----------|--------------------------|-----------------|
| | | CsI(Tl) links | CsI(Tl) rechts |
| | | 1077 – 1255 keV | 1086 – 1255 keV |
| R7 | 196 | 1,27E-02 | 1,20E-02 |
| R19 | 1785 | 1,04E-03 | 1,04E-03 |

Tab. A4-11: Impulsraten (Impulse pro Zerfall) im 1173 keV Peak der Spektren des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Co-60-Punktstrahler der Aktivität 50,6 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI jeweils von Kanal 87 bis Kanal 106 entsprechend von 1021 keV bis 1241 keV)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate (Imp/Photon) | |
|---------------|--------------|-------------------------|-----------------|
| | | CsI(Tl) links | CsI(Tl) rechts |
| | | 1077 – 1255 keV | 1086 – 1255 keV |
| R7 | 196 | 1,27E-02 | 1,20E-02 |
| R19 | 1785 | 1,04E-03 | 1,04E-03 |

Tab. A4-12: Impulsraten (Impulse pro Photon) im 1173 keV Peak der Spektren des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Co-60-Punkstrahler der Aktivität 50,6 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI jeweils von Kanal 87 bis Kanal 1067 entsprechend von 1021 keV bis 1241 keV)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulse im Photopeak pro Messzeit | | | |
|---------------|--------------|-----------------------------------|---------------|--------|---------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | defekt | 1171,1-1174,9 | | 1171,2-1174,8 |
| R7 | 196 | | 401 | 239 | 255 |
| R19 | 1785 | | 12717 | 11676 | 11167 |

Tab. A4-13: Impulszahlen in den 1173 keV Peak der Spektren der coaxialen Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Co-60-Punkstrahler der Aktivität 50,6 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate im Photopeak (Imp/Zerfall) | | | |
|---------------|--------------|---------------------------------------|---------------|-----------|---------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | defekt | 1171,1-1174,9 | | 1171,2-1174,8 |
| R7 | 196 | | 4,043E-05 | 2,410E-05 | 2,571E-05 |
| R19 | 1785 | | 1,408E-04 | 1,293E-04 | 1,236E-04 |

Tab. A4-14: Impulsraten (Impulse pro Zerfall) in den 1173 keV Peak der Spektren der coaxialen Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Co-60-Punkstrahler der Aktivität 50,6 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate im Photopeak (Imp/(Photon)) | | | |
|---------------|--------------|--|---------------|-----------|---------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | defekt | 1171,1-1174,9 | | 1171,2-1174,8 |
| R7 | 196 | | 4,043E-05 | 2,410E-05 | 2,571E-05 |
| R19 | 1785 | | 1,408E-04 | 1,293E-04 | 1,236E-04 |

Tab. A4-15: Impulsraten (Impulse pro Photon) in den 1173 keV Peak der Spektren der coaxialen Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Co-60-Punkstrahler der Aktivität 50,6 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit | Impulse im Photopeak pro Messzeit | |
|---------------|----------|-----------------------------------|-----------------|
| | | CsI(Tl) links | CsI(Tl) rechts |
| | | 1255 – 1422 keV | 1255 – 1415 keV |
| R7 | 196 | 106844 | 112151 |
| R19 | 1785 | 79916 | 90524 |

Tab. A4-16: Impulszahlen im 1332 keV Peak der Spektren des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Co-60-Punkstrahler der Aktivität 50,6 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI jeweils von Kanal 107 bis Kanal 133 entsprechend von 1253 keV bis 1554 keV)

| Referenzpunkt | Messzeit | Impulsrate (Imp/Zerfall) | |
|---------------|----------|--------------------------|-----------------|
| | | CsI(Tl) links | CsI(Tl) rechts |
| | | 1255 – 1422 keV | 1255 – 1415 keV |
| R7 | 196 | 1,08E-02 | 1,13E-02 |
| R19 | 1785 | 8,85E-04 | 1,00E-03 |

Tab. A4-17: Impulsraten (Impulse pro Zerfall) im 1332 keV Peak der Spektren des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Co-60-Punkstrahler der Aktivität 50,6 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI jeweils von Kanal 107 bis Kanal 133 entsprechend von 1253 keV bis 1554 keV)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate (Imp/Photon) | |
|---------------|--------------|-------------------------|-----------------|
| | | CsI(Tl) links | CsI(Tl) rechts |
| | | 1255 – 1422 keV | 1255 – 1415 keV |
| R7 | 196 | 1,08E-02 | 1,13E-02 |
| R19 | 1785 | 8,85E-04 | 1,00E-03 |

Tab. A4-18: Impulsraten (Impulse pro Photon) im 1332 keV Peak der Spektren des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Co-60-Punkstrahler der Aktivität 50,6 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI jeweils von Kanal 87 bis Kanal 1067 entsprechend von 1021 keV bis 1241 keV)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulse im Photopeak pro Messzeit | | | |
|---------------|--------------|-----------------------------------|---------------|--------|---------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | defekt | 1330,0-1334,0 | | 1330,2-1333,8 |
| R7 | 196 | | 365 | 228 | 232 |
| R19 | 1785 | | 11067 | 10017 | 10014 |

Tab. A4-19: Impulszahlen in den 1332 keV Peak der Spektren der koaxialen Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Co-60-Punkstrahler der Aktivität 50,6 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate im Photopeak (Imp/Zerfall) | | | |
|---------------|--------------|---------------------------------------|-------------------|-----------|-------------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | defekt | 1330,0- 1334,0 | | 1330,2- 1333,8 |
| R7 | 196 | | 4,043E-05 | 2,410E-05 | 2,571E-05 |
| R19 | 1785 | | 1,408E-04 | 1,293E-04 | 1,236E-04 |

Tab. A4-20: Impulsraten (Impulse pro Zerfall) in den 1332 keV Peak der Spektren der koaxialen Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Co-60-Punktrahler der Aktivität 50,6 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate im Photopeak (Imp/(Photon)) | | | |
|---------------|--------------|--|-------------------|-----------|-------------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | defekt | 1330,0- 1334,0 | | 1330,2- 1333,8 |
| R7 | 196 | | 4,043E-05 | 2,410E-05 | 2,571E-05 |
| R19 | 1785 | | 1,408E-04 | 1,293E-04 | 1,236E-04 |

Tab. A4-21: Impulsraten (Impulse pro Photon) in den 1332 keV Peak der Spektren der koaxialen Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Co-60-Punktrahler der Aktivität 50,6 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

Ba-133-Punktstrahler

| Referenzpunkt | Messzeit | Impulse im Photopeak pro Messzeit | |
|---------------|----------|-----------------------------------|-----------------|
| | | CsI(Tl) links | CsI(Tl) rechts |
| | | 1255 – 1422 keV | 1255 – 1415 keV |
| R7 | 155 | 394970 | 503826 |
| R19 | 515 | 103814 | 140705 |

Tab. A4-22: Impulszahlen im 356/384 keV Summenpeak der Spektren des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Ba-133-Punktrahler der Aktivität 133 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI jeweils von Kanal 18 bis Kanal 38 entsprechend von 222 keV bis 454 keV)

| Referenzpunkt | Messzeit | Impulsrate (Imp/Zerfall) | |
|---------------|----------|--------------------------|-----------------|
| | | CsI(Tl) links | CsI(Tl) rechts |
| | | 1255 – 1422 keV | 1255 – 1415 keV |
| R7 | 155 | 1,92E-02 | 2,44E-02 |
| R19 | 515 | 1,52E-03 | 2,05E-03 |

Tab. A4-23: Impulsraten (Impulse pro Zerfall) im 356/384 keV Summenpeak der Spektren des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Ba-133-Punktrahler der Aktivität 133 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI jeweils von Kanal 18 bis Kanal 38 entsprechend von 222 keV bis 454 keV)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate (Imp/Photon) | |
|---------------|--------------|-------------------------|-----------------|
| | | CsI(Tl) links | CsI(Tl) rechts |
| | | 1255 – 1422 keV | 1255 – 1415 keV |
| R7 | 155 | 2,70E-02 | 3,44E-02 |
| R19 | 515 | 2,14E-03 | 2,89E-03 |

Tab. A4-24: Impulsraten (Impulse pro Photon) im 356/384 keV Summenpeak der Spektren des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Ba-133-Punktrahler der Aktivität 133 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI jeweils von Kanal 18 bis Kanal 38 entsprechend von 222 keV bis 454 keV)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulse im Photopeak pro Messzeit | | | |
|---------------|--------------|-----------------------------------|-------------|--------|-------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | defekt | 354,7-357,3 | | 354,7-357,3 |
| R7 | 155 | | 1292 | 581 | 716 |
| R19 | 515 | | 13459 | 10949 | 10243 |

Tab. A4-25: Impulszahlen im 356 keV Peak der Spektren der coaxialen Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Ba-133-Punktrahler der Aktivität 133 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate im Photopeak (Imp/Zerfall) | | | |
|---------------|--------------|---------------------------------------|-------------|-----------|-------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | defekt | 354,7-357,3 | | 354,7-357,3 |
| R7 | 155 | | 6,267E-05 | 2,818E-05 | 3,473E-05 |
| R19 | 515 | | 1,965E-04 | 1,599E-04 | 1,495E-04 |

Tab. A4-26: Impulsraten (Impulse pro Zerfall) im 356 keV Peak der Spektren der coaxialen Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Ba-133-Punktrahler der Aktivität 133 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate im Photopeak (Imp/(Photon)) | | | |
|---------------|--------------|--|-------------|-----------|-------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | defekt | 354,7-357,3 | | 354,7-357,3 |
| R7 | 155 | | 1,009E-04 | 4,538E-05 | 5,593E-05 |
| R19 | 515 | | 3,164E-04 | 2,574E-04 | 2,408E-04 |

Tab. A4-27: Impulsraten (Impulse pro Photon) im 356 keV Peak der Spektren der coaxialen Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Ba-133-Punktrahler der Aktivität 133 kBq an den Referenzpunkten R7 und R19 (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

Cs-137-Punktstrahler

| Referenzpunkt | Messzeit | Impulse im Photopeak pro Messzeit | |
|---------------|----------|-----------------------------------|----------------|
| | | CsI(Tl) links | CsI(Tl) rechts |
| | | 570 – 753 keV | 579 – 744 keV |
| R1 | 55,7 | 26171 | 29308 |
| R2 | 30,2 | 37050 | 42616 |
| R3 | 11,9 | 21633 | 26578 |
| R4 | 20 | 15838 | 39723 |
| R5 | 11 | 14786 | 37370 |
| R6 | 10,5 | 19239 | 32472 |
| R7 | 8,6 | 19700 | 24866 |
| R8 | 21 | 57744 | 52367 |
| R9 | 8,9 | 25529 | 14031 |
| R10 | 12,5 | 26475 | 13038 |
| R11 | 9,2 | 19449 | 25392 |
| R12 | 12,7 | 20705 | 26634 |
| R13 | 15,6 | 11650 | 13420 |
| R14 | 1150 | 396053 | 453571 |
| R15 | 1375 | 342802 | 386398 |
| R16 | 865 | 146181 | 152694 |
| R17 | 608 | 109767 | 118798 |
| R18 | 457 | 85599 | 94406 |
| R19 | 466 | 88318 | 99605 |
| R20 | 475 | 88618 | 99416 |
| R21 | 690 | 123716 | 141454 |
| R22 | 980 | 160874 | 187651 |
| R23 | 364 | 52678 | 57671 |
| R24 | 422 | 49398 | 53511 |

Tab. A4-28: Impulszahlen in den Spektren des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Cs-137-Punktstrahler der Aktivität 171 kBq an den Referenzpunkten (ROI jeweils von Kanal 48 bis Kanal 67 entsprechend von 569 keV bis 789 keV)

| Referenzpunkt | Messzeit | Impulsrate (Imp/Zerfall) | |
|---------------|----------|--------------------------|----------------|
| | | CsI(Tl) links | CsI(Tl) rechts |
| | | 570 – 753 keV | 579 – 744 keV |
| R1 | 55,7 | 2,75E-03 | 3,08E-03 |
| R2 | 30,2 | 7,17E-03 | 8,25E-03 |
| R3 | 11,9 | 1,06E-02 | 1,31E-02 |
| R4 | 20 | 4,63E-03 | 1,16E-02 |
| R5 | 11 | 7,86E-03 | 1,99E-02 |
| R6 | 10,5 | 1,07E-02 | 1,81E-02 |
| R7 | 8,6 | 1,34E-02 | 1,69E-02 |
| R8 | 21 | 1,61E-02 | 1,46E-02 |
| R9 | 8,9 | 1,68E-02 | 9,22E-03 |
| R10 | 12,5 | 1,24E-02 | 6,10E-03 |
| R11 | 9,2 | 1,24E-02 | 1,61E-02 |
| R12 | 12,7 | 9,53E-03 | 1,23E-02 |
| R13 | 15,6 | 4,37E-03 | 5,03E-03 |
| R14 | 1150 | 2,01E-03 | 2,31E-03 |
| R15 | 1375 | 1,46E-03 | 1,64E-03 |
| R16 | 865 | 9,88E-04 | 1,03E-03 |
| R17 | 608 | 1,06E-03 | 1,14E-03 |
| R18 | 457 | 1,10E-03 | 1,21E-03 |
| R19 | 466 | 1,11E-03 | 1,25E-03 |
| R20 | 475 | 1,09E-03 | 1,22E-03 |
| R21 | 690 | 1,05E-03 | 1,20E-03 |
| R22 | 980 | 9,60E-04 | 1,12E-03 |
| R23 | 364 | 8,46E-04 | 9,27E-04 |
| R24 | 422 | 6,85E-04 | 7,42E-04 |

Tab. A4-29: Impulsraten (Impulse pro Zerfall) in den Spektren des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Cs-137-Punktstrahler der Aktivität 171 kBq an den Referenzpunkten (ROI jeweils von Kanal 48 bis Kanal 67 entsprechend von 569 keV bis 789 keV)

| Referenzpunkt | Messzeit | Impulsrate (Imp/Photon) | |
|---------------|----------|-------------------------|----------------|
| | | CsI(Tl) links | CsI(Tl) rechts |
| | | 570 – 753 keV | 579 – 744 keV |
| R1 | 55,7 | 3,19E-03 | 3,58E-03 |
| R2 | 30,2 | 8,34E-03 | 9,60E-03 |
| R3 | 11,9 | 1,24E-02 | 1,52E-02 |
| R4 | 20 | 5,38E-03 | 1,35E-02 |
| R5 | 11 | 9,14E-03 | 2,31E-02 |
| R6 | 10,5 | 1,25E-02 | 2,10E-02 |
| R7 | 8,6 | 1,56E-02 | 1,97E-02 |
| R8 | 21 | 1,87E-02 | 1,70E-02 |
| R9 | 8,9 | 1,95E-02 | 1,07E-02 |
| R10 | 12,5 | 1,44E-02 | 7,09E-03 |
| R11 | 9,2 | 1,44E-02 | 1,88E-02 |
| R12 | 12,7 | 1,11E-02 | 1,43E-02 |
| R13 | 15,6 | 5,08E-03 | 5,85E-03 |
| R14 | 1150 | 2,34E-03 | 2,68E-03 |
| R15 | 1375 | 1,70E-03 | 1,91E-03 |
| R16 | 865 | 1,15E-03 | 1,20E-03 |
| R17 | 608 | 1,23E-03 | 1,33E-03 |
| R18 | 457 | 1,27E-03 | 1,40E-03 |
| R19 | 466 | 1,29E-03 | 1,45E-03 |
| R20 | 475 | 1,27E-03 | 1,42E-03 |
| R21 | 690 | 1,22E-03 | 1,39E-03 |
| R22 | 980 | 1,12E-03 | 1,30E-03 |
| R23 | 364 | 9,84E-04 | 1,08E-03 |
| R24 | 422 | 7,96E-04 | 8,62E-04 |

Tab. A4-30: Impulsraten (Impulse pro Photon) in den Spektren des CsI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Cs-137-Punktstrahler der Aktivität 171 kBq an den Referenzpunkten (ROI jeweils von Kanal 48 bis Kanal 67 entsprechend von 569 keV bis 789 keV)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulse im Photopeak pro Messzeit | | | |
|---------------|--------------|-----------------------------------|-------------|--------|-------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | defekt | 660,0-663,2 | | 660,1-663,1 |
| R1 | 55,7 | | 174 | 54 | 66 |
| R2 | 30,2 | | 121 | 58 | 55 |
| R3 | 11,9 | | 154 | 44 | 71 |
| R4 | 20 | | 202 | 68 | 75 |
| R5 | 11 | | 202 | 107 | 95 |
| R6 | 10,5 | | 154 | 78 | 121 |
| R7 | 8,6 | | 157 | 61 | 68 |
| R8 | 21 | | 223 | 92 | 86 |
| R9 | 8,9 | | 301 | 104 | 149 |
| R10 | 12,5 | | 334 | 159 | 153 |
| R11 | 9,2 | | 285 | 71 | 89 |
| R12 | 12,7 | | 788 | 185 | 368 |
| R13 | 15,6 | | 112 | 119 | 523 |
| R14 | 1150 | | 22531 | 12490 | 12430 |
| R15 | 1375 | | 31376 | 20913 | 20962 |
| R16 | 865 | | 23065 | 14952 | 10017 |
| R17 | 608 | | 18935 | 14077 | 10071 |
| R18 | 457 | | 15422 | 11805 | 10101 |
| R19 | 466 | | 14946 | 11444 | 10449 |
| R20 | 475 | | 13227 | 10616 | 12625 |
| R21 | 690 | | 12139 | 10217 | 14316 |
| R22 | 980 | | 11788 | 10026 | 16483 |
| R23 | 364 | | 11437 | 11629 | 11557 |
| R24 | 422 | | 10065 | 13902 | 14464 |

Tab. A4-31: Impulszahlen in den 662 keV-Peaks der Spektren der koaxialen Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Cs-137-Punktstrahler der Aktivität 171 kBq an den Referenzpunkten (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate im Photopeak (Imp/Zerfall) | | | |
|---------------|--------------|---------------------------------------|-------------|----------|-------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | defekt | 660,0-663,2 | | 660,1-663,1 |
| R1 | 55,7 | | 1,83E-05 | 5,67E-06 | 6,93E-06 |
| R2 | 30,2 | | 2,34E-05 | 1,12E-05 | 1,07E-05 |
| R3 | 11,9 | | 7,57E-05 | 2,16E-05 | 3,49E-05 |
| R4 | 20 | | 5,91E-05 | 1,99E-05 | 2,19E-05 |
| R5 | 11 | | 1,07E-04 | 5,69E-05 | 5,05E-05 |
| R6 | 10,5 | | 8,58E-05 | 4,34E-05 | 6,74E-05 |
| R7 | 8,6 | | 1,07E-04 | 4,15E-05 | 4,62E-05 |
| R8 | 21 | | 6,21E-05 | 2,56E-05 | 2,39E-05 |
| R9 | 8,9 | | 1,98E-04 | 6,83E-05 | 9,79E-05 |
| R10 | 12,5 | | 1,56E-04 | 7,44E-05 | 7,16E-05 |
| R11 | 9,2 | | 1,81E-04 | 4,51E-05 | 5,66E-05 |
| R12 | 12,7 | | 3,63E-04 | 8,52E-05 | 1,69E-04 |
| R13 | 15,6 | | 4,20E-05 | 4,46E-05 | 1,96E-04 |
| R14 | 1150 | | 1,15E-04 | 6,35E-05 | 6,32E-05 |
| R15 | 1375 | | 1,33E-04 | 8,89E-05 | 8,92E-05 |
| R16 | 865 | | 1,56E-04 | 1,01E-04 | 6,77E-05 |
| R17 | 608 | | 1,82E-04 | 1,35E-04 | 9,69E-05 |
| R18 | 457 | | 1,97E-04 | 1,51E-04 | 1,29E-04 |
| R19 | 466 | | 1,88E-04 | 1,44E-04 | 1,31E-04 |
| R20 | 475 | | 1,63E-04 | 1,31E-04 | 1,55E-04 |
| R21 | 690 | | 1,03E-04 | 8,66E-05 | 1,21E-04 |
| R22 | 980 | | 7,03E-05 | 5,98E-05 | 9,84E-05 |
| R23 | 364 | | 1,84E-04 | 1,87E-04 | 1,86E-04 |
| R24 | 422 | | 1,39E-04 | 1,93E-04 | 2,00E-04 |

Tab. A4-32: Impulsraten (Impulse pro Zerfall) in den 662 keV-Peaks der Spektren der koaxialen Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Cs-137-Punktrahler der Aktivität 171 kBq an den Referenzpunkten (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate im Photopeak (Imp/(Photon)) | | | |
|---------------|--------------|--|-------------|----------|-------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | defekt | 660,0-663,2 | | 660,1-663,1 |
| R1 | 55,7 | | 2,12E-05 | 6,59E-06 | 8,06E-06 |
| R2 | 30,2 | | 2,72E-05 | 1,31E-05 | 1,24E-05 |
| R3 | 11,9 | | 8,80E-05 | 2,51E-05 | 4,06E-05 |
| R4 | 20 | | 6,87E-05 | 2,31E-05 | 2,55E-05 |
| R5 | 11 | | 1,25E-04 | 6,61E-05 | 5,87E-05 |
| R6 | 10,5 | | 9,97E-05 | 5,05E-05 | 7,84E-05 |
| R7 | 8,6 | | 1,24E-04 | 4,82E-05 | 5,38E-05 |
| R8 | 21 | | 7,22E-05 | 2,98E-05 | 2,78E-05 |
| R9 | 8,9 | | 2,30E-04 | 7,95E-05 | 1,14E-04 |
| R10 | 12,5 | | 1,82E-04 | 8,65E-05 | 8,32E-05 |
| R11 | 9,2 | | 2,11E-04 | 5,25E-05 | 6,58E-05 |
| R12 | 12,7 | | 4,22E-04 | 9,91E-05 | 1,97E-04 |
| R13 | 15,6 | | 4,88E-05 | 5,19E-05 | 2,28E-04 |
| R14 | 1150 | | 1,33E-04 | 7,39E-05 | 7,35E-05 |
| R15 | 1375 | | 1,55E-04 | 1,03E-04 | 1,04E-04 |
| R16 | 865 | | 1,81E-04 | 1,18E-04 | 7,87E-05 |
| R17 | 608 | | 2,12E-04 | 1,57E-04 | 1,13E-04 |
| R18 | 457 | | 2,29E-04 | 1,76E-04 | 1,50E-04 |
| R19 | 466 | | 2,18E-04 | 1,67E-04 | 1,52E-04 |
| R20 | 475 | | 1,89E-04 | 1,52E-04 | 1,81E-04 |
| R21 | 690 | | 1,20E-04 | 1,01E-04 | 1,41E-04 |
| R22 | 980 | | 8,18E-05 | 6,96E-05 | 1,14E-04 |
| R23 | 364 | | 2,14E-04 | 2,17E-04 | 2,16E-04 |
| R24 | 422 | | 1,62E-04 | 2,24E-04 | 2,33E-04 |

Tab. A4-33: Impulsraten (Impulse pro Photon) in den 662 keV-Peaks der Spektren der koaxialen Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Cs-137-Punktstrahler der Aktivität 171 kBq an den Referenzpunkten (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

Am-241-Punktstrahler

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulse in der ROI pro Messzeit | | | |
|---------------|--------------|---------------------------------|-------------|----------------|-------------|
| | | NaI(Tl) links | | NaI(Tl) rechts | |
| | | 6 – 38 keV | 38 – 81 keV | 9 – 34 keV | 45 – 74 keV |
| R1 | 2711 | 166691 | 247043 | 139124 | 262602 |
| R2 | 626 | 202089 | 251506 | 150562 | 245629 |
| R3 | 353 | 237872 | 276262 | 173988 | 270514 |
| R4 | 740 | 186724 | 245984 | 351603 | 529903 |
| R5 | 439 | 202605 | 246437 | 378274 | 569461 |
| R6 | 268 | 212543 | 251203 | 198069 | 331599 |
| R7 | 240 | 229302 | 263584 | 157839 | 256709 |
| R8 | 131 | 132654 | 151491 | 132654 | 74873 |
| R9 | 379 | 358167 | 411784 | 118590 | 197723 |
| R10 | 576 | 247390 | 298738 | 100575 | 179501 |
| R11 | 487 | 377986 | 425062 | 273419 | 427664 |
| R12 | 391 | 227007 | 268672 | 180175 | 290168 |
| R13 | 1005 | 179835 | 248612 | 150765 | 272458 |
| R14 | 2000 | 130973 | 201947 | 109018 | 215144 |
| R15 | 1010 | 16339 | 26629 | 14054 | 28372 |
| R16 | 802 | 14278 | 28676 | 9760 | 21771 |
| R17 | 521 | 14918 | 25827 | 10863 | 22954 |
| R18 | 522 | 15245 | 25517 | 11682 | 25623 |
| R19 | 589 | 17317 | 29050 | 14114 | 29770 |
| R20 | 420 | 11137 | 19825 | 10231 | 22476 |
| R21 | 456 | 10196 | 18926 | 10632 | 24125 |
| R22 | 653 | 11402 | 22050 | 10037 | 29599 |
| R23 | 525 | 10855 | 19582 | 10087 | 19077 |
| R24 | 621 | 10911 | 17229 | 10113 | 18019 |

Tab. A4-34: Impulszahlen in den Spektren des NaI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Am-241-Punktstrahler der Aktivität 92,1 kBq an den Referenzpunkten (ROI der L-Strahlung von Kanal 6 bis Kanal 40; ROI der γ -Strahlung von Kanal 42 bis Kanal 81 (linker Detektor) bzw. von Kanal 43 bis Kanal 82 (rechter Detektor))

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate in der ROI (Imp/Zerfall) | | | |
|---------------|--------------|-------------------------------------|-------------|----------------|-------------|
| | | NaI(Tl) links | | NaI(Tl) rechts | |
| | | 6 – 38 keV | 38 – 81 keV | 9 – 34 keV | 45 – 74 keV |
| R1 | 2711 | 6,68E-04 | 9,89E-04 | 5,57E-04 | 1,05E-03 |
| R2 | 626 | 3,51E-03 | 4,36E-03 | 2,61E-03 | 4,26E-03 |
| R3 | 353 | 7,32E-03 | 8,50E-03 | 5,35E-03 | 8,32E-03 |
| R4 | 740 | 2,74E-03 | 3,61E-03 | 5,16E-03 | 7,78E-03 |
| R5 | 439 | 5,01E-03 | 6,10E-03 | 9,36E-03 | 1,41E-02 |
| R6 | 268 | 8,61E-03 | 1,02E-02 | 8,02E-03 | 1,34E-02 |
| R7 | 240 | 1,04E-02 | 1,19E-02 | 7,14E-03 | 1,16E-02 |
| R8 | 131 | 1,10E-02 | 1,26E-02 | 1,10E-02 | 6,21E-03 |
| R9 | 379 | 1,03E-02 | 1,18E-02 | 3,40E-03 | 5,66E-03 |
| R10 | 576 | 4,66E-03 | 5,63E-03 | 1,90E-03 | 3,38E-03 |
| R11 | 487 | 8,43E-03 | 9,48E-03 | 6,10E-03 | 9,53E-03 |
| R12 | 391 | 6,30E-03 | 7,46E-03 | 5,00E-03 | 8,06E-03 |
| R13 | 1005 | 1,94E-03 | 2,69E-03 | 1,63E-03 | 2,94E-03 |
| R14 | 2000 | 7,11E-04 | 1,10E-03 | 5,92E-04 | 1,17E-03 |
| R15 | 1010 | 1,76E-04 | 2,86E-04 | 1,51E-04 | 3,05E-04 |
| R16 | 802 | 1,93E-04 | 3,88E-04 | 1,32E-04 | 2,95E-04 |
| R17 | 521 | 3,11E-04 | 5,38E-04 | 2,26E-04 | 4,78E-04 |
| R18 | 522 | 3,17E-04 | 5,31E-04 | 2,43E-04 | 5,33E-04 |
| R19 | 589 | 3,19E-04 | 5,36E-04 | 2,60E-04 | 5,49E-04 |
| R20 | 420 | 2,88E-04 | 5,13E-04 | 2,64E-04 | 5,81E-04 |
| R21 | 456 | 2,43E-04 | 4,51E-04 | 2,53E-04 | 5,74E-04 |
| R22 | 653 | 1,90E-04 | 3,67E-04 | 1,67E-04 | 4,92E-04 |
| R23 | 525 | 2,24E-04 | 4,05E-04 | 2,09E-04 | 3,95E-04 |
| R24 | 621 | 1,91E-04 | 3,01E-04 | 1,77E-04 | 3,15E-04 |

Tab. A4-35: Impulsraten (Impulse pro Zerfall) in den Spektren des NaI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Am-241-Punktstrahler an den Referenzpunkten (ROI der L-Strahlung von Kanal 6 bis Kanal 40; ROI der γ -Strahlung von Kanal 42 bis Kanal 81 (linker Detektor) bzw. von Kanal 43 bis Kanal 82 (rechter Detektor))

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate in der ROI (Imp/(Photon)) | | | |
|---------------|--------------|--------------------------------------|-------------|----------------|-------------|
| | | NaI(Tl) links | | NaI(Tl) rechts | |
| | | 6 – 38 keV | 38 – 81 keV | 9 – 34 keV | 45 – 74 keV |
| R1 | 2711 | 1,80E-03 | 2,77E-03 | 1,51E-03 | 2,95E-03 |
| R2 | 626 | 9,47E-03 | 1,22E-02 | 7,06E-03 | 1,19E-02 |
| R3 | 353 | 1,98E-02 | 2,38E-02 | 1,45E-02 | 2,33E-02 |
| R4 | 740 | 7,40E-03 | 1,01E-02 | 1,39E-02 | 2,18E-02 |
| R5 | 439 | 1,35E-02 | 1,71E-02 | 2,53E-02 | 3,95E-02 |
| R6 | 268 | 2,33E-02 | 2,85E-02 | 2,17E-02 | 3,76E-02 |
| R7 | 240 | 2,80E-02 | 3,34E-02 | 1,93E-02 | 3,25E-02 |
| R8 | 131 | 2,97E-02 | 3,52E-02 | 2,97E-02 | 1,74E-02 |
| R9 | 379 | 2,77E-02 | 3,30E-02 | 9,18E-03 | 1,59E-02 |
| R10 | 576 | 1,26E-02 | 1,58E-02 | 5,12E-03 | 9,48E-03 |
| R11 | 487 | 2,28E-02 | 2,65E-02 | 1,65E-02 | 2,67E-02 |
| R12 | 391 | 1,70E-02 | 2,09E-02 | 1,35E-02 | 2,26E-02 |
| R13 | 1005 | 5,25E-03 | 7,52E-03 | 4,40E-03 | 8,25E-03 |
| R14 | 2000 | 1,92E-03 | 3,07E-03 | 1,60E-03 | 3,27E-03 |
| R15 | 1010 | 4,75E-04 | 8,02E-04 | 4,08E-04 | 8,54E-04 |
| R16 | 802 | 5,22E-04 | 1,09E-03 | 3,57E-04 | 8,26E-04 |
| R17 | 521 | 8,40E-04 | 1,51E-03 | 6,12E-04 | 1,34E-03 |
| R18 | 522 | 8,57E-04 | 1,49E-03 | 6,57E-04 | 1,49E-03 |
| R19 | 589 | 8,63E-04 | 1,50E-03 | 7,03E-04 | 1,54E-03 |
| R20 | 420 | 7,78E-04 | 1,44E-03 | 7,15E-04 | 1,63E-03 |
| R21 | 456 | 6,56E-04 | 1,26E-03 | 6,84E-04 | 1,61E-03 |
| R22 | 653 | 5,12E-04 | 1,03E-03 | 4,51E-04 | 1,38E-03 |
| R23 | 525 | 6,07E-04 | 1,13E-03 | 5,64E-04 | 1,11E-03 |
| R24 | 621 | 5,16E-04 | 8,44E-04 | 4,78E-04 | 8,82E-04 |

Tab. A4-36: Impulsraten (Impulse pro Photon) in den Spektren des NaI(Tl)-Kristalls der Phoswich-Detektoren bei Messung mit einem Am-241-Punktstrahler an den Referenzpunkten (ROI der L-Strahlung von Kanal 6 bis Kanal 40; ROI der γ -Strahlung von Kanal 42 bis Kanal 81 (linker Detektor) bzw. von Kanal 43 bis Kanal 82 (rechter Detektor))

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulse im Photopeak pro Messzeit | | | |
|---------------|--------------|-----------------------------------|-------------|-------------|-------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | 16,3 – 18,9 | 16,9 – 18,3 | 16,9 – 18,3 | 17,1 – 18,1 |
| R12 | 391 | 24 | 18 | 196 | 177 |
| R13 | 1005 | 1075 | 756 | 1085 | 1282 |
| R14 | 2000 | 14565 | 18805 | 6426 | 7789 |
| R15 | 1010 | 13349 | 9096 | 5716 | 8908 |
| R16 | 802 | 4298 | 7082 | 4507 | 3714 |
| R17 | 521 | 5232 | 4567 | 4869 | 4413 |
| R18 | 522 | 8357 | 8649 | 4971 | 5989 |
| R19 | 589 | 10158 | 8940 | 4735 | 7200 |
| R20 | 420 | 12142 | 7836 | 4281 | |
| R21 | 456 | 8908 | 6515 | 3977 | 7871 |
| R22 | 653 | | | | |
| R23 | 525 | | | | |
| R24 | 621 | | | | |

Tab. A4-37: Impulszahlen in den 17,6 keV-Peaks der Spektren der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Am-241-Punktstrahler der Aktivität 92,1 kBq an den Referenzpunkten (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate im Photopeak (Imp/Zerfall) | | | |
|---------------|--------------|---------------------------------------|-------------|-------------|-------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | 16,3 – 18,9 | 16,9 – 18,3 | 16,9 – 18,3 | 17,1 – 18,1 |
| R12 | 391 | 6,66E-07 | 5,00E-07 | 5,44E-06 | 4,92E-06 |
| R13 | 1005 | 1,16E-05 | 8,17E-06 | 1,17E-05 | 1,39E-05 |
| R14 | 2000 | 7,91E-05 | 1,02E-04 | 3,49E-05 | 4,23E-05 |
| R15 | 1010 | 1,44E-04 | 9,78E-05 | 6,14E-05 | 9,58E-05 |
| R16 | 802 | 5,82E-05 | 9,59E-05 | 6,10E-05 | 5,03E-05 |
| R17 | 521 | 1,09E-04 | 9,52E-05 | 1,01E-04 | 9,20E-05 |
| R18 | 522 | 1,74E-04 | 1,80E-04 | 1,03E-04 | 1,25E-04 |
| R19 | 589 | 1,87E-04 | 1,65E-04 | 8,73E-05 | 1,33E-04 |
| R20 | 420 | 3,14E-04 | 2,03E-04 | 1,11E-04 | |
| R21 | 456 | 2,12E-04 | 1,55E-04 | 9,47E-05 | 1,87E-04 |
| R22 | 653 | | | | |
| R23 | 525 | | | | |
| R24 | 621 | | | | |

Tab. A4-38: Impulsraten (Impulse pro Zerfall) in den 17,6 keV-Peaks der Spektren der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Am-241-Punktstrahler an den Referenzpunkten (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate im Photopeak (Imp/Photon) | | | |
|---------------|--------------|--------------------------------------|-------------|-------------|-------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | 16,3 – 18,9 | 16,9 – 18,3 | 16,9 – 18,3 | 17,1 – 18,1 |
| R12 | 391 | 3,44E-06 | 2,58E-06 | 2,81E-05 | 2,53E-05 |
| R13 | 1005 | 5,99E-05 | 4,21E-05 | 6,04E-05 | 7,14E-05 |
| R14 | 2000 | 4,08E-04 | 5,26E-04 | 1,80E-04 | 2,18E-04 |
| R15 | 1010 | 7,40E-04 | 5,04E-04 | 3,17E-04 | 4,94E-04 |
| R16 | 802 | 3,00E-04 | 4,94E-04 | 3,15E-04 | 2,59E-04 |
| R17 | 521 | 5,62E-04 | 4,91E-04 | 5,23E-04 | 4,74E-04 |
| R18 | 522 | 8,96E-04 | 9,27E-04 | 5,33E-04 | 6,42E-04 |
| R19 | 589 | 9,65E-04 | 8,49E-04 | 4,50E-04 | 6,84E-04 |
| R20 | 420 | 1,62E-03 | 1,04E-03 | 5,70E-04 | 0,00E+00 |
| R21 | 456 | 1,09E-03 | 8,00E-04 | 4,88E-04 | 9,66E-04 |
| R22 | 653 | | | | |
| R23 | 525 | | | | |
| R24 | 621 | | | | |

Tab. A4-39: Impulsraten (Impulse pro Photon) in den 17,6 keV-Peaks der Spektren der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Am-241-Punktrahler an den Referenzpunkten (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulse im Photopeak pro Messzeit | | | |
|---------------|--------------|-----------------------------------|-------------|-------------|-------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | 58,1 – 60,9 | 58,8 – 60,2 | 58,7 – 60,3 | 58,9 – 60,1 |
| R1 | 2711 | 95 | 19 | 468 | 1082 |
| R2 | 626 | 22 | 7 | 414 | 848 |
| R3 | 353 | 4 | 3 | 228 | 434 |
| R4 | 740 | 38 | 9 | 384 | 981 |
| R5 | 439 | 18 | 3 | 285 | 629 |
| R6 | 268 | 12 | 4 | 220 | 388 |
| R7 | 240 | 11 | 7 | 166 | 334 |
| R8 | 131 | 4 | 5 | 212 | 360 |
| R9 | 379 | 7 | 3 | 307 | 432 |
| R10 | 576 | 3 | 27 | 396 | 446 |
| R11 | 487 | 61 | 31 | 336 | 754 |
| R12 | 391 | 25 | 52 | 437 | 941 |
| R13 | 1005 | 2991 | 2657 | 2973 | 4794 |
| R14 | 2000 | 39733 | 51662 | 15406 | 25446 |
| R15 | 1010 | 34357 | 25699 | 13719 | 26503 |
| R16 | 802 | 12147 | 20004 | 10454 | 11369 |
| R17 | 521 | 14186 | 12896 | 10088 | 12764 |
| R18 | 522 | 21175 | 22947 | 10172 | 17132 |
| R19 | 589 | 25959 | 22993 | 10140 | 20449 |
| R20 | 420 | 30985 | 21088 | 10386 | 23745 |
| R21 | 456 | 25318 | 18139 | 10248 | 23287 |
| R22 | 653 | 9967 | 7903 | 4224 | 8368 |
| R23 | 525 | 20065 | 22095 | 12431 | 25403 |
| R24 | 621 | 19000 | 22148 | 15114 | 38081 |

Tab. A4-40: Impulszahlen in den 59,6 keV-Peaks der Spektren der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Am-241-Punktstrahler der Aktivität 92,1 kBq an den Referenzpunkten (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate im Photopeak (Imp/Zerfall) | | | |
|---------------|--------------|---------------------------------------|-------------|-------------|-------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | 58,1 – 60,9 | 58,8 – 60,2 | 58,7 – 60,3 | 58,9 – 60,1 |
| R1 | 2711 | 3,80E-07 | 7,61E-08 | 1,87E-06 | 4,33E-06 |
| R2 | 626 | 3,82E-07 | 1,21E-07 | 7,18E-06 | 1,47E-05 |
| R3 | 353 | 1,23E-07 | 9,23E-08 | 7,01E-06 | 1,33E-05 |
| R4 | 740 | 5,58E-07 | 1,32E-07 | 5,63E-06 | 1,44E-05 |
| R5 | 439 | 4,45E-07 | 7,42E-08 | 7,05E-06 | 1,56E-05 |
| R6 | 268 | 4,86E-07 | 1,62E-07 | 8,91E-06 | 1,57E-05 |
| R7 | 240 | 4,98E-07 | 3,17E-07 | 7,51E-06 | 1,51E-05 |
| R8 | 131 | 3,32E-07 | 4,14E-07 | 1,76E-05 | 2,98E-05 |
| R9 | 379 | 2,01E-07 | 8,59E-08 | 8,80E-06 | 1,24E-05 |
| R10 | 576 | 5,66E-08 | 5,09E-07 | 7,46E-06 | 8,41E-06 |
| R11 | 487 | 1,36E-06 | 6,91E-07 | 7,49E-06 | 1,68E-05 |
| R12 | 391 | 6,94E-07 | 1,44E-06 | 1,21E-05 | 2,61E-05 |
| R13 | 1005 | 3,23E-05 | 2,87E-05 | 3,21E-05 | 5,18E-05 |
| R14 | 2000 | 2,16E-04 | 2,80E-04 | 8,36E-05 | 1,38E-04 |
| R15 | 1010 | 3,69E-04 | 2,76E-04 | 1,47E-04 | 2,85E-04 |
| R16 | 802 | 1,64E-04 | 2,71E-04 | 1,42E-04 | 1,54E-04 |
| R17 | 521 | 2,96E-04 | 2,69E-04 | 2,10E-04 | 2,66E-04 |
| R18 | 522 | 4,40E-04 | 4,77E-04 | 2,12E-04 | 3,56E-04 |
| R19 | 589 | 4,79E-04 | 4,24E-04 | 1,87E-04 | 3,77E-04 |
| R20 | 420 | 8,01E-04 | 5,45E-04 | 2,68E-04 | 6,14E-04 |
| R21 | 456 | 6,03E-04 | 4,32E-04 | 2,44E-04 | 5,54E-04 |
| R22 | 653 | 1,66E-04 | 1,31E-04 | 7,02E-05 | 1,39E-04 |
| R23 | 525 | 4,15E-04 | 4,57E-04 | 2,57E-04 | 5,25E-04 |
| R24 | 621 | 3,32E-04 | 3,87E-04 | 2,64E-04 | 6,66E-04 |

Tab. A4-41: Impulsraten (Impulse pro Zerfall) in den 59,6 keV-Peaks der Spektren der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Am-241-Punktrahler an den Referenzpunkten (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)

| Referenzpunkt | Messzeit (s) | Impulsrate im Photopeak (Imp/(Photon)) | | | |
|---------------|--------------|--|-------------|-------------|-------------|
| | | HPGe 1 | HPGe 2 | HPGe 3 | HPGe 4 |
| | | 58,1 – 60,9 | 58,8 – 60,2 | 58,7 – 60,3 | 58,9 – 60,1 |
| R1 | 2711 | 1,07E-06 | 2,13E-07 | 5,25E-06 | 1,21E-05 |
| R2 | 626 | 1,07E-06 | 3,40E-07 | 2,01E-05 | 4,12E-05 |
| R3 | 353 | 3,45E-07 | 2,58E-07 | 1,96E-05 | 3,74E-05 |
| R4 | 740 | 1,56E-06 | 3,70E-07 | 1,58E-05 | 4,03E-05 |
| R5 | 439 | 1,25E-06 | 2,08E-07 | 1,97E-05 | 4,36E-05 |
| R6 | 268 | 1,36E-06 | 4,54E-07 | 2,50E-05 | 4,40E-05 |
| R7 | 240 | 1,39E-06 | 8,87E-07 | 2,10E-05 | 4,23E-05 |
| R8 | 131 | 9,29E-07 | 1,16E-06 | 4,92E-05 | 8,36E-05 |
| R9 | 379 | 5,62E-07 | 2,41E-07 | 2,46E-05 | 3,47E-05 |
| R10 | 576 | 1,58E-07 | 1,43E-06 | 2,09E-05 | 2,35E-05 |
| R11 | 487 | 3,81E-06 | 1,94E-06 | 2,10E-05 | 4,71E-05 |
| R12 | 391 | 1,94E-06 | 4,04E-06 | 3,40E-05 | 7,32E-05 |
| R13 | 1005 | 9,05E-05 | 8,04E-05 | 9,00E-05 | 1,45E-04 |
| R14 | 2000 | 6,04E-04 | 7,86E-04 | 2,34E-04 | 3,87E-04 |
| R15 | 1010 | 1,03E-03 | 7,74E-04 | 4,13E-04 | 7,98E-04 |
| R16 | 802 | 4,61E-04 | 7,59E-04 | 3,96E-04 | 4,31E-04 |
| R17 | 521 | 8,28E-04 | 7,53E-04 | 5,89E-04 | 7,45E-04 |
| R18 | 522 | 1,23E-03 | 1,34E-03 | 5,93E-04 | 9,98E-04 |
| R19 | 589 | 1,34E-03 | 1,19E-03 | 5,24E-04 | 1,06E-03 |
| R20 | 420 | 2,24E-03 | 1,53E-03 | 7,52E-04 | 1,72E-03 |
| R21 | 456 | 1,69E-03 | 1,21E-03 | 6,84E-04 | 1,55E-03 |
| R22 | 653 | 4,64E-04 | 3,68E-04 | 1,97E-04 | 3,90E-04 |
| R23 | 525 | 1,16E-03 | 1,28E-03 | 7,20E-04 | 1,47E-03 |
| R24 | 621 | 9,31E-04 | 1,08E-03 | 7,40E-04 | 1,87E-03 |

Tab. A4-42: Impulsraten (Impulse pro Photon) in den 59,6 keV-Peaks der Spektren der planaren Kristalle der HPGe-Detektoren bei Messung mit einem Am-241-Punktstrahler an den Referenzpunkten (ROI angegeben in keV in der dritten Zeile des Tabellenkopfes)