

KIT SCIENTIFIC REPORTS 7552

Institut für Strahlenforschung

Jahresbericht 2009

J. U. Knebel, U. Mohr (Hrsg.)

J. U. Knebel, U. Mohr (Hrsg.)

Institut für Strahlenforschung

Jahresbericht 2009

Karlsruhe Institute of Technology
KIT SCIENTIFIC REPORTS 7552

Institut für Strahlenforschung

Jahresbericht 2009

J. U. Knebel

U. Mohr

(Hrsg.)

Report-Nr. KIT-SR 7552

Impressum

Karlsruher Institut für Technologie (KIT)
KIT Scientific Publishing
Straße am Forum 2
D-76131 Karlsruhe
www.ksp.kit.edu

KIT – Universität des Landes Baden-Württemberg und nationales
Forschungszentrum in der Helmholtz-Gemeinschaft



Diese Veröffentlichung ist im Internet unter folgender Creative Commons-Lizenz
publiziert: <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/de/>

KIT Scientific Publishing 2010
Print on Demand

ISSN 1869-9669

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	3
1.1 Entstehung und Organisationsstruktur	3
1.2 Qualitätsmanagement	5
1.3 Externe Kooperationspartner	6
1.4 Veranstaltungen aus dem ISF	7
2. Externe Dosimetrie	9
2.1 Forschungsarbeiten im Zusammenhang mit den Kalibrieranlagen	9
2.1.1 Untersuchung der Cs-137 Strahlenfelder einer Photonenbestrahlungsanlage	10
2.1.2 Untersuchung der Röntgenstrahlenfelder einer Photonenbestrahlungsanlage	13
2.1.3 Bestimmung der Halbwertsschichtdicke zweier Röntgenanlagen	17
2.2 Modellierung von Bestrahlungsszenarien	19
2.2.1 Markerbasierte Erfassung und Bestimmung von 3-D Koordinaten für die Modellierung von Simulationsszenarien	20
2.2.2 Modellierung eines Simulationshandphantoms mit inverser Kinematik	21
2.3 Untersuchungen zur Strahlenexposition bei der SIRT	23
2.4 Numerische Simulation von Strahlenfeldern in einem Zwischenlager für Brennelemente	25
2.5 Hybrid Models and Simulations of Neutron Nuclear Tracks in Makrofol	28
2.5.1 Simulation of particle tracks	28
2.5.2 Experimental verification of detector response	29
2.6 Auswirkung ionisierender Strahlung auf nichtlineare Dielektrika	30
2.7 Numerische Berechnung von Transmissionsfaktoren bzgl. einer Sr-90/Y-90-Quelle und einem gewebeäquivalenten dünn-schichtigen Target für die kurze Quellen-Target-Distanz (11 cm)	32
3. Modellierung	37
3.1 Segmentation and Use of the Visible-female Dataset for Individual Efficiency Calibration and Dosimetry in Ionizing Radiation Research	38
3.2 Simulation of Phoswich detectors with the Monte Carlo codes MCNPX and EGSnrc	39

3.3	Estimation of fluorescence yield in a phoswich detector and in a germanium detector using the Monte Carlo codes MCNPX and EGSnrc	42
3.4	Ongoing development of Voxel2MCNP – software for generating virtual radiation protection scenarios with voxel models	44
3.5	Ultrasound Measurements for the Estimation of Chest Wall Thickness	48
3.6	Determination of chest wall thickness of anthropometric voxel models	50
4. Interne Dosimetrie		53
4.1	Entwicklung eines neuen Teilkörperzählers mit HPGe-Detektoren	53
4.1.1	Erstellung und Validierung von Detektormodellen für den MCNPX-Code	54
4.1.2	Definition der Detektorkonfigurationen für Ganz- und Teilkörpermessungen	56
4.1.3	Entwicklung und Test der Detektorhalterungen	58
4.2	Arbeiten zur Biokinetik radioaktiver Stoffe	60
4.2.1	Einfluss der systemischen Pu-Modelle auf die Plutoniumausscheidung nach Invulnerationen	60
4.2.2	A Basic Model of the Physiological Biokinetics of Plutonium	62
4.2.3	Zur Modellierung der Dekorporationstherapie mit DTPA: Das CONRAD Modell	66
4.2.4	Physiology of the Biokinetics of Plutonium, DTPA and Decorporation Therapy	68
5. In-vivo Messlabor		71
5.1	Informationen und Zahlen zum Routinebetrieb	71
5.2	Qualitätsmanagement und Audits	72
5.3	Ringvergleiche	73
6. Literaturverzeichnis		75
7. Abbildungsverzeichnis		83
8. Publikationen aus dem ISF		87

1. Einleitung

1.1 Entstehung und Organisationsstruktur

Das Institut für Strahlenforschung (ISF) wurde am 01.01.2009 aus der Hautabteilung Sicherheit (HS) des Forschungszentrums Karlsruhe gegründet. Keimzelle waren dabei sechs Forschungsteams der Abteilung Kompetenzerhalt (HS-KES) der Hauptabteilung Sicherheit (HS):

- externe Dosimetrie mit den Laboren für Festkörperdosimetrie und Radonmessungen, sowie den Kalibrieranlagen (Dr. F. Becker);
- interne Dosimetrie mit dem In-vivo-Messlabor (Dr. B. Breustedt);
- Modellierung und numerische Dosimetrie (Dr. Debora Leone);
- Spektrometrie und Radionuklidmesstechnik mit dem Physikalischen Messlabor (Dipl. - Ing. (FH) C. Wilhelm);
- Biologie (Dr. Jutta Schimmelpfeng);
- Radiochemie mit Labor für chemische Analytik (Dr. M. Pimpl).

Die Arbeiten des Instituts für Strahlenforschung sind in das Programm Nukleare Sicherheitsforschung des FZK sowie das gleichnamige Programm der Helmholtz-Gemeinschaft deutscher Forschungszentren (HGF) eingebunden. Die Leitung des ISF wurde zunächst kommissarisch an den Leiter der Hauptabteilung Sicherheit Prof. Manfred Urban übertragen. Nach dessen Ausscheiden aus dem Forschungszentrum Karlsruhe zum 01. Juli 2009 wurde die Leitung des ISF kommissarisch dem Leiter des Programms Nukleare Sicherheitsforschung (NUKLEAR), Dr. Joachim Knebel übertragen.

Aufgrund der Empfehlung eines internationalen Gutachtergremiums im Rahmen der Begutachtung des Programms Nukleare Sicherheitsforschung in der 2. Runde der programmorientierte Förderung der Helmholtz-Gemeinschaft im Frühjahr 2009 wurde das ISF ab dem 01.07.2009 in seiner wissenschaftlichen Ausrichtung modifiziert und auf seine zentralen Forschungsthemen fokussiert. Die Labore wurden bis auf das In-vivo Messlabor an das KIT Sicherheitsmanagement (KSM) rückübertragen, können aber von den Mitarbeitern des ISF für wissenschaftliche Arbeiten genutzt werden. Wie in Abbildung 1.1. angegeben ist das ISF seit dem 1. Oktober 2009 organisatorisch in drei Teams und das In-vivo Messlabor unterteilt. Seit der Gründung des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT) am 01.10.2009 aus dem Forschungszentrum Karlsruhe GmbH und der Universität Karlsruhe ist das ISF ein Institut im Großforschungsbereich des KIT.



Abb.: 1.1.: Organisationsplan des Instituts für Strahlenforschung (Stand 31.12.2009).

Im Fokus der wissenschaftlichen Arbeiten des ISF steht der Mensch als exponiertes Individuum mit all seinen anatomischen und physiologischen Eigenschaften unter Berücksichtigung des Strahlen-Expositionsszenarios. Dabei werden verschiedene Aspekte der Dosimetrie mit dem Ziel einer optimierten und personenbezogenen Quantifizierung der Strahlenexposition untersucht. Im Institut für Strahlenforschung bestehen dafür drei organisatorische Teams, deren Zusammensetzung aufgrund unterschiedlicher Forschungsprojekte variieren kann. Einzelne Mitarbeiter¹ können verschiedenen Teams zugehörig sein.

Aktuell werden folgende Themen der Strahlenforschung im ISF behandelt, deren Ergebnisse aus 2009 später im Detail wiedergegeben werden:

- **Externe Strahlenexposition**

Messungen und Simulationen der physikalischen Eigenschaften von Strahlenfeldern und Dosimetern, dadurch Bestimmung von außen einwirkender ionisierender Strahlung (Kapitel 2)

- **Modellierung**

Physikalische (Detektormodelle) und biologische (Körpermodelle) Modellierung sowie numerische Simulation von Strahlentransportprozessen, die im Zusammenhang mit der Strahlenexpositionen stehen (Kapitel 3)

- **Interne Strahlenexposition**

Messungen und Simulationen von Expositionen durch in den Körper aufgenommene Radionuklide und Untersuchung ihres Stoffwechselverhaltens (Kapitel 4)

¹ In allen Texten des Kapitels wurde zur besseren Lesbarkeit jeweils die männliche Bezeichnung gewählt. In die Bedeutung sind dabei aber immer ausdrücklich sowohl weibliche als auch männliche Personen eingeschlossen.

Außerdem ist im ISF das Team angesiedelt, welches für den Betrieb des In-vivo Messlabors und der dortigen behördlich bestimmten Messstelle für die Inkorporationsüberwachung durch Direktmessung der Körperaktivität zuständig ist. Die Mitarbeiter des Teams In-vivo Messlabors sind auch als Berater in das regionale Strahlenschutzzentrum der Berufsgenossenschaft Energie Textil Elektro Medienerzeugnisse (BG ETEM) eingebunden.

Ziel des Instituts für Strahlenforschung ist es, eine theoretisch fundierte und zugleich praxisbezogene akademische und nichtakademische Ausbildung im Strahlenschutz anzubieten und damit einen Beitrag zur Kompetenzerhaltung auf diesem Gebiet zu leisten. Das Institut beteiligt sich am akademischen Lehrangebot des KIT und der dualen Hochschule Baden-Württemberg (DHBW), bietet Bachelor-, Master- und Doktorarbeiten zu Fragestellungen im Strahlenschutz an und betreut diese. Durch eine enge Zusammenarbeit mit dem KIT Sicherheitsmanagement (KSM) und ihren in die Routineaufgaben des Strahlenschutzes im KIT eingebundenen Laboren wird der Praxisbezug gewährleistet. Dabei werden wissenschaftliche Fragestellungen, die sich aus der Laborpraxis ergeben, von den Mitarbeitern des Instituts bearbeitet und Ergebnisse der Arbeiten des ISF konsequent in die Laborpraxis übernommen.

1.2. Qualitätsmanagement

Das Institut für Strahlenforschung nutzt das vom KIT Sicherheitsmanagement (KSM) betriebene Qualitätsmanagementsystem (QMS). Dazu wurde eine schriftliche Vereinbarung der Leitungen des ISF und des KSM getroffen. Die Mitarbeiter des ISF erkennen die Regelungen an und arbeiten gemäß des QMS. Dort sind Regelungen zu Abläufen und Prozessen, die konform zu DIN EN ISO 9001 [ISO90001] sind, niedergelegt. Qualitätspolitik und -ziele des Instituts werden im Qualitätsmanagementhandbuch des ISF festgelegt und ausgeführt.

Das Institut für Strahlenforschung ist gemäß ISO 9001 zertifiziert für:

- Bestimmung der Körperaktivität im Menschen,
- Nachwuchsförderung zur Kompetenzerhaltung im Strahlenschutz.

Innerhalb des Qualitätsmanagementsystems werden auch die Prozesse und Abläufe des In-vivo Messlabors, welches nach DIN EN ISO/IEC 17025 [ISO17025] akkreditiert ist, dokumentiert und gelenkt. Das Labor ist akkreditiert für die

- Direkte gammaspektrometrische Messung der Körperaktivität zur Bestimmung einer Körper- oder Organdosis
 - Im Ganzkörperzähler für Energien zwischen 100keV und 2500keV,
 - Im Teilkörperzähler für Energien zwischen 10keV und 200keV.

Die im In-vivo Messlabor ablaufenden Prozesse und Verfahren werden im Qualitätsmanagementhandbuch des In-vivo Messlabors definiert und in eigenen weiterführenden Dokumenten detailliert beschrieben. Die im Labor tätigen Mitarbeiter werden regelmäßig in diesen Abläufen geschult.

Werden von KSM am Qualitätsmanagementsystem Änderungen vorgenommen oder dort neue Prozesse eingeführt, wird die ISF-Institutsleitung informiert und prüft diese Prozesse vor deren Übernahme in das ISF. Sollten die Änderungen durch KSM nicht in das Institut übernommen werden, werden in Abstimmung mit KSM entsprechende eigene Regelungen für das ISF erstellt. Für die Aufrechterhaltung des QMS ist der Qualitätsmanagementbeauftragte (QMB) von KSM zuständig. Das QMS wird regelmäßig durch interne und externe Audits sowie Managementbewertungen überprüft. Für das In-vivo Messlabor fand ein externes Audit im November 2009 statt, welches erfolgreich absolviert wurde und somit den Fortbestand der seit 2007 bestehenden Akkreditierung sichert.

1.3. Externe Kooperationspartner

Das Institut ist bestrebt, sich als feste Größe in der Forschungs- und Ausbildungslandschaft im Strahlenschutz zu etablieren und ein kompetenter Ansprechpartner für (wissenschaftliche) Strahlenschutzfragen zu sein. Dazu ist eine Vernetzung innerhalb der Strahlenforschungsgemeinschaft unabdingbar. Durch die Einbindung der Mitarbeiter des ISF in nationale und internationale Gremien und Arbeitsgruppen wird außerdem die Aktualität und Relevanz der wissenschaftlichen Fragestellungen geprüft und sichergestellt.

Zurzeit bestehen folgende Kooperationen:

- Bayer Technology Services GmbH: Gegenstand der Vereinbarung vom 27.10./18.11.2009 ist die Zusammenarbeit der Partner zur Erstellung eines Physiologie-basierten pharmakokinetischen Modells mit den Datensätzen für DTPA und Plutonium-DTPA zu dosimetrischen Zwecken.
- BG ETE Berufsgenossenschaft Energie Textil Elektro Medienerzeugnisse
- CONRAD (A Coordinated Network for Radiation Dosimetry): Dieses Projekt aus dem sechsten Rahmenprogramm der europäischen Kommission wird in permanenten Arbeitsgruppe im EURADOS e.V. (European Radiation Dosimetry Group) weitergeführt. Partner sind dabei u.a.:
 - AERI (Atomic Energy Research Institute, Ungarn)
 - BfS (Bundesamt für Strahlenschutz, Deutschland)
 - CEA (French Atomic Energy Commission, Frankreich)
 - CIEMAT (Centro de Investigaciones Energéticas Medioambientales y Tecnológicas, Spanien)
 - EDF (Electricité de France, Frankreich)
 - ENEA (Italian National Agency for New Technology, Energy and the Environment, Italien)
 - GAEC (Greek Atomic Energy Commission, Griechenland)
 - Helmholtz-Zentrum München (Deutschland)
 - HML (Human Monitoring Laboratory/Radiation Protection Bureau, Kanada)
 - HPA (Health Protection Agency, England)
 - IAEA (International Atomic Energy Agency)

- IRSN (Institut de Radioprotection et de Sureté Nucléaire , Frankreich)
- ITN (Instituto Tecnológico e Nuclear, Portugal)
- NRPI (National Radiation Protection Institute, Tschechische Republik)
- RPI (Institute of Radiation Protection, Ukraine)
- SCK-CEN (Belgian Nuclear Research Centre, Belgien)
- STUK (Radiation and Nuclear Safety Authority , Finnland)
- Universität Mailand (Italien)
- Universität Prag (Tschechische Republik)
- USTUR (United States Uranium and Transuranium Registry, USA)
- China Institute for Radiation Protection CIRP (Tayuen, China)
- Dipartimento di ingegneria energetica, nucleare e del controllo ambientale, Universität Bologna (Italien)
- ENEA, Ente per le Nuove tecnologie, l'Energia e l'Ambiente, (Italien)
- Fakultät Computer & Electrical Engineering, Hochschule Furtwangen
- FS eV. Deutsch-Schweizerischer Fachverband für Strahlenschutz e.V. mit den Arbeitskreisen AKA (Ausbildung), AKD (Dosimetrie), AKI (Inkorporation), AKS (Strahlenbiologie) und AKU (Umweltüberwachung)
- GSI: Gesellschaft für Schwerionenforschung, Darmstadt
- HGF-BMBF-Kompetenzverbund Strahlenforschung
- IAEA, International Atomic Energy Agency
- Institut für Biomedizinische Technik, Universität Karlsruhe (TH)
- Institut für Kernchemie , Johannes-Gutenberg Universität Mainz
- Nuklearmedizin, Städtisches Klinikum Karlsruhe gGmbH
- PTB: Physikalisch Technische Bundesanstalt, Braunschweig
- Rensselaer Polytechnic Institute (Troy, NY, USA)
- Technische Universität Darmstadt
- USTUR: United States Uranium and Transuranium Registry (USA)

1.4 Veranstaltungen aus dem ISF

Neben dem regelmäßig angebotenen ISF-Seminar, mit einigen externen Gästen als Vortragende veranstaltete das ISF 2009 zwei Arbeitsgruppentreffen mit externen Partnern im KIT.

Sitzung des Arbeitskreises Dosimetrie ionisierender externer Strahlung am Institut für Strahlenforschung des KIT

Auf Einladung von Herrn Dr. Frank Becker vom Institut für Strahlenforschung (ISF) des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT) fand die 71. Sitzung des Arbeitskreises Dosimetrie

des Fachverbandes Strahlenschutz in Karlsruhe statt. Die Sitzung fand am 2. und 3. 11. 2009 am KIT Campus Nord im großen Seminarraum R104 (Bau 419) statt. Das Schwerpunktthema der Sitzung war „Strahlenschutzdosimetrie in der Medizin“.

Gemäß der generellen Zielsetzung des Arbeitskreis Dosimetrie (AKD) ionisierender externer Strahlung kümmern wir uns als Mittler zwischen den praktischen Aufgaben des Strahlenschutzes und den technischen Entwicklungen der Dosis-Meßtechnik um alle methodischen und meßtechnischen Fragen der Personen- und Ortsdosimetrie.



Abb. 1.2: Die Teilnehmer der 71. Sitzung des AKD im KIT.

Gemeinsames Treffen der EURADOS Arbeitsgruppe zur internen Dosimetrie und des United States Transuranium & Uranium Registry

Im April 2009 traf sich die Arbeitsgruppe WG 7 „interne Dosimetrie“ der europäischen Strahlendosimetriegruppe EURADOS im ISF. Themen der 2 tägigen Veranstaltung waren die Datenbanken mit Fallstudien zu Inkorporationen und die biokinetische Modellierung der Dekorporationstherapie mit DTPA. Als Gast war Antony C. James vom United States Transuranium & Uranium Registry (USTUR) anwesend. Eine Zusammenarbeit von USTUR und EURADOS WG7 in dieser Thematik wurde in diesem Treffen beschlossen und die Modalitäten geklärt. Abgeschlossen wurde Veranstaltung durch einen Vortrag „USTUR's 40-y Follow up of Plutonium-Exposed Workers: A Dose of Reality“ den Antony James im Rahmen des ISF Seminar hielt.



Abb. 1.3: Einige der Teilnehmer des EURADOS WG7 Treffens in Karlsruhe und Antony C. James vom USTUR (Bildmitte).

2. Externe Dosimetrie

Der Bereich „Externe Dosimetrie“ untersucht von außen einwirkende ionisierende Strahlen (externe Exposition) auf Prüflinge, Messinstrumente (Dosimeter) und den menschlichen Körper. Im Fokus stehen die Bestimmung der physikalischen Eigenschaften verschiedenster (inhomogener) Strahlenfelder für die Dosimetrie unter Berücksichtigung individueller Bewegungsabläufe und ortsspezifischer Einflüsse. Dazu gehören neben Messungen insbesondere Modellierungen und Simulationen solcher Szenarien mit verschiedenen (Monte-Carlo) Programmen. Es werden Modellierungen von Handphantomen auf Voxel-Basis oder auf Grundlage von mathematisch-geometrischen Modellen zusammen mit Simulationen von Bewegungsabläufen in gemischten Beta-Photonen-Strahlenfeldern durchgeführt. Der Einsatz von Kamerasystemen mit Tracking-Möglichkeiten unterstützt die Simulationen eines beweglichen mathematischen Handphantoms und die Analyse von Bewegungsabläufen. Dies trägt zu Strahlenschutzoptimierungen bei Teilkörperdosen der Hände und des Unterarmbereichs bei.

Bei der Anwendung von Hybridmodellen wird eine Kombination von Teilchentransportrechnungen mit physikalischen Modellen realisiert, die z.B. die Veränderungen von Festkörpereigenschaften in Strahlenfeldern beschreiben können. Dies geschieht im Hinblick auf die Optimierung und Weiterentwicklung von Dosimetern. Für Strahlentransportprobleme seltener Ereignisse werden Simulationsmöglichkeiten mit dem Monte-Carlo Code MCNP erprobt. Angewendet werden Varianz-Reduktions-Techniken, um Rechenzeiten zu verkürzen oder die Statistik zu verbessern. Auch der Einsatz von Rechenclustern trägt dazu bei, komplexe Rechnungen in akzeptablen Rechenzeiten realisieren zu können.

Darüber hinaus wird die Wirkung von Strahlenfeldern auf neue Materialien untersucht und es werden Forschungsarbeiten im Hinblick auf die Akkreditierung der Kalibrieranlagen durchgeführt.

Der Bereich „Externe Dosimetrie“ ist mit seinen Arbeiten national und international vertreten. Dazu gehören z.B. der Arbeitskreis Dosimetrie (AKD) ionisierender externer Strahlung, die European Radiation Dosimetry Group (EURADOS) und das 7th EU Framework Programme, Euratom Programme for Nuclear Research and Training, Optimization of RAdiation protection for MEDical staff (ORAMED).

2.1 Forschungsarbeiten im Zusammenhang mit den Kalibrieranlagen

Das Karlsruher Kalibrierlabor betreibt folgende Kalibrieranlagen:

- Photonen-Bestrahlungsanlagen
 - kollimierte Cs-137 Strahlenfelder mit vier in 10er Potenzen abgestuften Quellen
 - 1 Weichstrahl-Röntgenröhre bis 60 kV
 - 1 Hartstrahl-Röntgenröhre bis 300 kV
 - Hochdosisstand mit Cs-137 Quellen
- Neutronen-Bestrahlungsanlage
 - Cf-252-Quelle mit PTB-Zertifikat

- Beta-Bestrahlungsanlage
 - PTB-Sekundärnormal 2 (BSS 2) mit Sr-90/Y-90, Kr-85, Pm-147 Quellen

Im Kalibrierlabor werden Bestrahlungen unter Kalibrierbedingungen in Photonen-, Beta- und Neutronenstrahlungsfeldern durchgeführt. Dazu gehören:

- Kalibrierung von Strahlenschutzmessgeräten
- Eichfristverlängerungen nach der Eichordnung für Photonendosimeter
- Wiederkehrende Prüfungen an Strahlenschutzmessgeräten
- Bereitstellung der Photonen-Bestrahlungsanlage für das Eichamt Baden-Württemberg
- Bestrahlung von Prüflingen und Proben für Forschung und Entwicklung

Das Institut für Strahlenforschung (ISF) am Karlsruher Institut für Technologie (KIT) unterstützt fachlich das Kalibrierlabor, welches im Sommer 2009 vom ISF zum KIT Sicherheitsmanagement (KSM) übergegangen ist. Das Kalibrierlabor wurde im ISF für Photonenstrahlung (Cs-137) und Betastrahlung akkreditiert (Akkreditierungsurkunde DKD-K-51501 von 30.6.2009) und erfüllt somit die strengen Anforderungen des Deutschen Kalibrierdienstes inklusive der Rückführbarkeit der Messgrößen auf nationale Normale. Für 2010 ist eine Fortführung der Akkreditierung für die Röntgen- und Neutronenbestrahlungsanlage geplant.

Das ISF setzt für seine Forschungsarbeiten schwerpunktmäßig numerische Simulationen zur Bestimmung von Strahlenfeldern ein. Solche Simulationen können umfangreiche Messserien ersetzen oder auf wenige „Keyexperimente“ zur Verifizierung der Simulationen limitieren. Außerdem können sie auch Aussagen über Eigenschaften von Strahlenfeldern und Prüflingen liefern, die mit normalen Mitteln durch Messungen nur schwer oder nicht zu erfassen sind. Hier werden Simulationen zu den Kalibrieranlagen vorgestellt, aufgrund dessen die Strahlenfelder beschrieben werden können und somit für nachfolgende Forschungsarbeiten zum Verhalten von Prüflingen in solchen Strahlenfeldern zur Verfügung stehen. Messungen und Simulationen tragen dazu bei, den für die Akkreditierung notwendigen Nachweis zu führen, dass z.B. der Industriestandard ISO 4037-1 [ISO96] erfüllt wird.

2.1.1. Untersuchung der Cs-137 Strahlenfelder einer Photonenbestrahlungsanlage

Marco A. Harrendorf, Frank Becker

Zusammenfassung

Die mit vier Cäsium-137 Strahlenquellen ausgestattete Bestrahlungsanlage von ISF bzw. KSM wird zur Kalibrierung von aktiven und passiven Strahlenschutzmessgeräten innerhalb eines Betonbunkers eingesetzt.

Im Rahmen der anstehenden Akkreditierung der Photonenbestrahlungsanlage nach dem Industriestandard ISO 4037-1 [ISO96] sind Strahlenfelder unter Verwendung des Strahlentransportprogramms MCNP5 untersucht worden.

Einleitung

Zur Kalibrierung von Photonen-Dosismessgeräten und -Dosisleistungsmessgeräten werden Strahlenfelder eingesetzt, die eine bekannte Referenzdosisleistung in der Einheit Luftkermaleistung \dot{K}_a aufweisen. Für die Personendosimetrie bzw. Umgebungsüberwachung sind allerdings die Einheiten Personenäquivalentdosis $H_p(10)$ bzw. Umgebungsäquivalentdosis $H^*(10)$ gebräuchlich. Daher muss zum Vergleich des am Dosimeter gemessenen Wertes mit dem Referenzwert eine Umrechnung (Konversion) von Luftkerma K_a in die entsprechende Dosis vorgenommen werden.

Die Konversionsfaktoren sind abhängig von der Energieverteilung innerhalb des Strahlenfeldes. Geringe Abweichungen bei der Dosiskonversion können zu wesentlichen Dosisabweichungen und somit falschen Kalibrierungen führen. Aus diesem Grund ist nach ISO 4037-1 zu prüfen, ob die üblichen Dosiskonversionsfaktoren für das jeweilige Strahlenfeld angewandt werden können. Dies heißt, es ist der Nachweis zu erbringen, dass die Energieverteilung des Kalibrierstrahlenfeldes mit dem festgelegten Strahlenfeld übereinstimmt.

Ein Unsicherheitsfaktor ist die durch Streuung der Primärstrahlung entstehende Sekundärstrahlung. Teile dieser Sekundärstrahlung können sich als sogenannte Streustrahlung am Kalibrierpunkt mit der Primärstrahlung überlagern und das Energiespektrum der Kalibrierstrahlung hin zu niedrigeren Energien verschieben.

Durchführung der Simulationen

Für die Strahlentransportsimulationen sind die Bestrahlungsanlage selbst, sie umfasst vier Cäsium-137 Quellen unterschiedlicher Quellstärke sowie vier Blenden, und wesentliche Bestandteile des Labors modelliert worden. Hierunter fallen ein verschiebbarer Messwagen, auf dem die Prüflinge für die Kalibrierung positioniert werden, Decken- und Bodenplatte als auch Seitenwände des Labors.

Die Abbildung 2.1 zeigt eine Ansicht des Betonbunkers [Har09] und die Abbildung 2.2 zeigt ein Modell der Bestrahlungsanlage [Lie08].



Abb. 2.1: Ansicht des Betonbunkers [Har09]: Im Vordergrund ist der Messwagen (2) zu sehen, blau im Hintergrund die Cs-137 Bestrahlungsanlage (1) und die Röntgenanlage (3)

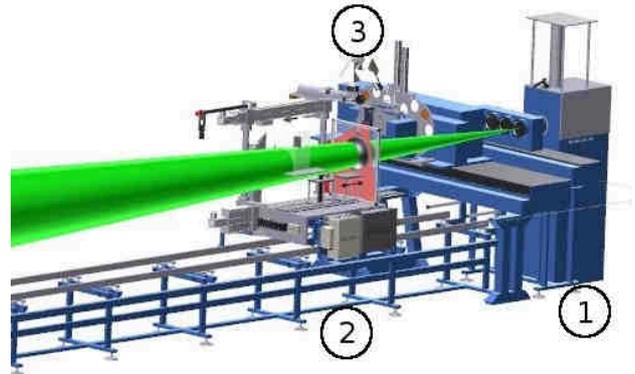


Abb. 2.2: Modellansicht der Bestrahlungsanlage [Lie08]: In der Bildmitte ist der Messwagen (2) und im rechten Bildteil die Bleiburg der Cs-137 Anlage (1) sowie deren Kollimatoren und die Röntgenanlage (3) und in Grün ein kollimierter Cs-Strahl zu sehen

Resultate der Simulationen

Die Simulationen zeigten nur einen geringen Einfluss von Streustrahlung auf die Qualität des Strahlenfeldes. So ist zwar in Abbildung 2.3 [Har09] zu erkennen, dass bei Berücksichtigung von Streustrahlung die Intensität der Strahlung im niedrigen Energiebereich zunimmt. Allerdings ist die Strahlungsintensität in diesem Energiebereich um drei Größenordnungen kleiner als in den höheren Energiebereichen, sodass sich diese Veränderung kaum auf die Dosis-konversion auswirkt.

Ausgehend von den Berechnungen konnte bestimmt werden, dass bei der Umrechnung von Messwerten von der Luftkerma K_a in die Umgebungsäquivalentdosis $H^*(10)$ eine Unsicherheit von 1,34 % auftritt. Hingegen gibt der Industriestandard ISO 4037-1 bei fehlender Kenntnis der Energieverteilung innerhalb des Strahlenfeldes einen Standardwert von 2 % Unsicherheit vor.

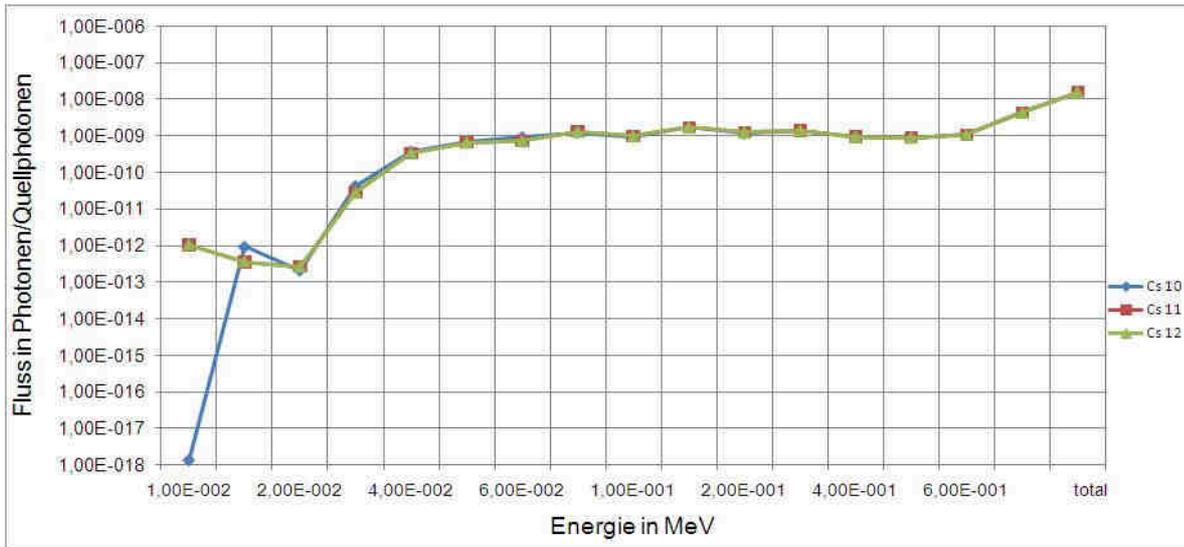


Abb. 2.3: Darstellung des berechneten Photonenflusses für die Dosisumrechnung [Har09]: Aufgetragen ist der Photonenfluss ohne Streustrahlung (Cs 10) und der Photonenfluss mit Streustrahlung (Cs 11 bzw. Cs 12)

Ausblick

Die hier mittels Simulationen bestimmte Unsicherheit für die Umrechnung von Luftkerma K_a in Umgebungsäquivalentdosis $H^*(10)$ gilt für einen Abstand von einem Meter zwischen Quelle und Kalibrierpunkt.

Für andere Messabstände sind weitere Simulationen und Untersuchungen erforderlich.

2.1.2 Untersuchung der Röntgenstrahlenfelder einer Photonenbestrahlungsanlage

Marco A. Harrendorf, Frank Becker

Zusammenfassung:

Für die geplante Akkreditierung der Röntgenanlagen von ISF bzw. KSM ist unter anderem die genaue Kenntnis der Röntgenspektren der beiden Anlagen notwendig. Darüber hinaus ist der Nachweis zu erbringen, dass Vorgaben nach dem Industriestandard ISO 4037-1 [ISO96] eingehalten werden.

Durch Simulationen konnten die Röntgenspektren der O-Serie und N-Serie als auch die Einflüsse von Luftstreuung und Rückstreuungen auf die Röntgenspektren der Röntgenanlagen bestimmt werden.

Einleitung:

Die Berechnung von Röntgenstrahlenfelder mittels Strahlentransportsimulationen ist ein häufig angewandtes Untersuchungsverfahren (siehe [Ay 04], [Bon05] und [Ng 00]). Dieses Verfahren ist im Allgemeinen Messungen an den Röntgenanlagen überlegen.

Die erforderlichen Messungen der tatsächlichen Röntgenanlagen sind in der Regel zu umfangreich und zum Teil auf Grund der hohen Strahlungsintensitäten an den Röntgenanlagen nur mit erheblichem Aufwand zu realisieren. Währenddessen ist bei den Simulationen nur die Kenntnis des Aufbaus der Röntgenröhre erforderlich.

Durchführung der Simulationen

Zur Bestimmung von Röntgenspektren wird ein kegelförmiger Elektronenstrahl mittels des Strahlentransportprogramms PENELOPE2008 [Sal08] simuliert, der von einer Kathode ausgeht und mit einer vorgegebenen Energie auf eine Anode trifft. Durch Simulation verschiedener Wechselwirkungsprozesse der virtuellen Elektronen mit dem Anodenmaterial wird sekundäre Photonenstrahlung, die sogenannte Röntgenstrahlung, erzeugt.

In der Praxis ist das Austrittsfenster der Röntgenröhre nicht unendlich dünn und zusätzlich ist im Strahlengang ein Filter festgelegter Dicke eingebracht, um das Röntgenspektrum der Anlage geeignet anzupassen.

Daher werden die Eigenfilterung der Röhre und die Zusatzfilterung durch das Einbringen von Filtern in den Strahlengang bei den Simulationen berücksichtigt.

Die Abbildung 2.4 [Bon05] zeigt eine schematische Darstellung einer Röntgenröhre in der Seitenansicht und die Abbildung 2.5 [Har09b] zeigt das Simulationsmodell einer der beiden Röntgenröhren in der Draufsicht.

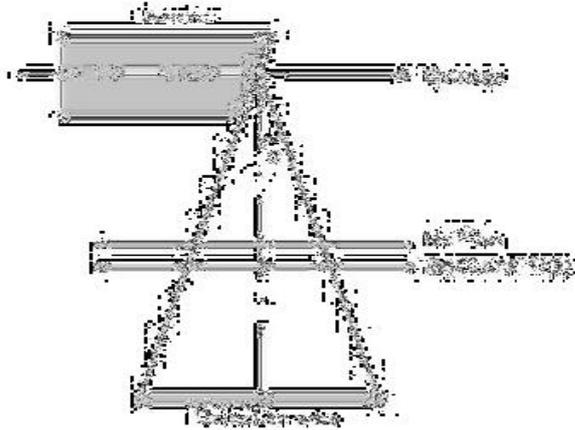


Abb. 2.4: Schematische Darstellung einer simulierten Röntgenröhre in der Seitenansicht [Bon05]: Eingezeichnet ist die Kathode, von der ein gebündelter Elektronenstrahl ausgeht, die Anode, auf der die Elektronen auftreffen, das Berylliumfenster, das die Eigenfilterung der Röntgenröhre darstellt, ein Zusatzfilter und ein Bestrahlungsbereich.

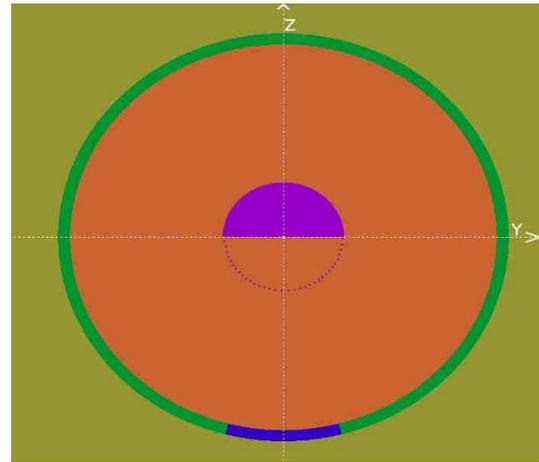


Abb. 2.5: Simulationsmodell einer Röntgenröhre in der Draufsicht [Har09b]: Dargestellt ist in Lila die geneigte Anode, in Orange der Vakuumschlauch, in Dunkelgrün der Stahlzylinder, in Blau das Berylliumfenster und in Hellgrün der umliegende Luftraum.

Resultate der Simulationen

Simulationen wurden unter Verwendung von verschiedenen Zusatzfiltermaterialien und -dicken (siehe hierzu auch Tab. 4 aus [ISO96]) für die nach ISO 4037-1 vorgegebenen Röntgenspektren der 0-Serie und N-Serie durchgeführt.

Die Simulationsergebnisse wurden anschließend mit Referenzspektren der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt (PTB) verglichen. Die Resultate des Vergleichs zeigen, dass die Röntgenanlagen im Wesentlichen alle Vorgaben erfüllen und dass die simulierten Röntgenspektren im Rahmen der Anforderungen mit den bei der PTB [Boe09] gemessenen Spektren übereinstimmen.

Die Abbildung 2.6 [Har09b] zeigt dies beispielhaft für ein Röntgenspektrum der N-Serie mit einer Röhrenspannung von 25 kV.

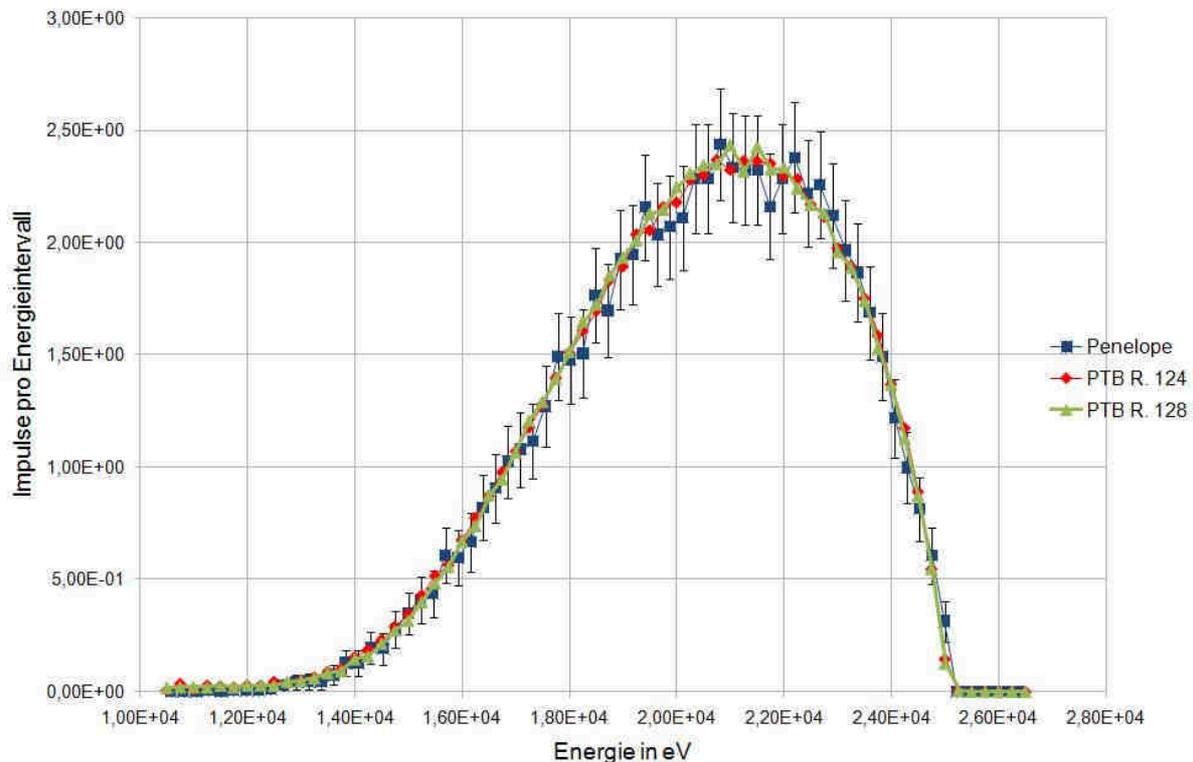


Abb. 2.6: Röntgenspektrum für N-25 [Har09b]: Eingetragen ist das Simulationsergebnis (Penelope) und die bei der PTB gemessenen Referenzspektren (PTB R. 124 bzw. PTB R. 128). Für das Ergebnis der Simulation sind zusätzlich Fehlerbalken der statistischen Unsicherheit eingezeichnet. Die Ergebniswerte sind durch Linien verbunden, um das Auge zu führen

Die Erfüllung der Anforderungen nach ISO 4037-1 und die Rückführbarkeit auf Vergleichsspektren lässt also nach derzeitigem Erkenntnisstand erwarten, dass die Röntgenanlagen akkreditiert werden können. Hierfür sind allerdings noch Parameter der Anlagen zu bestimmen, die nicht mit Simulationen erfasst werden können, z.B. die Konstanz der Hochspannungsversorgung der jeweiligen Röntgenanlage.

Weitere Informationen zur Untersuchung der Photonenstrahlenfelder an den beiden Röntgenanlagen sind der am ISF durchgeführten Bachelorarbeit [Har09b] „Simulationen der Röntgenstrahlenfelder im Betonbunker einer Photonenbestrahlungsanlage“ zu entnehmen.

Ausblick

Durch Messungen der Halbwertsschichtdicke (HWS) an den beiden Röntgenanlagen konnte - vor deren Umbau im Frühjahr 2009 - gezeigt werden, dass prinzipiell durch das Messen der HWS der Nachweis geführt werden kann, dass die Röntgenanlagen die Anforderungen nach ISO 4037-1 erfüllen (siehe auch Kapitel 2.1.3 und [Har09a]).

In Folge des Umbaus der Photonenbestrahlungsanlage ist eine erneute Untersuchung und Verifikation der oben diskutierten Messungen erforderlich.

2.1.3 Bestimmung der Halbwertsschichtdicke zweier Röntgenanlagen

Marco A. Harrendorf, Frank Becker

Zusammenfassung

Im Rahmen der geplanten Akkreditierung der Röntgenanlagen ist der Nachweis nach ISO 4037-1 [ISO96] für die Röntgeneinrichtung zu erbringen, dass die voreingestellten Röhrensparnungen im praktischen Betrieb erreicht werden. Standard hierfür ist die nichtinvasive Messung der Halbwertsschichtdicken (HWS).

Für beide Röntgenanlagen wurden die Röhrensparnungen mittels HWS-Messung bestimmt.

Einleitung

Die ISO 4037-1 legt als Kriterium für die nicht invasive Bestimmung der Strahlenqualität einer Röntgenanlage fest, dass falls die ersten und zweiten HWS in einem bestimmten Material innerhalb von 5 % für zwei Röntgenstrahlenfelder übereinstimmen, davon ausgegangen werden kann, dass die beiden Röntgenstrahlenfelder eine hinreichend gleiche Strahlenqualität besitzen.

Durch den Vergleich einer gemessenen, halblogarithmischen Schwächungskurve mit den vorgegebenen HWS kann daher auf die erreichte Röhrensparnung der Röntgenanlage geschlossen werden. Beziehungsweise verifiziert werden, dass die voreingestellte Röhrensparnung für das gewünschte Strahlenfeld erreicht wird.

Durchführung der Messung

Zur Aufnahme einer Schwächungskurve wird im äquidistanten Abstand zwischen dem Fokus der Röntgenröhre und dem Detektor eine Filterhalterung montiert. Anschließend wird für die jeweilige Röhrensparnung die Filterdicke variiert und die Strahlungsintensität mit Hilfe einer Ionisationskammer als Detektor ermittelt.

Durch eine Interpolation der Schwächungskurve kann dann die erste und zweite HWS ermittelt werden.

Die Abbildung 2.7 [Har09a] zeigt den Messaufbau im Kalibrierlabor und die Abbildung 2.8 [Har09a] zeigt beispielhaft die gemessene Schwächungskurve für eine Röhrensparnung von 120 kV.

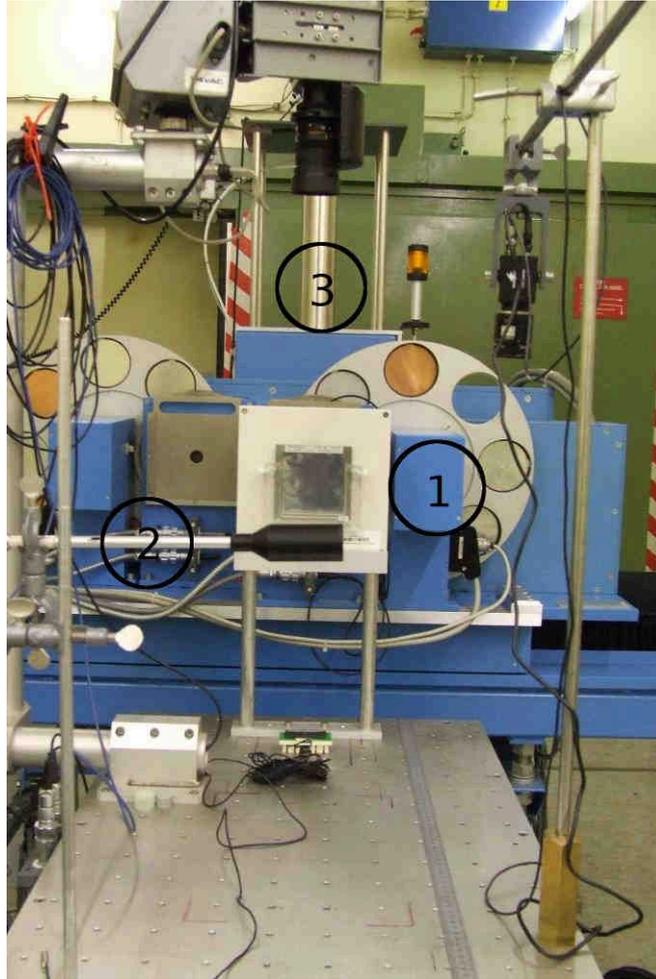


Abb. 2.7: Darstellung des Messaufbaus im Kalibrierlabor [Har09a]: Der Filterhalter (1) ist zwischen Detektor (2) und Röntgenanlage (3) montiert

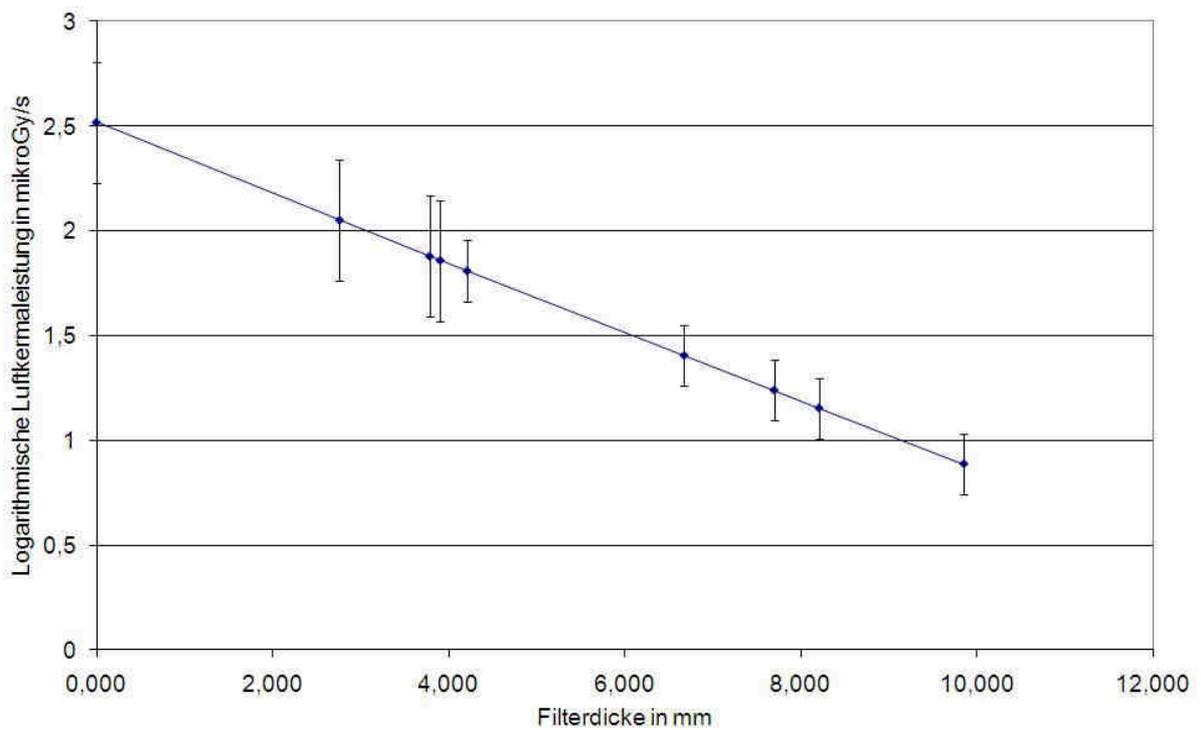


Abb. 2.8: Schwächungskurve für eine Röhrenspannung von 120 kV [Har09a]: Logarithmisch aufgetragen ist die gemessene Luftkermaleistung gegen die Filterdicke.

Resultate der Messungen

Eine Auswertung der gemessenen Schwächungskurven mittels des bei der PTB (Physikalisch Technischen Bundesanstalt) entwickelten Interpolationsverfahren [Boe08] zeigte, dass die ermittelten HWS weniger als 5 % von den theoretischen Vorgabewerten abweichen, wenn man nur die Ergebnisse der Hartstrahlröntgenanlage (60 kV bis 300 kV, außer N-200) berücksichtigt.

Für die Weichstrahlröntgenanlage (10 kV bis 40 kV) liegen $\frac{2}{3}$ der Abweichungen über 5 %, sodass hier die Ursache der Abweichung noch ermittelt werden muss.

Die Tabelle 2.1 gibt einen Überblick über die Abweichung der gemessenen HWS vom Vorgabewert für Röntgenspektren der ISO 4037-1 Narrow-Röntgenserie.

Tab. 2.1: Überblick über die Abweichung der gemessenen HWS vom Vorgabewert für Röntgenspektren der ISO 4037-1 Narrow-Röntgenserie

Röntgenröhre	Qualität	1. HWS	2. HWS
Hartstrahlröntgenröhre	N-300	2,8%	4,2%
	N-250	3,8%	2,9%
	N-200	3,9%	5,4%
	N-150	3,6%	4,4%
	N-120	4,1%	3,5%
	N-100	2,8%	2,3%
	N-80	0,5%	-1,1%
	N-60	-1,7%	-1,1%
Weichstrahlröntgenröhre	N-40	17,0%	15,0%
	N-30	4,9%	4,2%
	N-25	5,4%	5,3%
	N-20	-1,1%	0,7%
	N-15	7,8%	8,0%
	N-10	15,1%	-8,6%

Ausblick

Die Messungen der HWS müssen im Zuge des Umbaus der Anlagen wiederholt werden. Gegebenenfalls erfüllen die Weichstrahlröntgenanlage und die N-200 Werte nach der Modernisierung und Wartung das 5% Kriterium.

2.2 Modellierung von Bestrahlungsszenarien

Christoph Blunck, Marc Wurster, Frank Becker, Manfred Urban¹

¹WAK GmbH, Postfach 1263, 76339 Eggenstein-Leopoldshafen

Die Untersuchung von Beta- und Photonenstrahlenfeldern z.B. in der Nuklearmedizin beinhaltet neben den Messungen auch die Durchführung von numerischen Simulationen. Die Bestimmung der Dosis an Hand unter bestimmten Strahlungsszenarien wird dabei mit Hilfe eines Simulationshandphantoms [Blu09] vorgenommen. Dieses kann mit Hilfe einer Modellierungssoftware in ihren geometrischen Eigenschaften (z.B. Länge und Dicke einzelner Finger) und der Stellung der Gelenke verändert werden [Blu09a]. Um die Übereinstimmung zwischen einer realen und einer modellierten Handhabung zu gewährleisten reicht es meist nicht aus, die Haltung der Hand nur mit Hilfe eines visuellen Abgleichens mit einem 2-D Bild

einzustellen. Die Modellierung eines konkreten und realen Szenarios wird erst mit Hilfe von 3-D Informationen möglich.

2.2.1 Markerbasierte Erfassung und Bestimmung von 3-D Koordinaten für die Modellierung von Simulationsszenarien

Das Simulationshandphantom kann mit den Koordinaten von signifikanten Positionen an der Hand weitestgehend automatisch modelliert werden. Zur Gewinnung dieser Koordinaten und anderer räumlicher Informationen wurde ein System aus vier Kameras und einer Software zur Bewegungsanalyse (Simi Motion [Sim7.5]) eingerichtet. Sie arbeitet mit reflektierenden Markern die sich an vordefinierten Punkten am Objekt, also im vorliegenden Fall der Hand befinden.

Zur Lösung der dreidimensionalen Aufgabenstellungen benötigt man mindestens zwei Kameras, die in der Lage sein müssen, zur gleichen Zeit ein Bild zu machen. Die Koordinaten eines Markers können, sofern sie von zwei Kameras gleichzeitig erfasst wurden, bestimmt und ausgegeben werden. Des weiteren benötigt man ein Kalibrierungssystem, bestehend aus einem dreidimensionalen Objekt, von welchem die Koordinaten signifikanter Punkte im Raum bekannt sind. Die Inbetriebnahme des Kamerasystems, sowie die Entwicklung eines Kalibriersystems und die Planung und Durchführung von Testläufen für die Bewegungserfassung war Teil einer Praktikumsarbeit [Wur09]. Schwierigkeiten entstehen bei der Erfassung dadurch, dass es bei der Bewegung der Hand zu Verdeckungen der Marker kommen kann, so dass der Marker nicht von den Kameras (bzw. von mindestens zwei) erfasst werden kann. Zudem kommt es vor, dass die Marker, trotz Sichtbarkeit, nicht vom System erkannt werden. Auch eine falsche Zuordnung, also eine Verwechslung von Markern ist möglich. Zur Zeit ist zur korrekten Wiedergabe von Koordinaten eine zeitaufwendige Nachbearbeitung der Daten im Anschluss an die automatische Erfassung erforderlich.



Abb. 2.9: Links: Vier Kameras mit denen das Bestrahlungsszenario aufgezeichnet wird. Rechts: Markerbestückte Hände aufgenommen aus den vier Kameraperspektiven.

2.2.2 Modellierung eines Simulationshandphantoms mit inverser Kinematik

Die Handstellung des zuvor entwickelten Handphantom kann nach dem Prinzip der kinematischen Ketten verändert werden [Blu09, Blu09a]. Sie kann durch Vorgabe der Gelenkwinkel im Rahmen der durch die Anatomie vorgegebenen Grenzen in beliebige Positionen und Stellungen gebracht werden. Die Fingerspitze wird sich darauf hin an einer bestimmten Stelle im Raum befinden. Dieses wird auch als vorwärts gerichtete oder direkte Kinematik bezeichnet. Schwieriger ist der umgekehrte Vorgang, bei dem aus den Koordinaten eines bestimmten Punktes im Raum, z.B. der Fingerspitze, die Krümmung der einzelnen Fingerglieder bestimmt werden müssen, damit das Modell diesen Zielpunkt erreicht. Dieses wird als inverse Kinematik bezeichnet.

Für die Rekonstruktion einer bestimmten Handstellung des Simulationshandmodells wurde eine Methode entwickelt, die aus acht Koordinaten, denen des Handgelenks und zwei weiterer Punkte auf der Handfläche, sowie den einzelnen Finger- und der Daumenspitzen die Handstellung reproduziert. Das Hinzufügen weiterer Koordinaten bestimmter Punkte an der Hand würde die Rekonstruktion erheblich vereinfachen. Mit jeder weiteren Markierung erhöht sich jedoch auch die Gefahr der Verwechslung von Punkten und der Aufwand die Koordinaten zu gewinnen. Ziel ist deswegen, mit so wenig charakteristischen Punkten wie möglich auszukommen, um die Handstellung virtuell zu rekonstruieren. Dieses geschieht in verschiedenen aufeinanderfolgenden Schritten. Zunächst wird das Handgelenk durch Koordinatentransformation an die richtige Position verschoben und anschließend durch zwei aufeinanderfolgende Rotationen ausgerichtet. Dabei soll eine möglichst genaue Übereinstimmung zwischen reeller und virtueller Handfläche entstehen. Nachdem die Handfläche auf diese Weise ausgerichtet wurde, befinden sich die Grundgelenke der Finger und des Daumens annähernd an der richtigen Position. Im nächsten Schritt werden die Winkelstellungen der einzelnen Gelenke (Grund-, Mittel- und Endgelenk) so bestimmt, dass die Fingerspitze die Zielkoordinate erreicht. Dabei müssen die Umkehrfunktionen zu verschiedenen trigonometrischen Funktionen gebildet werden, was in diesem Falle nur durch Approximationsmethoden möglich ist. Außerdem gibt es viele Möglichkeiten, die Position des Endpunktes durch die drei Winkel zu beschreiben. Das Annäherungsverfahren sollte deshalb zusätzlich gewährleisten, dass aus den möglichen Lösungen diejenige gefunden wird, die den anatomischen Möglichkeiten der menschlichen Hand bestmöglich entspricht.

Die Grundgelenke der Finger und das Daumensattelgelenk besitzen, anders als die restlichen Finger- und Daumengelenke mit einem Freiheitsgrad, zwei Freiheitsgrade. Das im Folgenden vorgestellte Lösungsverfahren für die Beugung der Finger (analoge Vorgehensweise beim Daumen) ist nur für Gelenke mit einem Freiheitsgrad geeignet. Deshalb wird zuvor der Winkel berechnet, um den sich der Finger im zweiten Freiheitsgrad drehen würde. Nach dieser Rotation wird die so entstandene Gelenkstellung in dieser Richtung als fixiert angenommen. Damit können alle drei Gelenke wie Scharniergelenke behandelt werden und besitzen nur noch einen Freiheitsgrad. Zur Lösung dieses „Fingerbeugungsproblems“ wurde ein Verfahren entwickelt, welches nach dem Prinzip der „cyclic coordinate descent“ Methode [Lue84, Wan91] arbeitet. Ziel dabei ist es, den Abstand zwischen der gewünschten Position der Fingerspitze und der tatsächlichen Position der Fingerspitze iterativ durch die verschie-

denen Winkeldrehungen der Gelenke zu minimieren. Es muss der Zustandsvektor $\vec{W} = (\text{Winkelstellung}_{\text{Grundgelenk}}, \text{Winkelstellung}_{\text{Mittelgelenk}}, \text{Winkelstellung}_{\text{Endgelenk}})$ gefunden werden, der die Gleichung $\Delta P = \|\vec{F}_S - \vec{F}_I\|$ (ΔP : Abstand, \vec{F}_S, \vec{F}_I Sollwert bzw. Istwert der Fingerspitzenkoordinaten) minimiert. Dies wird zyklisch in Schritten erledigt. In jedem Schritt werden nacheinander die Rotationen der einzelnen Gelenke berechnet, die nötig sind, um die aktuelle Position der Fingerspitze an die gewünschte Position der Fingerspitze anzunähern. Die beiden anderen Gelenke bleiben dabei fixiert. Nach den drei Berechnungen der drei Winkeldrehungen des Grund-, Mittel- und Endgelenks beginnt der nächste Schritt und die Berechnungsprozedur von vorne.

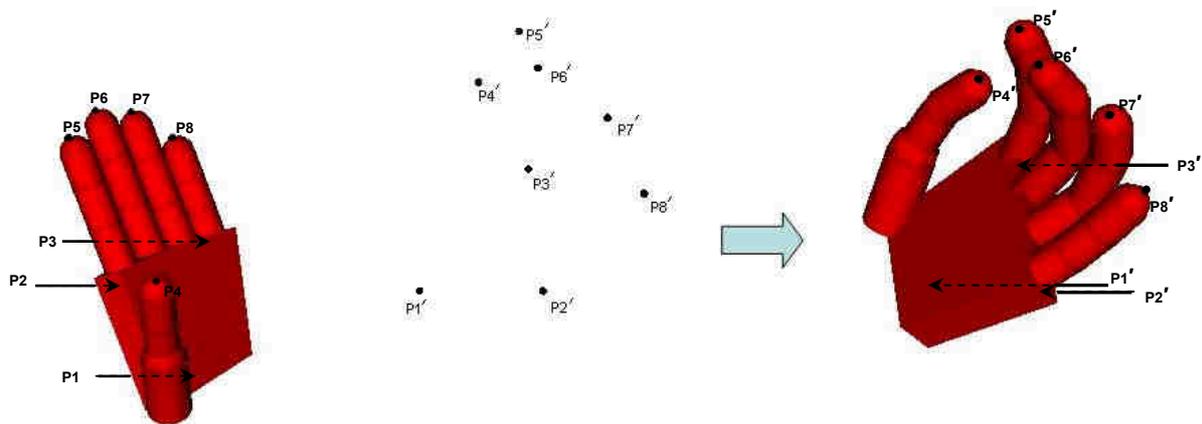


Abb. 2.10: Handrekonstruktion basierend auf acht charakteristischen Punkten. Links: Ursprungsstellung mit den Punkten (P1 bis P8) zusammen mit den acht Zielpunktkoordinaten von den Markern (P1' bis P8'). Rechts: Handstellung nach der Anwendung der Prozedur mit inverser Kinematik (Die Punkte P1 bis P3 bzw. P1' bis P3' befinden sich auf dem Handrücken und sind in der hier gezeigten Perspektive verdeckt).

Zusätzlich sind verschiedene Nebenbedingungen, zum Beispiel Grenzen und gegenseitige Abhängigkeiten der Winkeldrehungen, notwendig, die das Problem weiter einschränken und eine realistische Nachbildung der Hand gewährleisten. In der Theorie und unter optimalen Versuchsbedingungen funktioniert die gesamte Prozedur der inversen Kinematik sehr gut. In realen Anwendungen können die Marker jedoch verdeckt sein oder deren Zuordnung zu den Punkten an der Hand nicht eindeutig ausfallen. Dadurch wird die automatische Berechnung der Handstellung fehleranfällig. Hier sind noch Weiterentwicklungen notwendig, um die Rekonstruktionsprozedur zu optimieren.

Das anschließende Überführen der Modellparameter in ein Inputfile für Simulationen mit MCNPX kann weitestgehend automatisch ablaufen. Die Qualität der Simulation wird letztendlich von der erreichbaren Genauigkeit der Handmodellierung und der Möglichkeit, die Strahlenquellen eines konkreten Szenarios zu modellieren abhängen. Letzteres kann sich bei orts- und zeitabhängiger inhomogener Verteilung von Strahlenquellen in einer Lösung als sehr fallspezifisch erweisen [Blu09a]. Zum Analysieren von Bewegungsabläufen, zum Beispiel mit dem Ziele Handhabungen in Strahlenfeldern im Hinblick auf den Strahlenschutz zu optimieren, verlieren diese beiden Punkte jedoch an Bedeutung. Hier könnte man eine repräsentative Verteilung und Aktivität der Strahlenquelle voraussetzen und anhand dieser allgemein Aussagen oder Empfehlungen z.B. bezüglich der Dosisminimierung abgeben.

2.3 Untersuchungen zur Strahlenexposition bei der SIRT

Frank Becker, Rolf-Erich Barié¹

¹Nuklearmedizin, Städtisches Klinikum Karlsruhe gGmbH

Die Überwachung von beruflich strahlenexponiertem Personal ist Grundbestandteil von Strahlenschutzprogrammen. In nuklearmedizinischen Therapieverfahren besteht ein großes Risiko von hohen lokalen Strahlenexpositionen, weil offene Strahlenquellen direkt gehandhabt werden. Trotz der großen Personenzahl, die im nuklearmedizinischen Bereich tätig ist, gibt es bislang nur wenige publizierte Untersuchungen.

Mit dem schnell voranschreitenden technischen Fortschritt werden auch neue Techniken verstärkt im nuklearmedizinischen Bereich angewendet. Dadurch ergibt sich ein verstärkter Fokus auf den Strahlenschutz des medizinischen Personals mit neuen Überwachungsprogrammen [Van08].

Insbesondere mit dem zunehmenden Einsatz von Betastrahlern werden genaue Untersuchungen der Strahlenbelastungen des Personals, die mit diesen Strahlern umgehen, erforderlich. Therapien, die den hochenergetischen Beta-Strahler ⁹⁰Y verwenden, sind unter anderem die Selektive Interne Radiotherapie (SIRT, eine Therapiemöglichkeit für primäre Lebertumoren und Lebermetastasen [Stu01]) und die Radiosynoviorthese (RSO, ein nuklearmedizinisches Verfahren zur Behandlung von entzündlichen Gelenkerkrankungen [Gra00]). Für die RSO liegen diesbezüglich bereits verschiedene Veröffentlichungen vor (z.B. [Rim07]), deshalb stellen wir in diesem Beitrag eine Untersuchung der auftretenden Teilkörperdosen der Hände des medizinischen Personals in der SIRT vor. Bei der SIRT werden winzige Kügelchen (Mikrosphären), an denen ⁹⁰Y fest gebunden ist, in die Leber injiziert, in der sie als permanentes Implantat verbleiben. Bei der Bestrahlung handelt es sich um eine interne Bestrahlung, die an den Tumoren eine gewünschte Schädigung erzielt.

Bei der Herstellung der Yttrium-Kügelchen kommt die kurze Halbwertszeit vom ⁹⁰Y von rund 64 Stunden zum Tragen. Die Kügelchen werden nach der Herstellung schnellstmöglich an das Therapiezentrum geliefert. Dabei liegen die Kügelchen mit sterilem Wasser als Suspension vor, die in einem Transportvial aus Glas geliefert wird (s. Abb. 2.11). Ein Bleicontainer mit einer Wandstärke von ca. 1 cm dient als Abschirmung beim Transport. Die gelieferten Aktivitäten betragen 3 bis 4 GBq bei einem Volumen von 5 ml. Aus dem Transportvial wird vom medizinischen Personal die für die Patienten benötigte Menge in ein Applikationsvial umgefüllt.



Abb. 2.11: Zur Vorbereitung der individuellen Patientendosis werden mit Yttrium-90 beladene Mikrosphären in einem Transportcontainer mit Bleiabschirmung (im Bild links als orangefarbener Behälter zusehen) eine Aktivität von 3 bis 4 GBq angeliefert. Das medizinische Personal füllt die verordnete Aktivitätsmenge für die Therapie vom Transportvial (roter Pfeil) in ein Applikationsvial um. Der Umfüllvorgang wird mit einer Spritze durchgeführt, die mit einer Plexiglasabschirmung umgeben ist. Im Bild zeigt der schwarze Pfeil auf die in der Spritze aufgezogenen Mikrosphären.

Die Vorbereitung und Durchführung der Therapie beinhaltet mehrere komplexe Arbeitsschritte, wie z.B. das präzise Umfüllen und Ausmessen der für jeden Patienten individuellen Dosis, die Vorbereitung der Applikation und schließlich die Injektion in den Angiographiekatheter, sowie die anschließende ordnungsgemäße Entsorgung aller Utensilien, in denen noch Restaktivitäten verbleiben können. Der Schwerpunkt wurde in der Untersuchung auf das Hantieren im radiochemischen Labor der Therapiezentren gelegt [Tra08].

Anhand der Untersuchungen wurden „Standard Operating Procedures“ (SOP) erstellt, die Handhabungen hinsichtlich des Strahlenschutzes optimieren. Eine SOP ist eine Standardvorgehensweise im Sinne einer Arbeitsanweisung. Arbeitsanweisungen sind an einen bestimmten Prozess bzw. ein Produkt oder einen Arbeitsplatz gebunden. Sie sind ein Hilfswerkzeug für jeden Mitarbeiter, damit er seine Aufgaben qualitätsgerecht erfüllen kann. Der Einsatz einer Standardarbeitsanweisung ist vor allem dann sinnvoll, wenn trotz Erfahrung und Qualifikation des Mitarbeiters wiederholt dieselben Fehler gemacht werden. Arbeitsanweisungen sind eine gute Grundlage für die Einarbeitung neuer Mitarbeiter.

Die Untersuchung wurde durch Messungen mit Thermolumineszenzdetektoren (TLDs) und Filmaufnahmen von Handhabungen in verschiedenen Therapiezentren durchgeführt [Tra08]. So konnten sowohl Ursprünge von höchsten Expositionen im gemischten Beta-Photonen-Strahlenfeld als auch Handhabungsabläufe, die zu erhöhten Dosen führen können, erkannt und gezielte Optimierungsmaßnahmen eingeleitet werden. Nach Umsetzung der Maßnahmen bzw. Anwendung einer neuen SOP wurden einige Messreihen durchgeführt. In Abb. 2.12 ist eine typische Dosisverteilung auf der Innenfläche der Hände dargestellt. Im Vergleich zur den Untersuchungen vor der Anwendung der neuen SOP haben sich die maximalen Werte bei einem Umfüllvorgang pro Applikationsvial von über 1 mSv (die maximale Werte lagen bei 2-3 mSv) auf unter 1 mSv reduziert.

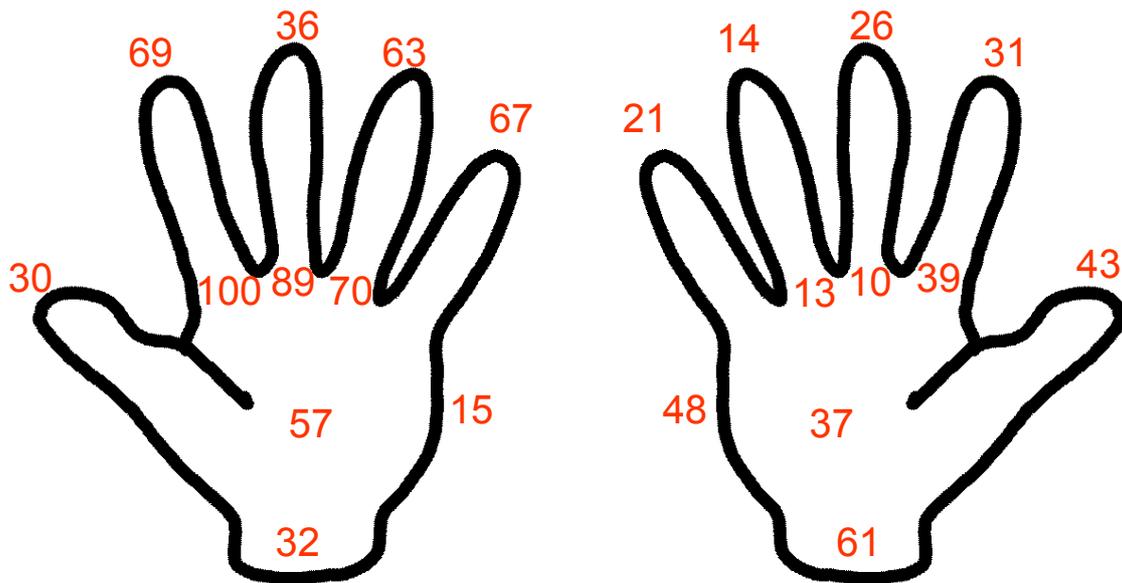


Abb. 2.12: Verteilung von $H_p(0,07)$ an den Innenseiten der Hände bei einer Vorbereitung zur SIRT. Die Messwerte wurden mit TLDs an den verschiedenen Stellen gemessen. Sie geben den prozentualen Anteil vom Maximalwert, der in diesem Beispiel 0,8 mSv beträgt, an.

Fazit: Durch die Erstellung einer neuen SOP konnten erste Maßnahmen zur Reduktion der Strahlenbelastung an den Händen erreicht werden. Bei Expositionen in der Größenordnung von 1 mSv besteht die Möglichkeit bei zunehmendem Einsatz von Anwendungen sich dem Jahresgrenzwertes vom 500 mSv zu nähern oder diesen sogar zu überschreiten. Auch im Sinne des ALARA-Prinzips sollte die Dosis verringert werden. Verbesserte Abschirmungen können ebenfalls zur Reduktion der Exposition führen. Dies ist ein zukünftiger Forschungsgegenstand am ISF.

2.4 Numerische Simulation von Strahlenfeldern in einem Zwischenlager für Brennelemente

Frank Becker, Rick Fritschek¹, Guoqing Zhang, Sabine Prys¹

¹Fakultät Computer & Electrical Engineering, Hochschule Furtwangen

Dieser Beitrag fasst im Wesentlichen die Bachelorarbeit von Herrn Fritschek [Fri09] zusammen, die in Kollaboration mit der Hochschule Furtwangen am ISF durchgeführt wurde. Aufgabe war Grundlagen zur Simulationen und Analyse von Strahlenfeldern in einem Standortzwischenlager für CASTOR-Behälter zu erarbeiten. Es wurde das Simulationsprogramm MCNP5 eingesetzt. Zur Lösung der Aufgaben wurde eine Modellierung von CASTOR-Behältern und eines Zwischenlagers in MCNP durchgeführt. Zur Berechnung des Strahlenfeldes kommen folgende aufgabenspezifische Punkte zum Tragen: CASTOR-Behälter besitzen gemäß ihre Aufgabe eine sehr dicke Abschirmung. Daher gelangen nur verhältnismäßig wenige Teilchen von der Quelle im Innern des Castors nach außen. Somit sind sehr lange Rechenzeiten nötig um statistisch zuverlässige Ergebnisse für dosimetrische Aussagen zu bekommen. Daher wurden in dieser Arbeit Simulationsoptimierungen untersucht. Als beste Möglichkeit zur Lösung dieser Aufgabe hat sich die Anwendung von Varianz-Reduktions-Methoden erwiesen. Dazu wurde die „Weight Window“-Methode in Kombination mit der Generierung von Oberflächenquellen eingesetzt. Sowohl der Einsatz von Oberflächenquellen

als auch der Einsatz von Computerclustern (z.B. [SCC09]) tragen dazu bei, die Berechnungsdauern zu senken und so die Realisierung der Simulationen im Zeitrahmen der Bachelorarbeit zu ermöglichen.

Zunächst wurde ein repräsentativer CASTOR-Behälter mit Beladung [Hum09] simuliert und eine geeignete Varianz-Reduktions-Methode auf das spezielle Problem angepasst. Abbildung 2.13 (links und Mitte) zeigt die Simulationsergebnisse beim Einsatz der Varianz-Reduktions-Technik bei einer gleichen Anzahl von Ursprungsereignissen. Beim Einsatz von „Weight-Windows“ gelangen deutlich mehr Teilchen durch die Abschirmung hindurch.

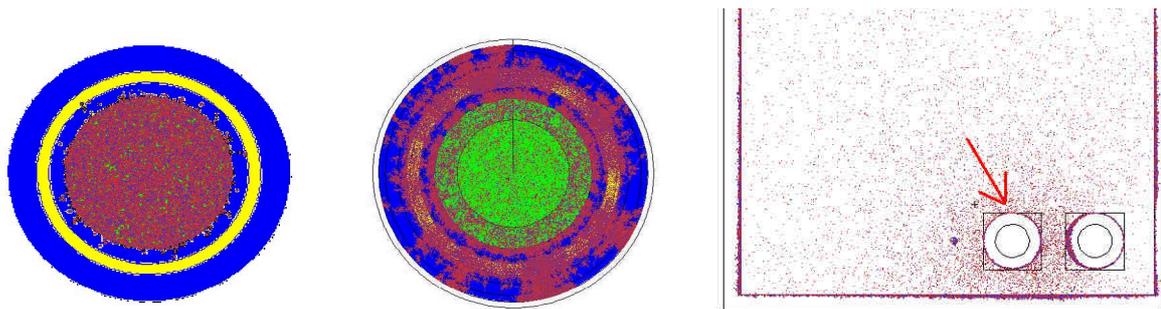


Abb. 2.13: Geometrie und Teilchenverteilung (Photonen) beim CASTOR-Modell in MCNP (links) ohne und (Mitte) mit Varianz Reduktion. In Blau sind die CASTOR-Wände, in Gelb die Polyethylen-Neutronen-Abschirmung, in Grün die Beladung (Quelle) und in Rot die Photonen dargestellt. Rechts: Modellbild eines CASTOR-Behälters als Oberflächenquelle (roter Pfeil) in einem Zwischenlagermodell (rundherum mit drei Wänden begrenzt) mit einem weiteren CASTOR. Die Teilchenverteilung ist durch rote und blaue Punkte gekennzeichnet.

Um eine Gruppierung von 16 CASTOR-Behältern in einem Zwischenlager zu modellieren, wurde ein repräsentativer CASTOR als Oberflächenquelle generiert. Die Wirkungsweise einer solchen Quelle ist in Abb. 2.13 (rechts) beispielhaft dargestellt. Durch den Einsatz dieser Oberflächenquellen entfällt die aufwendige Teilchentransportrechnung im CASTOR und vereinfacht so die Berechnung von mehreren CASTOREN. Allerdings benötigen solche Oberflächenquellen für statistisch zuverlässige Ergebnisse entsprechend großen Speicherplatz. In Abb. 2.14 ist die Dosisverteilung für Neutronensimulationen mit 16 CASTOR-Behältern in einen Zwischenlagermodell (Photonenverteilung ähnlich) beim Einsatz von Oberflächenquellen dargestellt.

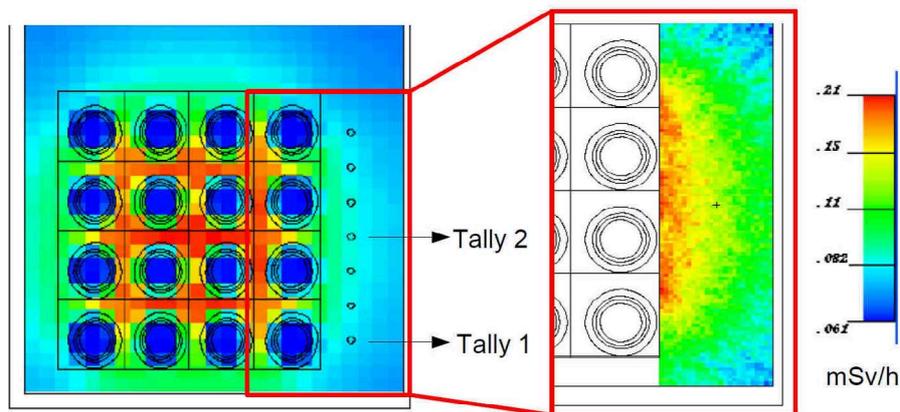


Abb. 2.14: Gruppierung von 16 CASTOR-Behältern in einem Zwischenlagermodell und Simulationsergebnis der Neutronendosisverteilung. Tally 1 und 2 geben die Messpunkte für die Spektren in Abb. 2.15 wieder.

Zusätzliche Simulationen liefern erweiterte Kenntnisse über das Strahlenfeld, die durch Messungen nur mit erheblichem Aufwand gewonnen werden können. In Abb. 2.15 sind zwei simulierte Beispielspektren dargestellt. Sie geben Auskunft über das Strahlenfeld hinsichtlich unterschiedlicher Streustrahlungsanteile und Intensitätsverläufe („Peaks“ in den Spektren können durch die Kondensierung des Quellspektrums [Hum09] entstanden sein).

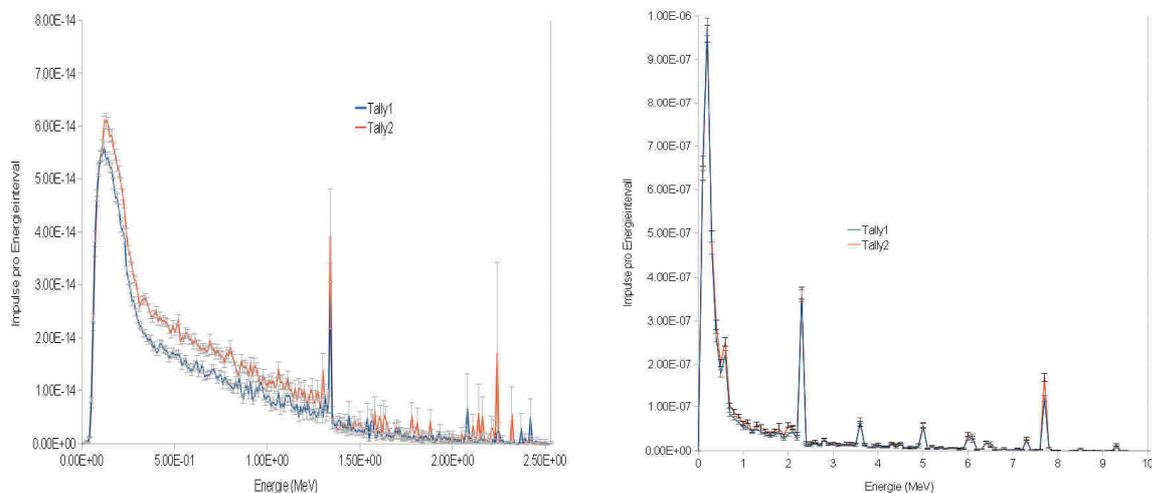


Abb. 2.15: Photonen- (links) und Neutronenspektren (rechts), die durch die Simulationen an den Messpunkte Tally 1 und 2 (s. Abb. 2.14) generiert wurden.

Fazit: Diese Arbeit gibt Grundlagen zu dosimetrischen Monte-Carlo-Simulationen in Zwischenlagern wieder. Dazu gehören die Untersuchung geeigneter Modellierungsmethoden und Varianz-Reduktions-Techniken, sowie die Einsatzmöglichkeit von Computerclustern. Insgesamt konnte so die Berechnungsdauer um einen Faktor von ca. 600 beschleunigt werden. Somit braucht z.B. eine typische Photonensimulation der verwendeten Modelle nur noch ~ 4 h anstatt ~ 95 d, um einen relativen Fehler für Dosiswerte von ungefähr 3 % zu erreichen. Die erarbeiteten Methoden eignen sich gut, um mit MCNP Strahlenfelder in Zwischenlagern zu charakterisieren und kann erweiterte Kenntnisse liefern, die durch Messungen nicht mit ausreichendem Detail oder gar nicht gewonnen werden können. In Zukunft

kann so auch bestimmt werden, ob Dosimeter im Strahlenfeld eines Zwischenlagers eingesetzt werden können bzw. diesbezüglich eine zum Strahlenfeld passende Kalibriermethode ermittelt werden.

2.5 Hybrid Models and Simulations of Neutron Nuclear Tracks in Makrofol

Guoqing Zhang, Frank Becker, Manfred Urban¹

¹WAK GmbH, Postfach 1263, 76339 Eggenstein-Leopoldshafen

As a kind of solid state nuclear track detector (SSNTD), polycarbonate foils such as Makrofol are able to detect neutrons by recording α particles produced by (n, α)-reactions and neutron induced carbon and oxygen recoils [Joz90]. In this paper the authors present a new method to simulate the response of Makrofol.

2.5.1 Simulation of particle tracks

The Monte-Carlo code Geant4 has the ability to transport neutrons as well as heavy charged particles in a wide energy range and to give detail direction information of recoils. In combination with SRIM [Zie08] and our own MATLAB codes a series of simulations for the angular response of Makrofol were performed.

Several factors, which have tremendous influence on the track shape and visibility etc., play important roles in the field of SSNTD. Most key factors of them are energy threshold and critical angle with respect to the normal incidence direction of the detector surface. All recoils of energy below an energy threshold or incident angle above a critical angle do not form visible tracks. The critical angle θ_c can be expressed as a function of etching-rate ratio V , which is the ratio of track etching rate V_T and bulk etching rate V_B . The correlation is $\theta_c = \text{arcsec}(V)$. In earlier work [Sai96] it has been found that, for most of the commercial plastics, V can be well described by the relation $V = 1 + \alpha \cdot \text{REL}^\beta$, where REL is restricted energy loss and α , β are constants depending on the etching procedure. REL can be computed through the Bethe-Bloch formula or with the SRIM code for high or low recoil energies, respectively.



Abb. 2.16: Experimental setup at the standard irradiation device. ●: detectors, ●: ^{252}Cf source.

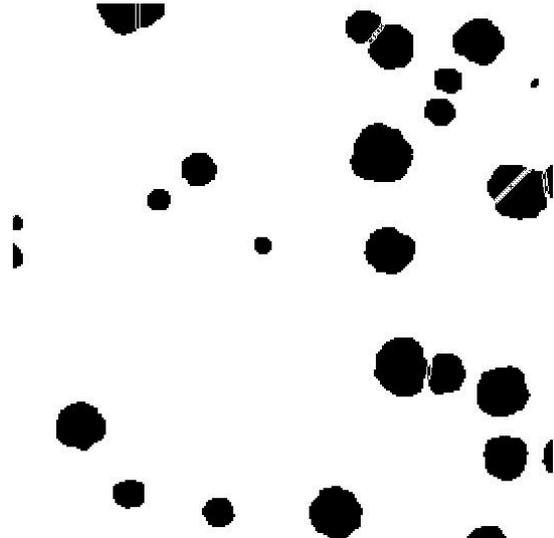


Abb. 2.17: Enlarged visible tracks as observed with the analyzing system.

Geant4 was used to archive position, direction, energy and type of recoil data into a plain text file. From this data SRIM calculates REL and the range of recoils. On the basis of information above, our own codes determine whether a recoil can form a visible track or not. Since in our case the proportions of α -tracks are very small, we only took carbon and oxygen recoils into account.

2.5.2 Experimental verification of detector response

To verify the results of our simulations, experiments have been performed at the calibration laboratory of KIT using standard neutron fields of Cf-252. Makrofol DE 1-4 of 475 μm thickness has been chosen as detector material, and two-step electrochemical etching (ECE) technique has been applied. The exposures were carried out all at once at angles of 0, 15, 30, 45, 69, 75, 90° (with respect to the normal of the detector surface). In order to maintain as far as possible free-in-air irradiation conditions of the standard irradiation device, the detectors were fixed on thin steel sticks (see Abb: 2.16). An automatic analyzing system was used for track counting (see Abb: 2.17).

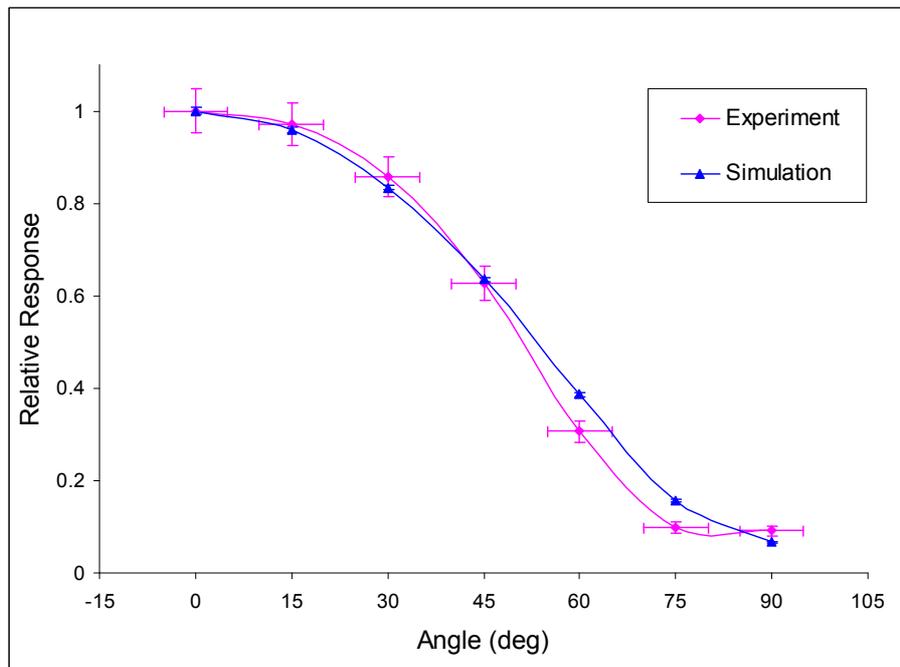


Abb. 2.18: Angular response of Makrofol DE 1-4 to ^{252}Cf neutrons.

Abb. 2.18 shows the experimental and simulated relative response of the detectors as function of the neutron incident angle. With the following selected energy thresholds [Som76] (Carbon: 0.24 MeV, Oxygen: 0.32 MeV) and the values $\alpha = 0.0034$ and $\beta = 3.5$, the experimental and calculated curves agree quite well within the error bars. It shows that the method which combines Geant4, SRIM and our own codes is a good solution to simulate the response of Makrofol detectors.

2.6 Auswirkung ionisierender Strahlung auf nichtlineare Dielektrika

F. Becker, W. Menesklou¹

¹Institut für Werkstoffe der Elektrotechnik, KIT Campus Süd

Das ISF hat in Zusammenarbeit mit dem IWE und der damaligen Hauptabteilung Dekontaminationsbetriebe (HDB) des Forschungszentrums Karlsruhe eine Hochdosisbestrahlung an Prüflingen (nichtlineare Dielektrika) durchgeführt, um deren Strahlungsempfindlichkeit/Schädigung zu untersuchen. Es wurde eine Umgebung gewählt, die einem Szenario radioaktiver Reststoffe im industriellen Umfeld nahe kommt. Für den experimentellen Aufbau, bestehend aus einem leeren Fass als Träger und einem mit radioaktiven Reststoffen beladenen Fass als Strahlungsquelle, wurde das Lager für radioaktive Reststoffe der HDB gewählt. Im leeren Fass wurden die Prüflinge auf einer Presstrommel fixiert und unter dem „Bestrahlungsfass“ positioniert (Abbildung 2.19). Zuvor wurde das Strahlenfeld mit Dosimetern ausgemessen [JB 08]. Die Zeit vom 22.12.2008 bis 12.1.2009 wurde für eine Langzeitbestrahlung ausgenutzt. In diesem Zeitraum konnte in dem inhomogenen Strahlenfeld des Fasses eine Photonen-Dosis von bis zu 800 Sv erreicht werden. Um eine untere Grenze von 1000

Sv zu erreichen, wurden die Proben danach mit einer entsprechenden Dosis einer Co-60 Quelle aufgestockt.

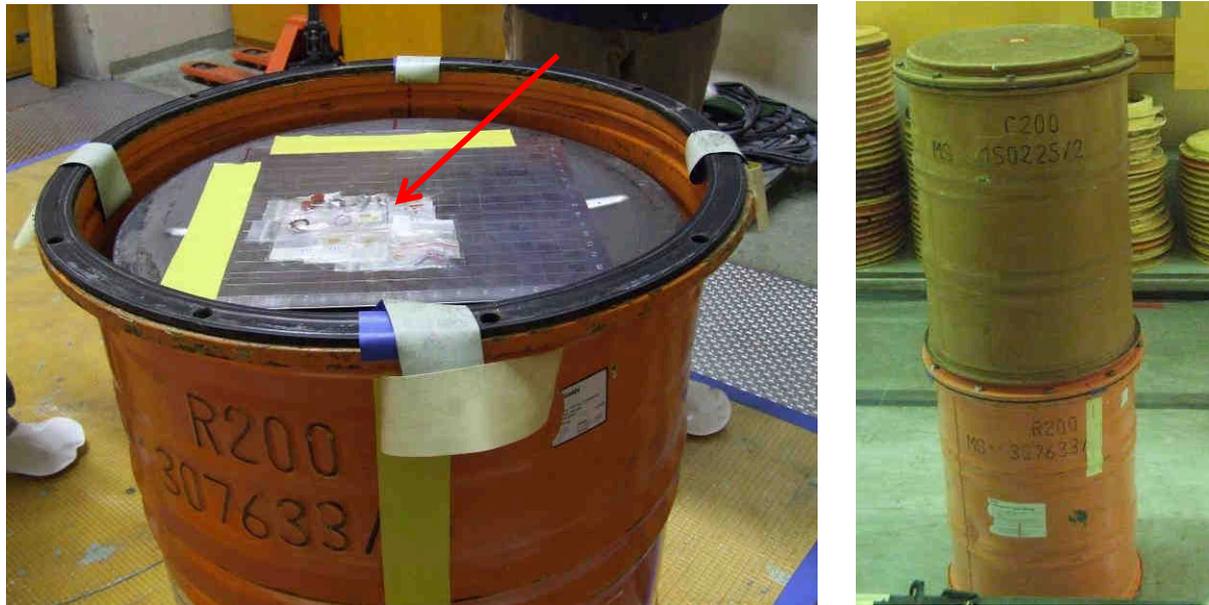


Abb. 2.19: Experimenteller Aufbau: links: Prüflinge (roter Pfeil) auf der Presstrommel eines leeren Fasses; rechts: das Fass mit den Prüflingen unter einem mit radioaktiven Reststoffen beladenen „Bestrahlungsfass“.

Nichtlineare Dielektrika besitzen ein großes Potenzial in zukünftigen Sensor- und Kommunikationssystemen, z. B. als steuerbare Antennen oder abstimmbare RF-Komponenten wie Kondensatoren, Filter und Oszillatoren, da sich die Dielektrizitätskonstante (Permittivität) durch ein elektrostatisches Feld bei Raumtemperatur steuern lässt. $(\text{Ba,Sr})\text{TiO}_3$ (BST) ist wegen seiner hohen Steuerbarkeit das aussichtsreiche Materialsystem für eine Realisierung dieser passiven Bauelemente, dessen Einsatz insbesondere in der Mikrowellentechnik aufgrund der relativ hohen dielektrischen Verluste nur eingeschränkt möglich ist. Ziel gemeinsamer Anstrengungen am IWE, IMF III (KIT), IMTEK (Universität Freiburg) und IHF (TH-Darmstadt) ist die Aufklärung der Ursachen der Mikrowellenverluste im GHz-Bereich und deren systematische Beeinflussung durch Dotierungsstoffe und Präparationsparameter. Bisherige Untersuchungen haben gezeigt, dass die Verlusteigenschaften insbesondere durch geladene Punktdefekte und deren Defektassoziate bestimmt werden [FP 08]. Im vorliegenden Experiment sollte deshalb die Wirkung von ionisierender Strahlung auf Punktdefekte und Defektassoziate im BST und somit auf die dielektrischen Eigenschaften im GHz-Frequenzbereich untersucht werden.

Die Proben bestanden aus einem Al_2O_3 -Substrat, einer funktionskeramischen BST-Schicht und den Goldkontakten in Koplantarleiterstruktur, die für die dielektrischen Messungen im GHz-Bereich benötigt wird.

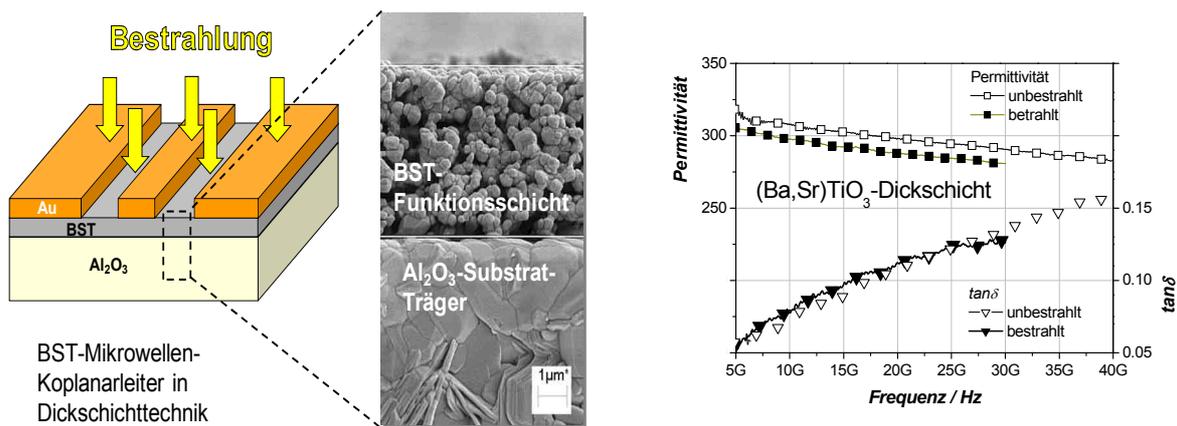


Abb. 2.20: Aufbau der Testprobe in Form einer Koplanarleitung (links). Die Elektronenmikroskopie-Aufnahme zeigt die BST-Funktionsschicht mit dem Substratträger (Bildmitte). Der Verlauf der dielektrischen Eigenschaften (Permittivität und Verluste) über der Frequenz von 5 – 40 GHz wird durch die Bestrahlung nur unwesentlich beeinflusst (rechts).

Die Messung der dielektrischen Mikrowelleneigenschaften von BST wurde für den gezeigten Frequenzbereich durch eine Streuparametermessung (frequenzabhängiger Phasen- und Dämpfungsverlauf) an einer Koplanarleitung (Abbildung 2.20, links) vorgenommen. Hierzu wurde ein vektorieller Netzwerkanalysator eingesetzt, der auch die dielektrische Steuerbarkeit durch das Anlegen hoher elektrischer Feldstärken zwischen den Elektroden ermöglicht. Ein Vorteil der Messung derartiger Teststrukturen ist die Nähe zu realen Bauelementen und damit verknüpft die Erfassung der für die Praxis relevanten systembedingten Verluste, einschließlich des Einflusses metallischer Kontakte auf die Schichteigenschaften.

Die Ergebnisse in Abbildung 2.20 (rechts) zeigen, dass durch eine Bestrahlung von 1000 Sv die Funktionalität der nichtlinearen Schicht nur unwesentlich beeinträchtigt wird. Die Permittivität zeigte nach der Bestrahlung nur einen ca. 3 % geringeren absoluten Wert. Die Abweichung in den Verlusten ($\tan\delta$) liegen innerhalb des Messfehlers. Alles in allem kann daraus geschlossen werden, dass die dielektrischen Mikrowelleneigenschaften von BST durch die vorgenommene Bestrahlung nicht wesentlich beeinträchtigt werden. Für eine Schädigung der Polarisationsmechanismen von BST ist eine deutlich höhere Strahlungs-dosis notwendig.

2.7 Numerische Berechnung von Transmissionsfaktoren bzgl. einer Sr-90/Y-90- Quelle und einem gewebeäquivalenten dünn-schichtigen Target für die kurze Quellen-Target-Distanz (11 cm)

B. Heide, M. Steinhoff, Chr. Blunck, F. Becker und M. Urban¹

¹WAK GmbH, Postfach 1263, 76339 Eggenstein-Leopoldshafen

Im Rahmen einer Evaluierung des stochastischen Strahlentransportprogrammes MCNP5 [MCNP05] (Monte Carlo N-Particle) im Hinblick auf dessen prinzipielle Eignung zur Dosisberechnung innerhalb sehr dünner Gewebeschichten ($\approx 0,02$ mm) wurden Transmissionsfaktoren

ren berechnet. Ein Transmissionsfaktor $T(d)$ für die Gewebetiefe d ist im wesentlichen definiert als Quotient aus der in d bewirkten Energiedosis $D(d)$ und der Energiedosis $D(0,07)$ in der Gewebetiefe von 0,07 mm: $T(d) = D(d)/D(0,07)$. Die Kenntnis von Transmissionsfaktoren ist beispielsweise auch zur Konstruktion von Beta-Dosimetern nötig.

Bei MCNP5 wird die (integro-differentielle) Boltzmann'sche Transportgleichung nicht explizit berechnet, sondern stattdessen werden die Geschichten (d. h. die Ereignisabfolgen bzgl. Streuung, Erzeugung und Vernichtung) der Strahlungsteilchen mit Hilfe der jeweiligen Wirkungsquerschnitte simuliert. Die Simulation erfolgt bzgl. eines im Voraus berechneten Energiegitters, wodurch beim Elektronentransport in dünnen Gewebeschichten Artefakte entstehen können. Zu deren Vermeidung wurden zwei unterschiedliche Methoden angewandt: die Methode von Schaart und Kollegen [Sch02] und die von Hughes [Hug05]. Weiterhin wurden die Ergebnisse beider Methoden mit dem Ergebnis verglichen, das über den bisher üblichen ITS (Integrated TIGER Series)-Algorithmus erzielt wurde.

Die Methode von Schaart et al. sowie der nur in MCNP5 implementierte Algorithmus von Hughes wurden zunächst anhand des folgenden Messszenarios überprüft: Elektronen mit einer kinetischen Energie von 1 MeV werden isotrop vom Mittelpunkt einer Wasserkugel (Wasserphantom) emittiert; siehe Abb. 2.21 und vgl. [Rey02].

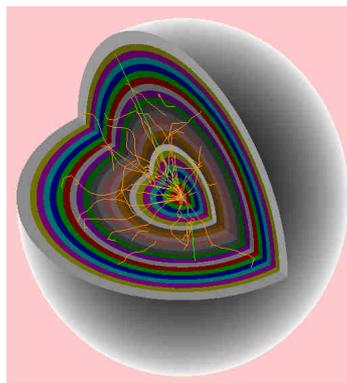


Abb. 2.21: Wasserkugel.

Ergebnisse (u.a.): Anhand Abb. 2.22 ist ersichtlich, dass MCNP5 bzgl. dem ITS-Mode dasselbe Dosis-Verhalten zeigt wie MCNP4C, welches von Reynaert und Kollegen [Rey02] benutzt wurde: Je größer die Auflösung (Kugelschalendicke) gewählt wird, desto höher ist die Dosisüberschätzung im Peak-Bereich — gültig ab einer Kugelschalendicke von 0,03 cm. Die Dosisüberschätzung ist jedoch nicht mehr vorhanden, wenn die Methode von Schaart et al. als auch der Algorithmus von Hughes angewendet wird; „Schaart et al.“ und „Hughes“ liefern nahezu identische Werte. Allerdings benötigen sie unterschiedliche CPU-Zeiten: Die CPU-Zeit pro Teilchengeschichte beträgt bei „Schaart et al.“ $3,27E-04$ min. wogegen sie sich bei „Hughes“ nur auf $9,86E-05$ min. beläuft.

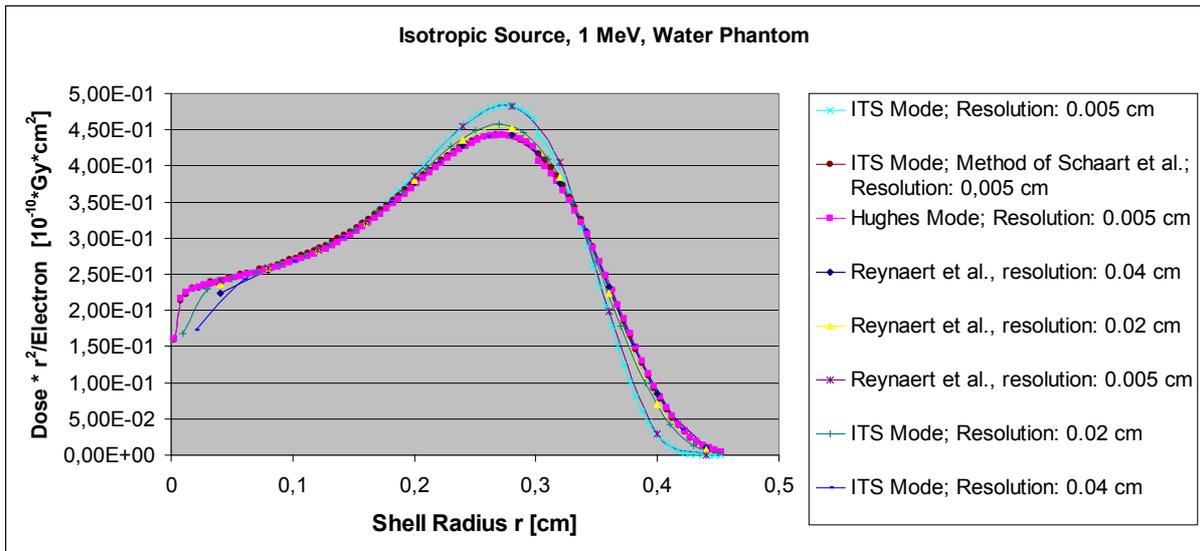


Abb. 2.22: Dosis pro Fluenz und pro 4π ; aufgetragen über Kugelschalenradius hinsichtlich unterschiedlicher Berechnungs-Modi.

Als Vorlage für das MessszENARIO zur expliziten Berechnung der Transmissionsfaktoren diente das Beta-Sekundärnormal BSS2 [Amb07] von der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt (PTB). Das MessszENARIO ist in Abb. 2.23 wiedergegeben. Es bestand im Wesentlichen aus einer Sr-90/Y-90-Quelle und einem 11 cm entfernten Quader aus gewebeäquivalentem Material; siehe [Ste08]. Aus früheren Simulationen war bekannt, dass die mit MCNP berechneten Transmissionsfaktoren bei der kurzen Distanz von 11 cm nicht so gut mit den experimentell ermittelten Werten übereinstimmen wie bei größeren Quelle-Target-Entfernungen.

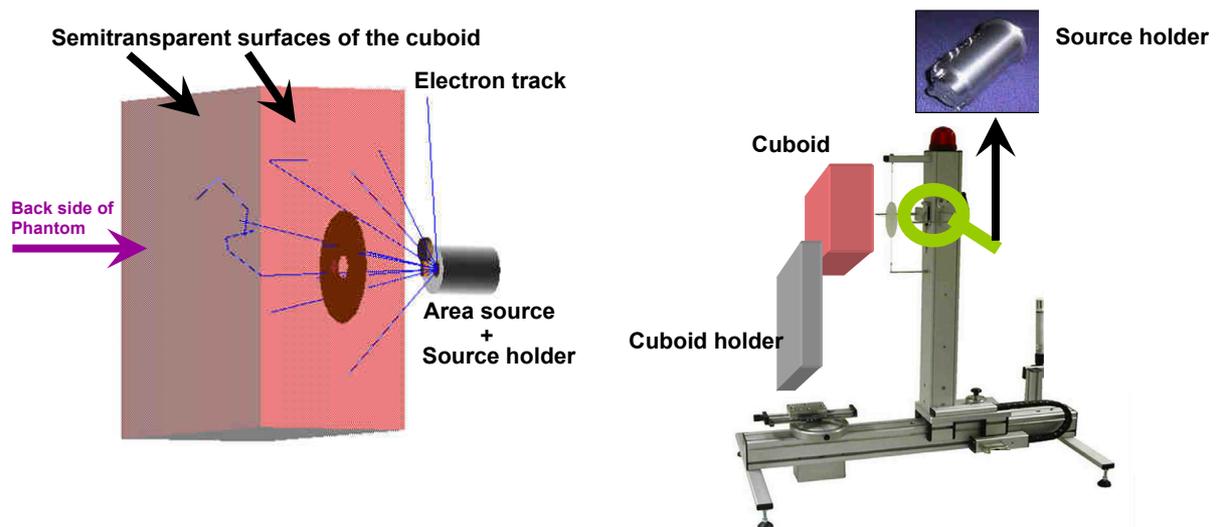


Abb. 2.23: Rechts: BSS2 mit (nachträglich eingezeichnetem) Quaderphantom. Links: Modell der Simulation.

Ergebnisse (u.a.); vgl. Abb. 2.24: Die Transmissionsfaktoren und die Berechnungs-Modi „Hughes“ und „Schaart et al.“ stimmen innerhalb der Fehlerbalken (s. Tabelle 2.2) mit den

von der PTB gemessenen Werten [Cal03] überein. Im Gegensatz zur obigen Simulation (Wasserkugel) ist nun die CPU-Zeit pro Teilchengeschichte bei „Schaart et al.“ (sie beträgt explizit $3,59E-05$ min.) viel geringer als bei „Hughes“ ($1,32E-04$ min.). Der Grund hierfür besteht in dem unterschiedlichen Verhältnis vom „Scoring“-Volumen (nur auf dieses bezieht sich „Schaart et al.“) zum „MCNP-World“-Volumen (hierauf bezieht sich „Hughes“). Von den Materialien und Materialdichten sei hierbei abgesehen: Bei der Wasserkugel war das Verhältnis genau 1,00, wohingegen beim BSS2-Szenario das Verhältnis $1,25E-06$ betrug. Weiterhin ist aus Abb. 2.24 und Tab. 2.2 ersichtlich, dass die Simulation bzgl. des ITS-Modus (dieser überschätzt die Dosis; s. Wasserkugel) gut mit der Messung übereinstimmt (insbesondere hinsichtlich $2,00E+08$ Teilchengeschichten). Die beim ITS-Algorithmus entstehenden Dosis-Artefakte sind demnach bei der Berechnung der Transmissionsfaktoren (bzgl. des obigen Messszenarios) nicht mehr relevant (dies ist aufgrund der Quotientenbildung im Nachhinein einsichtig).

Fazit: Zur Berechnung der von Beta-Strahlen bewirkten Dosis in dünnen Gewebeschichten mit MCNP ist entweder die Methode von Schaart et al. oder der Algorithmus von Hughes zu verwenden. Die Methode von Schaart et al. benötigt weniger CPU-Zeit als der Algorithmus von Hughes, falls das Target-Volumen erheblich kleiner als das „MCNP-World“-Volumen ist und die Wechselwirkungen in den „MCNP-World“-Materialien ähnlich (oder größer) sind wie in dem Target-Material. Für die Berechnung der Transmissionskoeffizienten kann auch der ITS-Algorithmus verwendet werden.

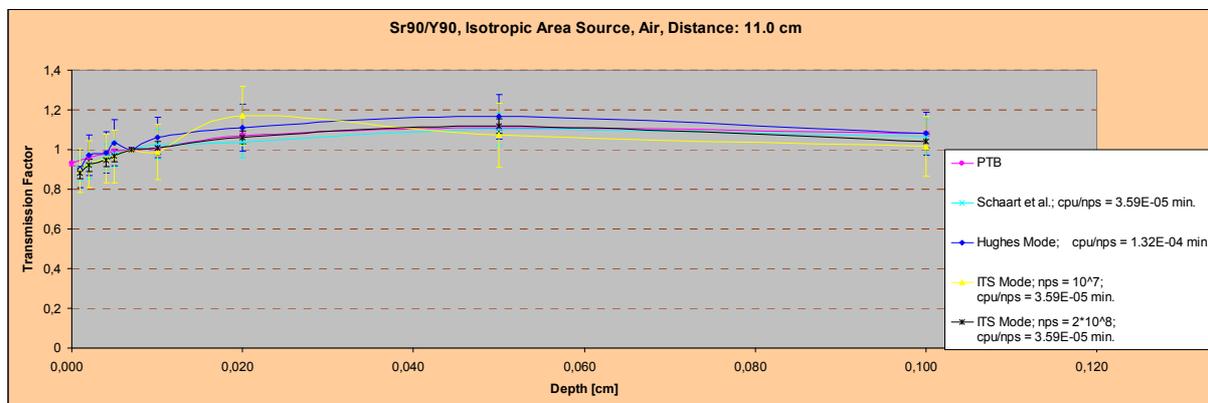


Abb. 2.24: Transmissionsfaktoren bzgl. unterschiedlicher Berechnungs-Modi. Mit „nps“ ist die Anzahl der Teilchen(geschichten) abgekürzt.

Tab. 2.2: Tiefendosis und Transmissionsfaktoren TF. Die Unsicherheiten der Dosismittelwerte (pro Teilchen) beziehen sich auf ein Konfidenz-Niveau von 95,44% bei „ITS“ und „Hughes“. Die Anzahl der berechneten Teilchen belief sich sowohl bei „Schaart et al.“ als auch bei „Hughes“ auf 5,00E+07 und beim ITS-Algorithmus auf 2,00E+08.

Depth [cm]	Method	Dose/Particle [MeV/g]	Uncertainty [MeV/g]	TF (Simulation)	Error of TF (Simulation)	TF (PTB)	Error of TF (PTB)
0	/	/	/	/	/	0,93	0,01
0,001	Schaart et al.	3,69E-04	1,65E-05	9,02E-01	0,03	/	/
	Hughes	3,53E-04	2,56E-05	9,04E-01	0,05		
	ITS	3,70E-04	9,33E-06	8,84E-01	0,02		
0,002	Schaart et al.	3,75E-04	1,70E-05	9,17E-01	0,03	0,96	0,01
	Hughes	3,80E-04	2,64E-05	9,72E-01	0,05		
	ITS	3,86E-04	8,57E-06	9,21E-01	0,01		
0,004	Schaart et al.	3,95E-04	1,81E-05	9,64E-01	0,03	0,98	0,01
	Hughes	3,84E-04	2,75E-05	9,84E-01	0,05		
	ITS	3,96E-04	9,19E-06	9,46E-01	0,02		
0,005	Schaart et al.	4,00E-04	1,84E-05	9,78E-01	0,03	0,99	0,01
	Hughes	4,04E-04	3,35E-05	1,03E+00	0,06		
	ITS	4,06E-04	9,10E-06	9,69E-01	0,02		
0,007	Schaart et al.	4,10E-04	2,13E-05	1,00E+00	0,00	1,00	0,01
	Hughes	3,91E-04	3,04E-05	1,00E+00	0,00		
	ITS	4,19E-04	9,72E-06	1,00E+00	0,00		
0,01	Schaart et al.	4,20E-04	2,23E-05	1,03E+00	0,04	1,01	0,01
	Hughes	4,15E-04	2,33E-05	1,06E+00	0,05		
	ITS	4,22E-04	9,71E-06	1,01E+00	0,02		
0,02	Schaart et al.	4,24E-04	2,19E-05	1,04E+00	0,04	1,07	0,01
	Hughes	4,34E-04	3,12E-05	1,11E+00	0,06		
	ITS	4,45E-04	9,87E-06	1,06E+00	0,02		
0,05	Schaart et al.	4,51E-04	2,45E-05	1,10E+00	0,04	1,11	0,01
	Hughes	4,56E-04	2,58E-05	1,17E+00	0,06		
	ITS	4,68E-04	1,15E-05	1,12E+00	0,02		
0,1	Schaart et al.	4,36E-04	2,62E-05	1,07E+00	0,04	1,08	0,01
	Hughes	4,22E-04	2,67E-05	1,08E+00	0,05		
	ITS	4,37E-04	1,07E-05	1,04E+00	0,02		

3. Modellierung

Zu den Arbeiten auf dem Gebiet der Modellierung zählt die numerische Simulation von Strahlentransportszenarien der internen oder externen Dosimetrie auf Hochleistungscomputern. Ein wichtiger Teil ist die Entwicklung von individuellen Körpermodellen, die in den Szenarien eingesetzt werden. Körpermodelle werden aus tomographischen und fotografischen Aufnahmen erstellt. Dabei werden die Gewebe und Organe gemäß ihrer physikalischen Eigenschaften und ihres Interesses aus Sicht des Strahlenschutzes segmentiert. Eine aktuelle Arbeit zur Entwicklung von Voxelmodellen wird in Abschnitt 3.1 vorgestellt. Ebenso werden neue Möglichkeiten der Modifikation bereits vorhandener Modelle untersucht.

Neben den Körpermodellen wurden auch Detektormodelle entwickelt und optimiert. Modelle der Phoswich-Szintillationsdetektoren des Teilkörpermesssystems des In-Vivo Messlabors (IVM) standen dabei im Fokus. Durch die Verwendung von zwei unterschiedlichen Monte Carlo Codes konnten Unterschiede und Gemeinsamkeiten bei der Simulation der physikalischen Prozesse ermittelt werden, die bei künftigen Arbeiten berücksichtigt werden. Details und Ergebnisse der Arbeiten von 2009 sind in den Abschnitten 3.2 und 3.3 nachzulesen.

Zur Handhabung der entwickelten Körper- und Detektormodelle wurden notwendige informationstechnische Werkzeuge entwickelt. So wird in Abschnitt 3.4 auf die aktuelle Entwicklung des im ISF entwickelten Programms Voxel2MCNP eingegangen. Neue Funktionen und die Entwicklungsumgebung werden kurz vorgestellt. Voxel2MCNP wurde im Rahmen einer Doktorarbeit [Heg09b] zum Thema numerische Effizienzkalibrierung von *in vivo* Messsystemen entwickelt, die 2009 abgeschlossen werden konnte.

Im Rahmen einer Diplomarbeit [Gün10] wurde das Thema Brustwandstärke als Kalibrierparameter für Teilkörpermessungen im Brustbereich bearbeitet. Es wurde geprüft, inwieweit Ultraschallmessungen die bisherigen Methoden zur Bestimmung der Brustwandstärke ergänzen können. Dabei wurde die entwickelte Methode in die virtuelle Realität übertragen und validiert. Implementiert in das Programm Voxel2MCNP ist die Methode in der Lage, die Brustwandstärke von Voxelmodellen zu ermitteln. Details hierzu sind in den Abschnitten 3.5 und 3.6 zu finden.

Im Gebiet der Modellierung engagiert sich das ISF aktiv in der EURADOS Working Group 6 (Computational Dosimetry). Unter anderem wird am aktuellen Monte Carlo Ringversuch (*in vivo* lung counting) teilgenommen und ein Voxelphantom-Workshop organisiert.

3.1 Segmentation and Use of the Visible-Female Dataset for Individual Efficiency Calibration and Dosimetry in Ionizing Radiation Research

Jutta Schimmelpfeng, Ning Xue, Barbara Pfau, Stefan Ponto¹, Lars Hegenbart, Bastian Breustedt, Christoph Blunck, Debora Leone, Gunnar Seemann¹

¹Institut für Biomedizinische Technik, KIT Campus Süd

Specific models of the human body or specific body regions were created in 2009 and used by ISF to compute individual radiation doses and calibrate detector efficiencies. Human partial-body voxel models are needed to answer different problems in radiation protection and to compute radiation doses. These models may be separated out of existing whole-body voxel models, or can be established individually on the basis of digital medical records (CT and MRT scans) of specific persons. In this process, the segmentation of the three-dimensional datasets of medical tomography is of particular importance. Only in this way is it possible to identify and designate various body tissues and organs. ISF, together with the Institute for Biomedical Engineering (IBT) of the Universität Karlsruhe, establishes human partial-body voxel models, which can be used individually for dosimetric computations.

In some cases no physical phantoms are available at present for *in vivo* calibration of devices and for dosimetry. Simulations with computer phantoms (voxel models) of real persons offer promising support in personnel monitoring for ionizing radiation.

The torso of the Visible-Female dataset was preprocessed. Region growing and interactively deformed triangular meshes were used to segment it into four tissue classes: bones, lungs, liver, and other tissue. Data resolution (Abb. 3.1, left) is $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$. This model is the first of its kind to be employed in calculations of radiation transport for lower-energy photons and inter-individual comparison with the MEET-Man [Sac96] dataset (Abb. 3.1, right).

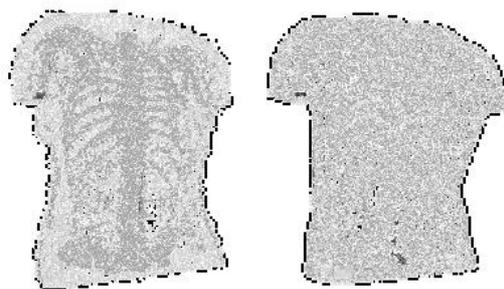


Abb. 3.1: Segmented Visible-Female (left) and MEET-Man (right) with bones, lungs, and liver.

Detector spectra and radiative transport of particles were computed by Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) code [Pel05]. Voxel2MCNP [Heg09b] (see also paragraph 3.4) generated corresponding input files. For realistic anatomical geometries, two digital human voxel models, the Visible-Female and the MEET-Man datasets, were used as torsos cubed in $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}$ resolution. The lung, liver or the skeleton were assumed to be Am-241 sources in the simulations.

The radiation measurable outside the body was simulated as energy spectra for two phoswich detectors positioned left and right over the center of the respective organ or tissue. The simulations were performed for each source organ (Abb.3.2) and used to determine efficiencies.

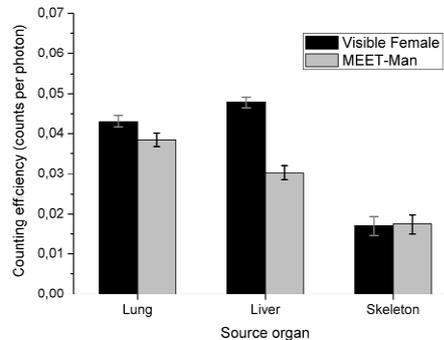


Abb. 3.2: Counting efficiencies (sum of detectors on the left and right, 10^7 histories each) for Am-241 (ROI 20-80 keV) calculated from simulations with MCNPX, three source organs, and the torso data-sets of the Visible Female and the MEET-Man.

The liver of the Visible-Female was determined to be 167% of the weight of the Reference Woman's, and 118% of the MEET-Man's liver [Sch09c]. The individual differences led to counting efficiencies higher than that of the MEET-Man (+35% in the detector on the right and +124% in the detector on the left).

The large female liver received 108% of the dose of the MEET-Man (1.17×10^{-12} mSv per photon) in the simulation of Am-241 incorporation in the liver. The total liver dose is dominated by the contribution of the α -particles, which are not considered and included in the simulations for photons.

This individual anatomical difference leads to counting efficiencies higher than that of the MEET-Man (segmented Visible Man), not only because of the different size, but also because of the different location of the liver in the female computer model. Without regard of the real individual geometry of a human body, an under- or overestimation of the incorporated activity of low-energy photon emitters might be the result, when using the wrong physical phantom or calibration reference.

3.2 Simulation of Phoswich detectors with the Monte Carlo codes MCNPX and EGSnrc

Debora Leone, Bastian Breustedt

The phoswich detectors are made of two coupled scintillation crystals, read by one single photomultiplier tube. The ones which are in use in the *in vivo* monitoring laboratories (IVM) at KIT, consist of a very thin layer of NaI(Tl) (decay time 0.25 μ s) attached to the thick layer of CsI(Tl) (decay time 1.1 μ s). Because of the different decay time of the two scintillators, it is possible to distinguish photo-absorption only in the NaI(Tl) and in the CsI(Tl) from Compton effects occurred in the NaI(Tl) followed by a secondary absorption in the CsI(Tl). The events,

which suffer a Compton scattering in one of the two crystals, releasing then the rest of their energy in the other crystal, are considered background in the routine measurement, and therefore discarded from the read-out electronics. In the simulations of the detectors, the effect of the anticoincidence was never studied up to now, since in the old version of the MCNPX code (version 2.5) [Pel05] this feature was missing. It was introduced in the version 2.6, the one in use at the moment. The study made with MCNPX has been repeated with a different Monte Carlo code, EGSnrc [Kaw00]. Comparing the effect of the anticoincidence makes sense, since the approach of the two codes is completely different: while MCNPX models the anticoincidence via a conversion from energy deposited into light, in EGSnrc the request to discard the event, if it produces energy deposition in both the two crystals, is directly hard-coded. The model of the phoswich used in the simulation is shown in Abb. 3.3.b, close to a sketch of the detector in the IVM (Abb. 3.3.a). The beryllium window in front of the NaI(Tl), the Al₂O₃ reflecting powder and the steel casing are all implemented. In the real detector, the CsI(Tl) is connected to the photomultiplier by means of a light conductor of non-activated NaI. This latter is also implemented in the model. Surrounding the geometry a steel shielding is placed (not shown in the picture).

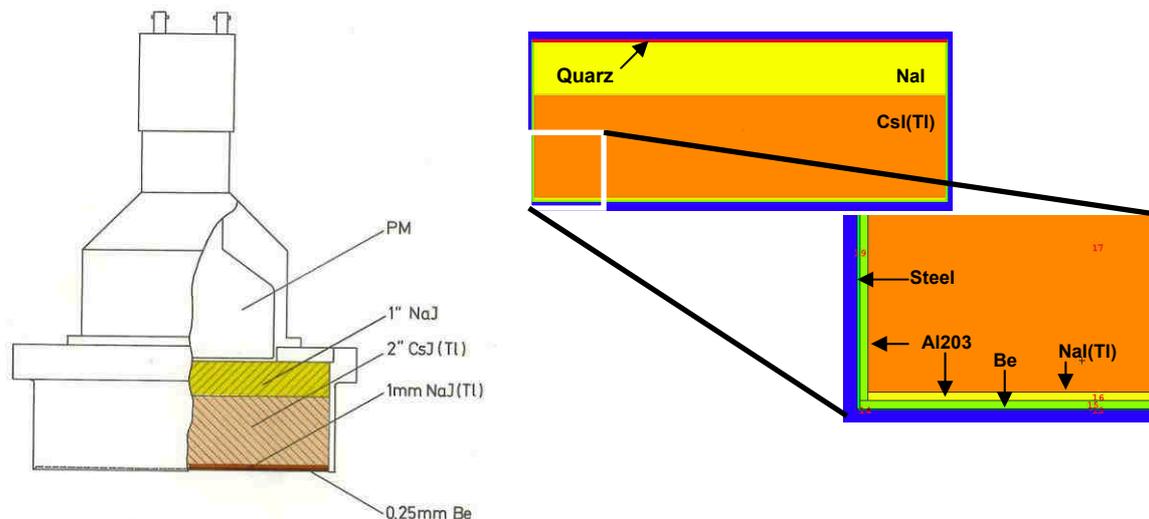


Abb. 3.3. a) Left: sketch of one of the phoswich detector [Bog76] working in the IVM. b) Right: model of the phoswich implemented in MCNPX.

The simulations were all run with point sources, in particular Am-241 (emission line at 59.5 keV) was used to test the NaI(Tl) and Cs-137 (emission line at 662 keV) detected in the CsI(Tl). All the spectra are purely theoretical, i.e. the detector resolution is not considered. This choice is justified from the fact that the goal of this study is the comparison of two codes, while the comparison with real data is not foreseen. The effect of anticoincidence is more visible in the case of Cs-137, since the Compton scattering has a higher probability in this energy range, rather than below the 60 keV (the range covered with the Am-241). In Abb.3.4.a the result of the simulations of a source of Cs-137 are shown. The photo-peak is correctly non affected from the anticoincidence logic, since, in order to have an event contributing to the 662 keV peak detected in CsI(Tl), the photon must have crossed the NaI(Tl), without releasing energy. On the contrary, it can be expected that the Compton part of the spectrum is strongly affected from the requirement of anticoincidence, since the necessary

condition under which a photon suffers Compton scattering in the CsI(Tl) is that it loses part of its energy in the first crystal. Abb. 3.4.b shows that the two Monte Carlo predicts exactly the same effect from the anticoincidence.

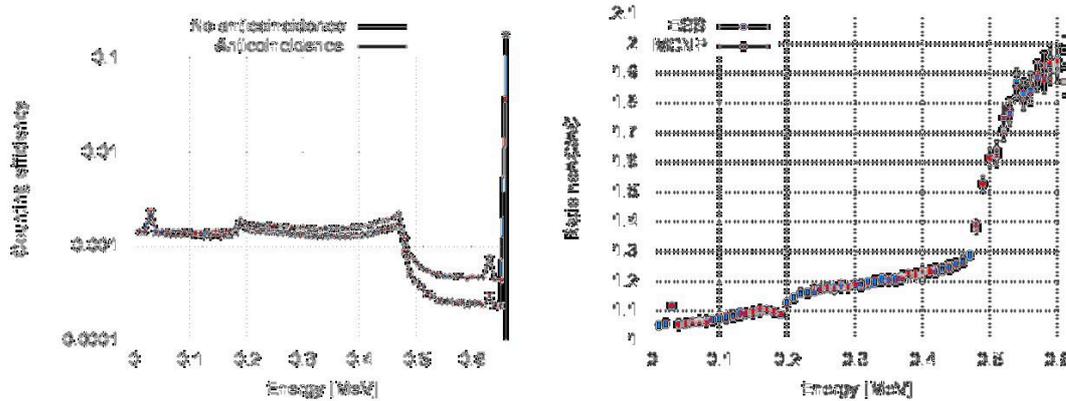


Abb. 3.4: a) Left: effect of the anticoincidence logic predicted by EGSnrc. In red and in blue the spectra from a Cs-137 source respectively without and with the anticoincidence request are shown. b) Right: ratio between the spectra from a Cs-137 source obtained without over with anticoincidence. Red points are obtained with EGSnrc, blue points with MCNPX.

Beyond the study of the anticoincidence, several comparisons of spectra have been performed using the two codes. Some interesting effects were observed.

Looking at low energy, for example plotting the response of the NaI(Tl) at an Am-241 source, an overall good agreement in all the energy range is observed, except that in those energy bins X-ray fluorescence is expected. More studies have been performed on this topic; they are described in the paragraph 3.3.

Interesting is also the behavior at higher energy: when plotting the spectra of Cs-137 from the CsI(Tl) detector, an excellent agreement all over the energy range is obtained as long as the medium between the source and the entrance window of the detector is air (Abb. 3.5.a).

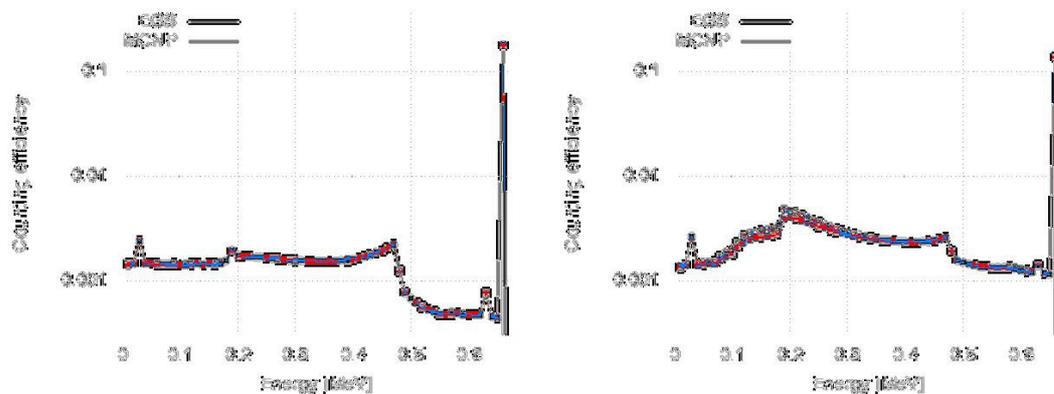


Abb. 3.5: Counting efficiency (counts/decay) from a point source of Cs-137 simulated with EGSnrc (red) and MCNPX (blue). The medium between the source and the detector is air in the plot on the left (Abb.3.5.a) and is water in the plot on the right (Abb.3.5.b).

Differently, if between the source and the detector there is a denser medium, like water, the comparison between the two codes gives a worse result. As shown in Abb. 3.5.b the photopeak is not affected, while the region around the back scattering in the Compton part of the

spectrum shows some discrepancy. A lot of tests have been performed to investigate the reason for such a behavior, and by excluding differences in the geometry, in the source definition, in the cross sections, in the activation of the physics, it could be concluded that the discrepancy comes from the implementation of some physical processes in the two Monte Carlo codes (most probably the part concerning the scattering of the photons in the medium). This hypothesis is strengthened from observation that also at lower energy there is an excellent agreement, if the space between the source and the detector is air (or more generally a low density material), while the comparison presents some disagreements if the air is substituted with water.

3.3 Estimation of fluorescence yield in a phoswich detector and in a germanium detector using the Monte Carlo codes MCNPX and EGSnrc

Debora Leone, Bastian Breustedt

As introduced in the paragraph 3.2, a detailed study has been performed concerning the fluorescence yield, which can be estimated using the two Monte Carlo codes MCNPX [Pel05] and EGSnrc [Kaw00].

The first step of this analysis uses the model of phoswich described in 3.2 (Abb. 3.4.b): in this first phase only fictitious sources, made of an emission line of a certain energy, have been used. The fluorescence is relevant only at low energy, therefore in all the following we will refer only to the NaI(Tl). In order to distinguish the two escape peaks, the resolution of the detector is not taken into account, and the study is purely theoretical. The fluorescence yield is defined as the counts/decay placed in the escape peaks over the counts/decay in the photo-peak. An example is given in Abb.3.6.a, where the two escape peaks arising from the main emission line (at 50 keV) of a source of Te-132 and evaluated with EGSnrc are shown (spectrum in red) compared to the spectrum calculated without fluorescence (in blue). The $K(\alpha)$ and $K(\beta)$ shell of the iodine are at 28 and 32 keV: this explains the position of the peaks at $50-32=18$ keV and $50-28=22$ keV respectively. The feature to deactivate the fluorescence is present only in EGSnrc, not in MCNPX; therefore, in order to have a coherent comparison between the two codes, we did not easily do the ratio of the spectra with and without fluorescence, but we normalize the counts/decay in the escape peaks to the counts/decay in the photo-peak. The continuum below the escape peaks has been subtracted, since it doesn't originate from the fluorescence. The exercise has been repeated for several energies in the range 50-250 keV, and the result is shown in Abb. 3.6.b. On the x-axis is the energy of the emission line and on the y-axis is the fluorescence yield estimated once with EGSnrc (red points) and once with MCPNX (blue points). The error bars are only statistical. Both the set of points have been fitted with a curve like $a+b*x^c$, with a,b and c free parameters. EGSnrc gives a higher prediction in the whole energy range, especially below 100 keV.

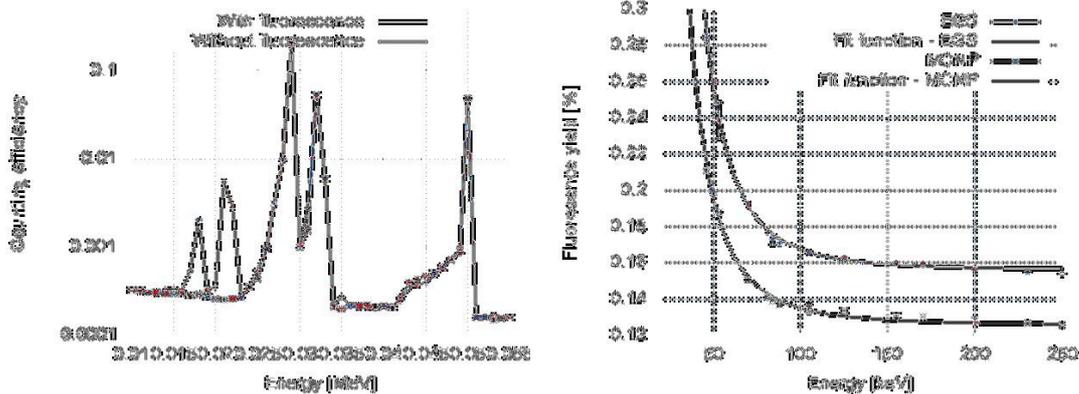


Abb. 3.6 a) Left: Counting efficiency (counts/decay) calculated with EGS using a source of Te-132. In the red line the fluorescence is included, in the blue one it does not. b) Right: fluorescence yield as a function of the energy, as predicted by EGSnrc (red points) and by MCNPX (blue points). The two fits are superimposed on the points.

In the next step, we have repeated the game with sources, which emulates real sources, i.e. sources having more lines, beyond the main ones. We wanted to check whether the fluorescence yields obtained with these “real” sources, are compatible with the curves estimated in the previous step. This would mean that the contribution of the further emission lines in the definition of the sources, play a negligible role. The result of this evaluation is shown in Abb. 3.7.a, where the points are superimposed on the two curves obtained in the previous step (Abb.3.6b). All the points, except the one at from Am-241 (60 keV), are obtained exactly in the step 1. In the case of Am-241 the escape peaks from the NaI(Tl), which are at $60-28=32$ keV and $60-32=28$ keV, are indistinguishable from the fluorescence back-scattered photon from the CsI(Tl). These latter would give an over-estimation of the fluorescence yield and therefore we have discarded them switching on the anticoincidence. Nevertheless this procedure requires a correction, due to the fact that the anticoincidence cuts away those events which have given a fluorescence photon in the NaI(Tl) without releasing their full energy in this crystal, arriving then to the CsI(Tl). In order to estimate this contribution we have used lines at 40, 50, 70 and 80 keV (for which is possible to distinguish the escape peaks of NaI(Tl) from the fluorescence photons from CsI(Tl)) and we have extrapolated the amount to subtract. The points follow pretty well the two curves, confirming the difference of the two codes in predicting the fluorescence. A set of measurement would be necessary to check which codes predict better the reality. Unfortunately the low resolution of the phoswich at IVM does not allow this kind of measurement. A preliminary study has been then done, in order to verify whether in future we will be able to perform such set of measurement with the germanium detector that will be used in the IVM (see [Mar09]).

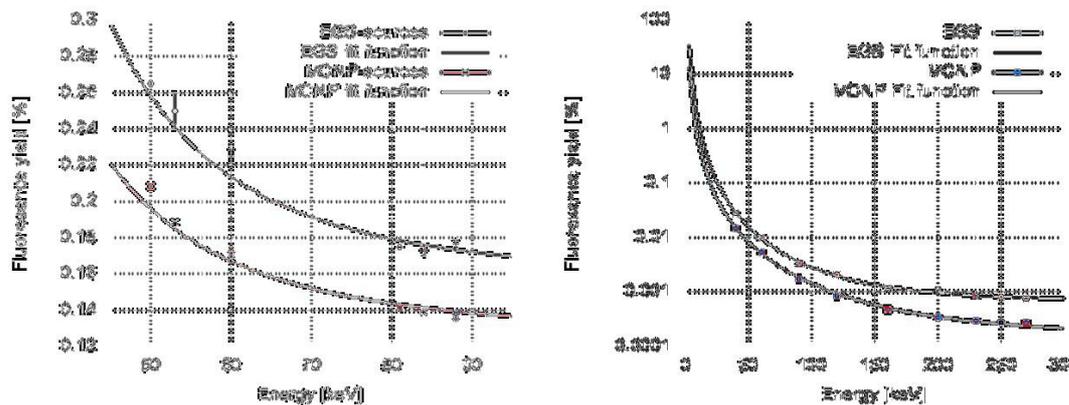


Abb. 3.7: a) Left: Fluorescence yield predicted in the phoswich by the two codes EGSnrc (red) and MCNPX (blue) as a function of the energy (of the main emission of the sources). The points are superimposed to the fits shown in Abb.3.6.b. b) As fig. 3.6.a but in the CIEMAT germanium detector.

From [Góm07] we know the model of the germanium detector in use in the CIEMAT whole body counter. We implemented such a model in both the codes and did the same exercise using simple photon point source of certain energies (exactly as in the step 1 performed with the phoswich). As expected the fluorescence yield is lower than the one got with the crystal. More important is to note that the behavior of the two codes is qualitatively as the one already observed with the phoswich, i.e. EGSnrc predicts more fluorescence yield than MCNPX. This result confirms the necessity to perform a set of measurements, which might be done in future at IVM using the detector of [Mar09].

3.4 Ongoing development of Voxel2MCNP – software for generating virtual radiation protection scenarios with voxel models

Lars Hegenbart, Andreas Benzler¹, Harun Gün, Christoph Blunck, Marc Wurster
¹KIT Sicherheitsmanagement

Overview

Voxel2MCNP is a graphical user interface (GUI) multi-platform software tool for the generation of virtual radiation protection scenarios with voxel models. Its focus is on *in vivo* counting, and it was originally developed within the scope of doctoral thesis [Heg09b]. Details, which cannot be presented in this short report, can be found there.

In the beginning, the task of the software was to handle large data arrays, such as voxel models, for their implementation in Monte Carlo simulations, namely the generation of MCNPX [Pel05] input files. A row of features in the following list extended the software beyond the original scope.

- Scenario parameter management (i.e. load, save, export, and edit)
- Source nuclide, material and organ databases
- Voxel model file import and export (various formats are supported)
- Basic voxel model manipulations (e.g. rotation, scaling, dilation, erosion, etc.)
- Advanced voxel model manipulations with image registration techniques [Heg09c]

- Segmentation tools (e.g. region growing)
- 2D- and 3D-visualisation (Abb. 3.8) of voxel models and whole scenarios
- Statistical analysis tools for voxel models
- Interface to the position measurement system [Heg10] in the partial body counter chamber of the ISF

The latest extensions are biometrical measurement tools for voxel models, e.g. the determination of chest wall thickness of voxel models (paragraph 3.6), export of video frames from the 3D-viewer, new organ and material databases for the newly released ICRP phantoms [ICRP09].

Models

Starting from the first models of *in vivo* counting equipment at the ISF [Doe06] the following models have been developed for Monte Carlo simulations, validated and implemented in the code:

- NaI-Detector of the whole body counter [Ses08]
- Phoswich detectors of the partial body counter [Leo09], see also paragraph 3.2
- IGOR phantom [IGOR97, Ses08]
- Segmented voxel models of the LLNL-Torso phantom and its overlays [Gri78, Heg09a]

New Canberra Cryo Pulse HPGe-Detectors [Mar09, Ger09] are modelled and validated and will be implemented in the code in the near future.

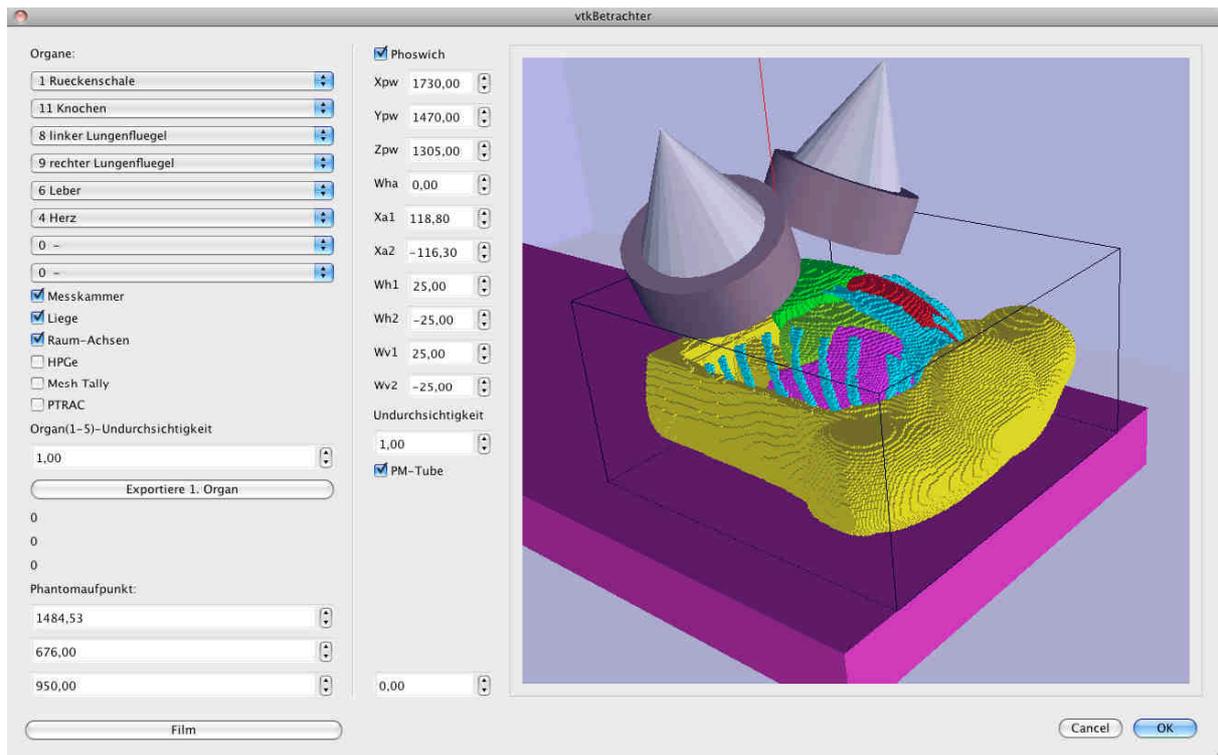


Abb. 3.8: Voxel2MCNP's three-dimensional viewer. It is based on the VTK-Technology in a Qt GUI. The user is able to zoom, turn, and navigate through the scenario. Objects and voxel organs can be turned on and off. Detectors and voxel models can be moved interactively.

Development

The development was harmonised on different platforms. The Eclipse² development environment is applied in combination with CMake³, an open-source build system. Moreover, SVN⁴ is used to store the code decentralized and for version control. The code is written in C++ and a number of additional libraries are implemented in the code. The most important are Qt⁵ for a cross-platform GUI, Kitware's Visualization Toolkit (VTK) [Sch06] and Insight Toolkit [Iba05] for three-dimensional viewing of the scenarios and image processing. All used tools and libraries are open source and are tested on Windows XP, Ubuntu Linux, and MacOSX. Developers have the freedom to choose their favourite platform without paying for licenses. Up to now, about 20,000 lines of object-oriented code have been written. Voxel2MCNP's code design facilitates extensions. A Doxygen⁶ documentation is available to keep the overview.

Object-oriented design

In 2009, the code was partly redesigned in a more object-oriented way. C++ libraries like Qt, VTK, or ITK acted as an archetype. As an example (Abb. 3.9), the class `v2mScenario` is introduced shortly in the next sentences. The prefix `v2m` symbolises a class belonging to the

² <http://www.eclipse.org/>

³ <http://www.cmake.org/>

⁴ <http://subversion.tigris.org/>

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

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

object-oriented part Voxel2MCNP. The class *v2mScenario* contains all information about the radiation protection scenario, such as geometrical objects, detectors, and voxel models. Each of the just mentioned objects have their own subclass. The class *v2mDetector* contains all information about the detector, like for instance diameter, used materials, and densities. For the determination of the chest wall thickness (paragraph 3.6) a method in the class *v2mScenario* was written. From there the method has access to all information about detectors and voxel models in the scenario that is needed for the determination of the chest wall thickness.

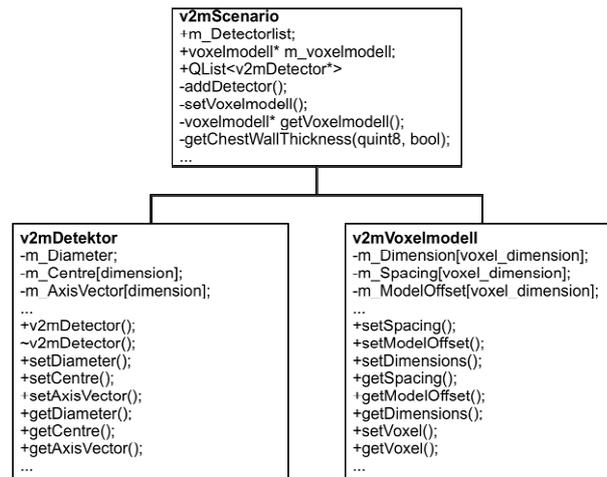


Abb. 3.9: Detail of Voxel2MCNP's new object oriented structure sketched in Unified Modeling Language [Fow03] style. The class *v2mScenario* is inherited by the subclasses *v2mDetector* and *v2mVoxelmodell*. The information of the detector- or voxel-model-objects (instances of the respective classes) is stored in member variables (prefixed with an *m_*). The plus and minus signs show, if a method is public (i.e. accessible from another class) or private (only accessible from within the class).

The advantage of this code design is, that it helps developers maintaining a logic and intuitive structure. This way, the code is easier to understand for beginners, namely students, who do not work for a long period on the code. One can work on one part of the code without caring about other code parts and other developers. Methods for the generation of MCNPX input files are available as virtual methods in the sub classes of all objects belonging to the scenario. It is planned to code further methods for the implementation of other Monte Carlo codes like Geant4 [All06] or EGSnrc [Kaw00]. This task becomes much easier with such an object-oriented design.

3.5 Ultrasound Measurements for the Estimation of Chest Wall Thickness

Harun Gün, Lars Hegenbart

The detector efficiency for in vivo measurements of low energy photon emitters in the thorax (e.g. lung or liver) depends on strongly chest wall thickness (CWT). This is why CWT is an important calibration parameter for counting efficiency. Systematic errors can be reduced, if the accuracy of the estimation of CWT can be improved. In many laboratories the normal procedure is using an empirical equation, containing the ratio of body mass and body length, to estimate CWT. The basis of such empirical formulas is the correlation of ultrasound measurements of the chest wall with further biometric data from a group of test persons [Fry80]. Typical uncertainties of estimating CWT with such formulas are reported to be in a range of ± 6 mm [Kru90]. The empirical formula works well when measuring higher-energy photon emitters at above 100 keV [Sum82], where CWT becomes less important. This uncertainty becomes problematic when measuring low energy photon emitters, such as Pu-239 (17 keV) or other transuranium elements. Each millimetre in chest wall thickness causes a counting efficiency error of 10% in the case of Pu-239 [Kru90]. Besides the CWT, the composition of the soft tissue in the anterior chest wall (i.e. muscle/adipose ratio) is an important quantity in the assessment of thoracic deposits of nuclides emitting low energy photons. The position and size of detectors is also important, because CWT varies. For a typical CWT profile (distance skin-lung), see Abb. 3.16 in paragraph 3.6. Hence, CWT is averaged in an area on the skin on the chest according to the detector's diameter und position.

In the framework of a diploma thesis [Gün10] the CWT of ten males were determined, derived from ultrasonic measurements of the intercostal (between the ribs) tissue thickness overlaying the lungs. The focus of the research was to determine and average single CWT measurements in a small cylindrical area suitable for the new Cryo Pulse HPGe-detectors of the ISF. The objective was to reduce the uncertainty in assessing CWT and assessing muscle/adipose ratio of the soft tissue in the anterior chest wall. The single CWT measurements are derived by ultrasonic measurement from the anterior thorax epidermal surface to the pleura lining of the lungs.

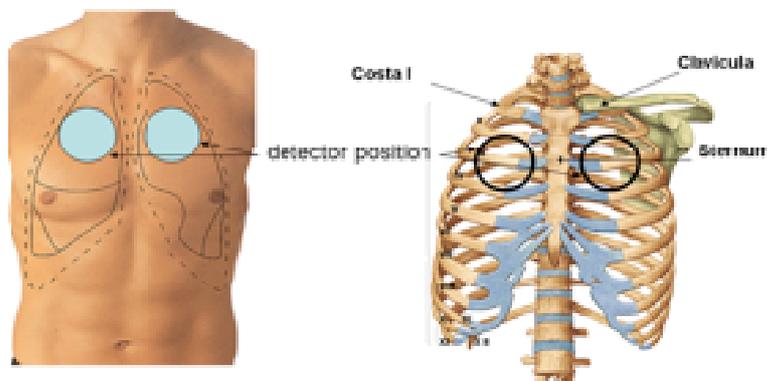


Abb. 3.10: Positions for detectors and for estimating CWT

The person to be examined for CWT was positioned reclined on an examination table. This position is equal for in vivo measurements. To estimate CWT concentric marks with a diame-

ter of the HPGe-detectors were set on the right and left side of the anterior chest. Abb.3.10 shows the position of the marks and hence the detector position. To obtain chest wall thickness, measurements were made in each of the concentric circles, inside the intercostal spaces.

Ultrasound measurements were made with a Siemens Model Si 400, which delivers two-dimensional images of the chest wall (Abb. 3.11). A 7.5 MHz linear array transducer imaged the chest wall. An aqueous ultrasound gel was used for the acoustic contact between transducer and soft tissue. At each single measurement spot the distances of the adipose tissue from epidermal surface to the subcutaneous adipose-pectoral muscle interface and the total tissue from the epidermal surface to the pleural lining of the lung were recorded. The subtraction of the adipose tissue from the total tissue gives the muscle tissue thickness. Abb.3.11 shows a typical ultrasound image of the chest wall. The estimation of CWT could be done with an uncertainty of ± 1.1 mm (2σ).

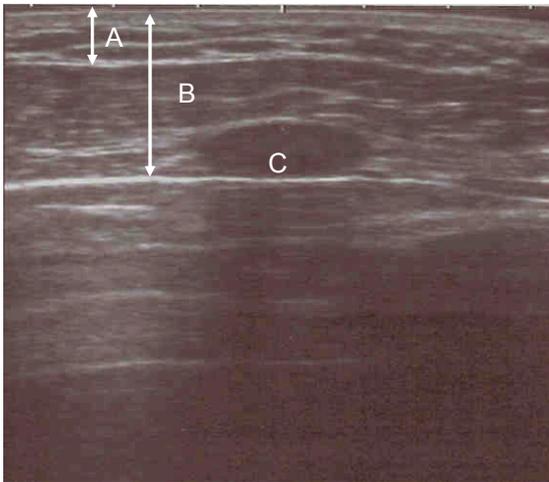


Abb. 3.11: Ultrasound image of chest wall. Distance A symbolises adipose tissue. B symbolises CWT. C marks the position of a rib.

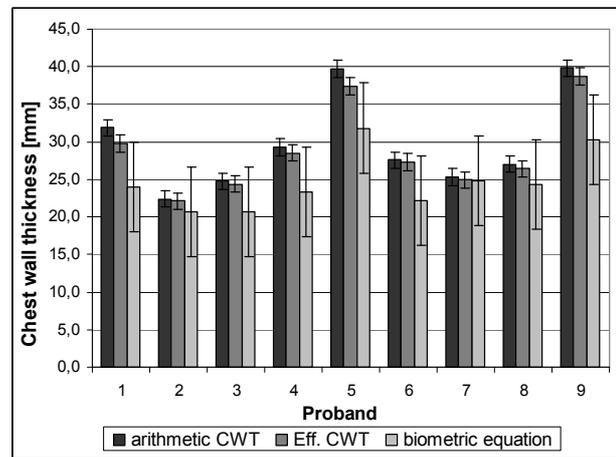


Abb. 3.12: Comparison of CWT from ultrasound measurement with the biometric empirical equation used at ISF.

The intercostal tissues exponentially attenuate the photon emissions from within the lungs. Consequently, the average transmission through a uniform layer should be calculated and related to an equivalent thickness that produces the same transmission as the measured thickness.

For this the effective chest wall thickness (*Eff.CWT*) was calculated. The *Eff.CWT* was used before [Fry80] to compensate the attenuation of the photons through the soft tissue of the chest wall.

$$Eff.CWT = -\frac{1}{\mu} \ln \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n e^{-\mu x_i} \right] \quad (1)$$

In equation (1), there is : *Eff.CWT*: chest wall thickness [mm], *n*: number of measurements, x_i : tissue thickness at spot *i* [mm], μ : linear attenuation coefficient [mm^{-1}] at a given photon energy

Abb. 3.12 shows the arithmetic mean, the *Eff.CWT* for 17 keV, and the CWT from biometric empirical equation for nine test persons. The CWT from the biometric equation – except for proband #7 – leads to under determination of the CWT hence resulting in an under estimation when assessing the activity. The *Eff.CWT* is in all cases smaller than the arithmetic mean, which is a result from variance of the measured thicknesses inside the given diameter. It can be shown that the biometric empirical equation is not adequate for determining the CWT as a calibration parameter for *in vivo* measurements of low energy photon emitters with small area HPGe-detector systems.

It should be noted that the uncertainty in the estimation of CWT by ultrasound measurement depends on the operator's discretion and skills: First, applying too much pressure with the transducer leads to deformations of the soft tissues and consequently to a wrong CWT value. Secondly, the wrong interpretation of the ultrasound image (e.g. multiple reflections) is an issue that easily exceeds uncertainties reported in literature.

The authors would like to thank the medical department (MED) at KIT Campus North to be able to use its ultrasound device, especially Dr. V. List and Dr. T. Ohlenschläger for their advice and support.

3.6 Determination of chest wall thickness of anthropometric voxel models

Lars Hegenbart, Harun Gün

Chest wall thickness (CWT) is a crucial parameter for *in vivo* measurements of inhaled radionuclides in the lungs, especially for low-energy photon emitters. The application of anthropometric voxel models in Monte Carlo based radiation transport simulations became state of the art in the recent years. Validated Monte Carlo simulations [Heg09a] can solve problems like counting efficiency calibration in a numerical way. Using a voxel model can in principle help to represent an individual better than an ordinary physical phantom and moreover, it is far more flexible.

So far only a few voxel models have been developed, but new techniques [Heg09c] allow generating countless customised voxel models. Therefore it is desirable to develop methods for measuring biometric data of such voxel models in virtual reality that are comparable to conventional methods in reality. A previous example for this was the measurement of chest circumferences and cup sizes of female voxel models [Heg08].

An accurate way to determine the CWT of a worker is to measure it with an ultrasound probe on the chest in the area, where detectors are positioned (Abb. 3.10, paragraph 3.5). As far as the authors know, there is no method known to measure the CWT of anthropometric voxel phantoms. As described already in paragraph 3.5, the chest wall thickness is defined sensi-

bly as an exponential averaged distance (so called: effective CWT, see also [Fry80]) of the skin surface to the pleura, the serous membrane around the lungs. Single distances are measured in the area of the chest, where the detector of the *in vivo* counting system is placed on. The ultrasound probe is positioned between the ribs tangential to the chest surface. Only a few measurements are taken due to two reasons: First, to save time and secondly, not all spots are suitable to get a clear echo from the pleura since the bone tissue of the ribs almost extinguishes the ultrasound signal. It should be noted, that the authors experienced no local change of the chest wall thickness caused by ribs.

For the corresponding virtual method many measurements can be performed, since the computer is fast and bone tissue is not an obstacle. The method is implemented as a C++ computer code in the in-house-developed software Voxel2MCNP [Heg09b], which is described in more detail in paragraph 3.4. The first step of this method is to position the detector to the desired spot, i.e. the same positioning procedure as for a real detector. Positioning is performed interactively with help of the three-dimensional viewer of Voxel2MCNP. Once the detector is set, a cylindrical shadow with the diameter of the detector is projected along the detector axis onto the chest of the voxel phantom (Abb. 3.13). The distance of each concerned surface voxel is calculated to the nearest lung voxel. Then the arithmetic mean, standard deviation and the effective CWT are calculated.

The method was validated with the help of an anthropometric phantom that was available physically and as a voxel model. The voxel model of the LLNL Torso Phantom was already successfully used to validate Monte Carlo simulation of an *in vivo* scenario [Heg09a]. The voxel model is based on a computed tomography scan performed at the Vincentius Kliniken, Karlsruhe by Prof. Dr. J. Lehmann and his team.

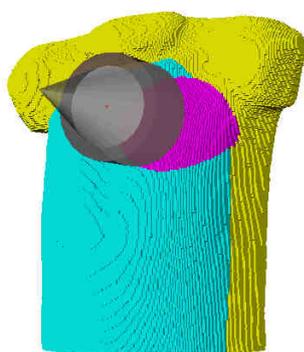


Abb. 3.13: The pink voxels represent the projected shadow of the detector (grey cylinder) along its cylinder axis. Those are considered for the calculation.

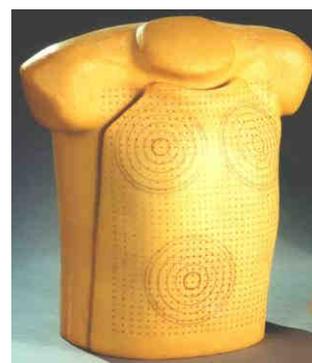


Abb. 3.14: Concentric circles on the LLNL Torso Phantom [Gri78] mark the suggested detector positions for lung and liver measurements.

The chest cover and all overlays of the phantom have markings on the surface, i.e. a rectangular grid and three concentric circles (Abb. 3.14), which represent suggested detector positions for partial body measurements of the left and right lung lobe as well as liver. A thickness gauge was used to determine the thickness of the phantom parts in these circles with

high precision ($2\sigma = 0.1 \text{ mm}$). The results for all circles of the chest cover and the overlays were compared with the values from the computer code. Two voxel resolutions (original, high resolution: $0.9375 \times 0.9375 \times 0,8 \text{ mm}^3$; low resolution: $2.8125 \times 2.8125 \times 2.4 \text{ mm}^3$) were used, which had influence on the size and number of the voxels and hence on the error of the values produces by the code. The error (2σ) was always smaller 0.2 mm . It should be noted that the thickness values of the chest cover had high standard deviations due to its uneven surface. That is why an additional detector positioning error was considered, since the coordinates of the circles had to be determined at the voxel model. The coordinates were determined by positioning system of the *in vivo* laboratory [Heg10]. This resulted in a deviation of thickness of roughly 1 mm . Both methods – the thickness gauge, and the computer code – produced the same values of CWT within the mentioned error margin (Abb. 3.15).

The work showed that the method is valid for calculating the CWT of any anthropometric voxel model with segmented lung tissue in combination with an arbitrary detector. The introduced method allows also the generation of three-dimensional, colour-coded illustrations (Abb. 3.16) of the distribution of the tissue thickness in the chest region, which are valuable information for detector positioning and for checking the chest wall anatomy of a customised voxel model. The method is flexible and can be extended measure tissue thicknesses from any body surfaces to other organs of interest for partial body counting, i.e. to the liver.

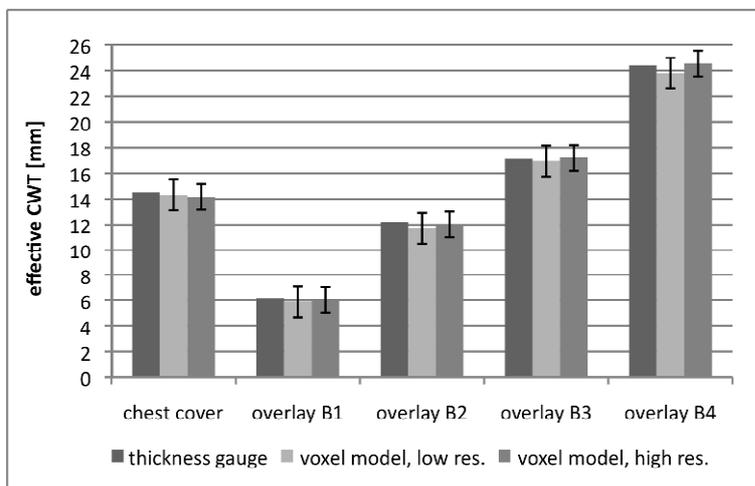


Abb. 3.15: Average values of the effective CWT of the left and right lung marking of the chest cover and the overlays of the LLNL Torso Phantom measured with a thickness gauge and the values for its voxel model (in two resolutions) with corresponding error bars (2σ). Error bars for the thickness gauge were neglected, because the error was too small ($2\sigma = 0.1 \text{ mm}$). The calculated values show a good agreement with the measured ones. Therefore the method can be manifested as valid.

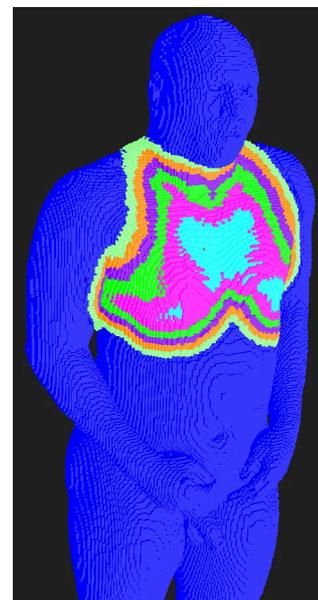


Abb. 3.16: Coloured CWT-profile (skin-pleura-distance) of the MEETMan [Sac96]. The CWT increases from middle of the chest (turquoise = CWT-range: 1.5 cm to 2.5 cm) in 1-cm -steps by each colour change up to light-green coloured area (CWT-range: 6.5 cm to 7.5 cm).

4. Interne Dosimetrie

Die Arbeiten zur internen Dosimetrie beschäftigen sich mit dem Nachweis und der Quantifizierung von Strahlenexpositionen nach der Aufnahme von radioaktiven Stoffen in den menschlichen Körper. Für den direkten Nachweis inkorporierter Radionuklide durch Gamma-spektrometrie im Ganzkörper- oder Teilkörperzähler besteht eine enge Wechselwirkung mit dem In-vivo Messlabor. Schwerpunkt der Arbeiten ist die Optimierung und Weiterentwicklung der dort vorhandenen Messanlagen. Dazu werden Monte-Carlo Simulationen der Messvorgänge angewandt. Gemeinsam mit den Modellierern des ISF werden Modelle der vorhandenen Messanlagen entwickelt und diese optimiert.

Ein weiterer Schwerpunkt der internen Dosimetrie ist die Modellierung des Stoffwechselerhaltens von Radionukliden (insbesondere der Aktinoiden) im menschlichen Körper. Mit den Modellen können Retentions- und Ausscheidungsverläufe der aufgenommenen Radionuklide in Abhängigkeit von verschiedenen Parametern berechnet werden. Die Unsicherheiten der Modellvorhersagen und die physiologischen Grundlagen der Modelle werden untersucht. Die Modellierung der Dekorporationstherapie von Aktinoiden mit Hilfe des Chelatbildners DTPA ^[1] ist ein wesentlicher Teil der Arbeiten, die in Zusammenarbeit mit europäischen und amerikanischen Partnern im Rahmen der EURADOS ^[2] Arbeitsgruppe zur internen Dosimetrie [Lop08] durchgeführt werden.

4.1 Entwicklung eines neuen Teilkörperzählers mit HPGe-Detektoren

Ziel dieses Projektes ist die Entwicklung eines neuen Teilkörperzählers mit elektrisch gekühlten Reinstgermaniumdetektoren. Durch die elektrische Kühlung kann auf die Stickstoffversorgung der Detektoren verzichtet und somit ein Sicherheitsproblem bei deren Betrieb in der Messkammer beseitigt werden. Die Detektoren sind in der XTRa Bauweise [Can09] ausgeführt und können so bereits ab Energien von 30 keV mit hohen Effizienzen messen. Durch die Größe der Detektoren (75 mm Kristalldurchmesser, >80% rel. Effizienz) kann bis zu einer Energie von 3MeV gemessen werden. Dadurch werden zukünftig auch Ganzkörpermessungen in dieser Anlage möglich.

In den Jahren 2007 und 2008 wurden die Detektoren charakterisiert und ein MCNPX-Modell aufgebaut. Mit diesen wurden verschiedene Simulationen ausgeführt, und die Messkonfigurationen für Teilkörpermessungen festgelegt und ausgewertet. Die Ergebnisse wurden genutzt, um die Spezifikationen von der Liege festzustellen. Die flache Liege wurde durch eine Wellness-Liege ersetzt, um eine Bogen-Konfiguration für Ganzkörpermessungen nutzen zu können. Der Wirkungsrad ist somit höher und die Messzeit muss nicht verlängert werden.

^[1] Di-ethylen-triamin-pentaacetat, ein Derivat der Essigsäure

^[2] EURADOS: European Radiation Dosimetry Group e.V. (<http://www.eurados.org>)

4.1.1 Erstellung und Validierung von Detektormodellen für den MCNPX-Code

Olaf Marzocchi, Nicola Gerblich¹, Bastian Breustedt

¹FTU- KIT

Models of the HPGe were already available since the shipment of the detectors, but these models were built using the official specifications obtained from the manufacturer. Tests performed to compare simulations and measurements did not produce satisfactory results, suggesting discrepancies between the reported and the real size of the crystal and of other internal components, a quite common situation [Bud09]. An improvement of the models and their validation was therefore required to proceed further and to use the MCNPX models for the calibration of the new measurement system.

The first step was the optimisation of the operating parameters of the detectors: "flat top" and "rise time". The two values are used to approximate the shape of a gaussian peak, used during the digital processing of the signal produced by the detector. The parameters affect mostly the resolution of the detector, since they influence the removal of the electrical noise. The resolution affects the ability to detect smaller peaks and the consequent minimum detectable activity of the measurement.

During this project a complete test of the parameters could not be done because the total number of combinations is very high and the time required to test all of them is prohibitive. The figure shows the results of some combinations: it is possible to see the parameters on the X axis and the consequent resolution on the Y axis for two peak energies. It was found that the combination of parameters that produces the sharpest peaks is a function of the peak energy, therefore a compromise was chosen. The results attained for the different detectors differ, even if the specifications state comparable characteristics. The results are shown in Abb. 4.1. After the end of the work the worst detector had to be sent back to the manufacturer for repair.

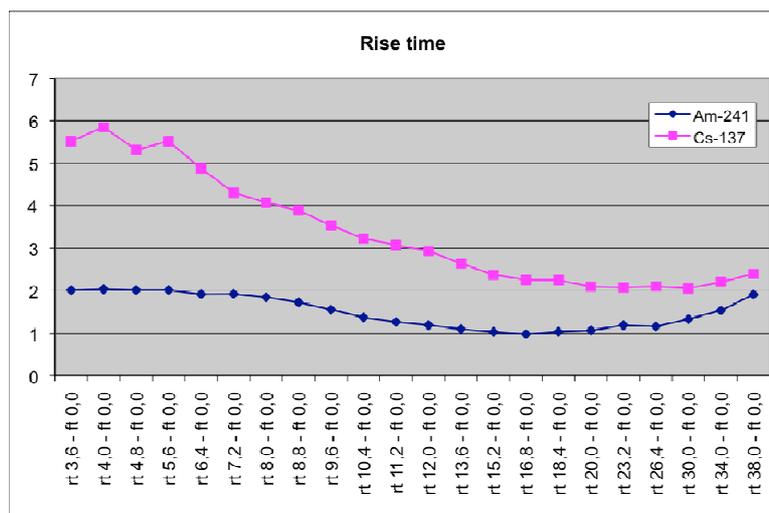


Abb. 4.1.: Resolution expressed as full width at half maximum (FWHM) for different settings of the rise time and a fixed flat top. The best value of rise time is a function of the energy of the peak.

The first step for the optimisation of the MCNPX model was the determination of the actual size and position of the crystal. A collimator and radioactive point sources were used to scan the front side and the lateral sides of the crystal. The determination of the position of the crystal was performed by studying the variations of the detection efficiency: the rings used to hold the crystal produced a decrease of such value, while the complete loss of efficiency determined the end of the crystal. The results show a good agreement for two of the detectors, while the other two differ significantly from the values reported in the specification sheets: one detector is about 2% larger and the other 2% thinner.

Tab. 4.1.: Results of the measurements of the crystal diameter.

	Detektor 1	Detektor 2	Detektor 3	Detektor 4
Hersteller-Angaben [mm]	75,0	78,0	75,0	75,5
Ergebnis Messserie [mm]	74,97	81,76	72,59	75,76
Differenz [mm]	-0,03	+3,76	-2,41	+0,26

The new data were used to update the MCNPX models, but the simulations were not yet satisfactory, therefore the geometry of the aluminium casing was improved using more detailed technical drawings. The result is shown in Abb. 4.2.

To validate the final model, measurements and simulations of a LLNL torso phantom were used. The improvement from the old model was about 3% and the final agreement between measurement and simulation better than 1% [Ger09].

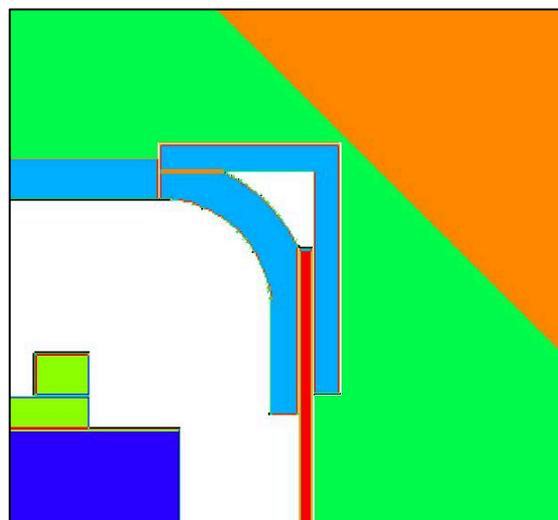


Abb. 4.2: Accurate model of the corners of the aluminium case, The entrance window in carbon epoxy is plotted in red, the aluminium in light blue and the crystal in blue. Green represents either air or the inner copper holder. A part of the collimator used for the measurements is shown in orange.

4.1.2 Definition der Detektorkonfigurationen für Ganz- und Teilkörpermessungen

Olaf Marzocchi, Bastian Breustedt, M. Urban¹

¹WAK-GmbH, Postfach 1263, 76339 Eggenstein-Leopoldshafen

The new counting system based on HPGe detectors has significant differences compared to the old one made of scintillators, since the high efficiency of the old detectors was traded in exchange for a much improved resolution. The new detectors are also significantly bigger. As consequence, both the partial body and the whole body counting configurations needed to be redefined from scratch.

The optimisation of the partial body counting configurations is a conceptually simple task, since the almost unique goal is to maximise the detection efficiency for a specific source in a specific organ. Different measurement goals will use different counting configurations. This task was accomplished by adapting one voxel phantom (MEETman) [Sac96] to both the sitting and to the stretched configurations and then by performing simulations with only one source distributed in a single organ. Different simulations of this kind were performed and the full-energy photon iso-flux lines were plotted around the phantom, then the detectors were placed in the regions with the highest detection efficiency, in order to capture as many photons as possible and to consequently lower the minimum detectable activity. The results obtained for the stretched and for the sitting configurations were compared and the sitting configuration was chosen as best one. One simplified example of a liver configuration is shown in Abb. 4.3.

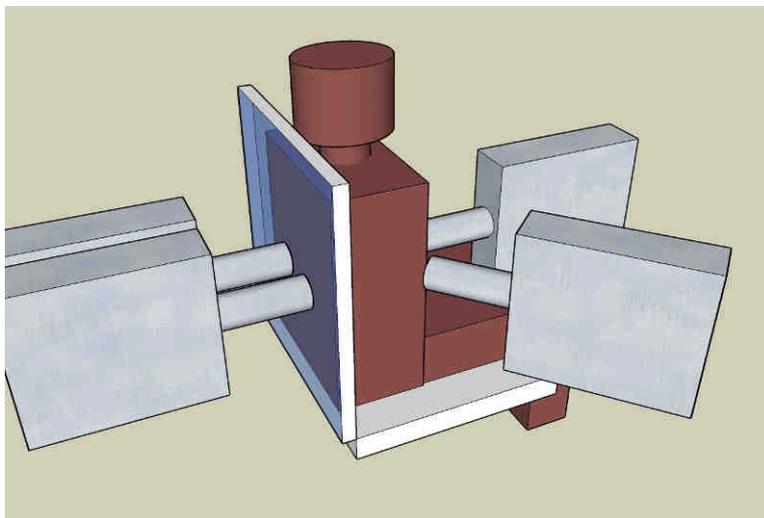


Abb. 4.3: Simplified representation of the position of the detectors for liver partial body counting.

The requirements for the support were defined using the results of the simulations and it was found that the best product readily available was a reclining stretcher, configurable as both plain stretcher or reclined seat. The advantage of such system is the ability to remove the previous stretcher from the counting chamber and to use the new one also for the measurement with both the old phoswiches or the new HPGe.

The definition of the measurement configurations for whole body counting is a more complex process, since opposite goals need to be balanced: important is the independence of the counting efficiency from the position of the source, but at the same time an high detection efficiency is desirable to lower the MDA. The first goal requires a detector far from the surface of the body, the second one a detector near the skin, as with partial body counting.

The first step in the definition of the counting configurations was adapting the voxel models to the new reclined configuration and then performing different energy/organ/phantom simulations: energies from 60 keV to 1460 keV, the most important organs and three different voxel phantoms were used. Each simulation contained only one energy line emitted by a single organ of a specific phantom and the photon flux in a grid surrounding the phantom was tracked. The resulting data were used to compute two quantities (average flux and its standard deviation) from selected groups of input data (for example, different source organs of the same phantom). The average flux is connected to the detection efficiency, the standard deviation to the dependence of the efficiency from the position of the source.

The resulting average photon flux and standard deviation were used to find the optimal compromise between the opposite goals previously listed. In order to ease the process, an additional combined value was calculated using both average and standard deviation of the flux: given the parameters used during the calculation, the regions of space where the value was maximised indicated an optimal placement of the detectors. Abb. 4.4 shows an example of such regions.

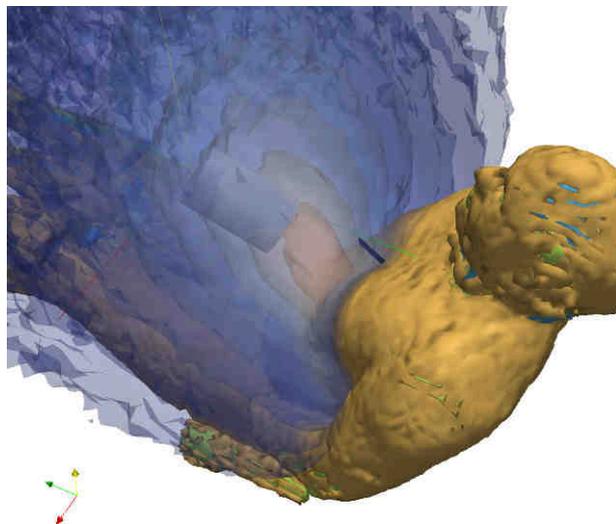


Abb. 4.4: Composite value for the liver/lungs/gastro-intestinal tract at 60 keV simulations. The red region is the one with the best compromise between high flux and low standard deviation.

In order to define the specific position, different goals were used for the different detectors. One detector was optimised for the detection of iodine in the thyroid, while keeping the performances for low energy emitters in the lungs acceptable: it was placed at the height of the shoulders on the left side of the body. The second detector was optimised for the detection of emitters located in the gastro-intestinal tract (stomach and intestines) and liver: it was placed at about the height of the diaphragm in the front-left region of the body. The third detector was placed behind the torso, in direct contact with the skin in the middle of the torso: the goal was to simply have a very high detection efficiency for low energy emitters, disregarding the

standard deviation of the counting efficiencies: it is important to be able to detect the contamination when the other detectors would fail. The last detector was placed in the front right part of the torso, optimised for sources distributed in the whole body. This detector is the only one that would need to be moved every time the subject sits or leaves.

The initial position of this last detector was however found to be not optimal, since the detector was able to achieve a good flux but an excessive standard deviation. It was decided to trade some efficiency for a lower standard deviation, therefore both the last detector and the second one were placed farther away from the body. The final configuration is shown in Abb. 4.5.

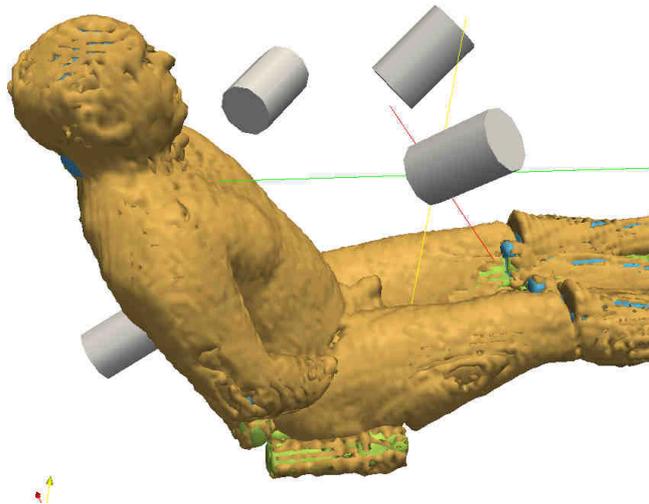


Abb. 4.5 : Final configuration of the detectors for whole body counting.

4.1.3 Entwicklung und Test der Detektorhalterungen

Olaf Marzocchi, Siegfried Ugi, Timo Liedtke¹, Florian Arendt¹

¹KSM, KIT-Sicherheitsmanagement

Das Ergebnis der im Vorfeld durchgeführten Simulationen, ist eine Reihe von Detektorpositionen und Detektorkombinationen bezogen auf ein Standardphantom und Kontaminationsprobenanordnungen. Im nächsten Schritt des Prozesses, war es notwendig einen Prototyp zu entwickeln, mit dem diese Konfigurationen getestet werden können.

Die Anforderungen an die Mechanik, um die verschiedenen Messungen durchführen zu können, wurden durch die Größe der Probandenliege und die Größe [Til93] des menschlichen Körpers bestimmt. Es müssen zwei Detektoren in der Lage sein den Kopf oder beide Knie zu messen. Außerdem muss es möglich sein, zwei nahe aneinanderliegende Organe punktgenau mit diesen zwei Detektoren zu messen.

Dies erfordert für die Detektoren drei Freiheitsgrade der Translation und zwei für die Rotation. Diese Detektoren müssen nicht unter der Person platziert werden.

Die beiden anderen Detektoren werden die meiste Zeit hinter der Rückenlehne platziert um Leber und Lunge zu messen, aber es ist wünschenswert sie auch seitlich der beiden Knie

positionieren zu können um sie mit anderen Messungen zu kombinieren. Auch für diese Detektoren sind drei Freiheitsgrade der Translation und zwei für die Rotation erforderlich.

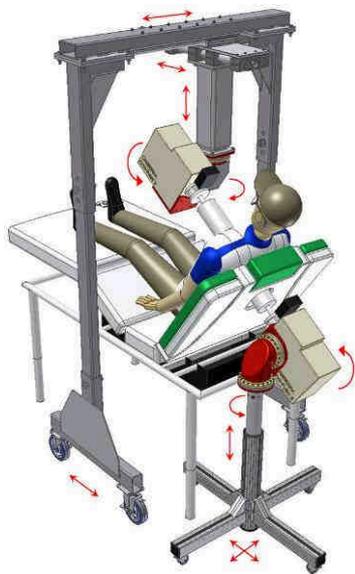


Abb. 4.6: Testportal mit Freiheitsgraden

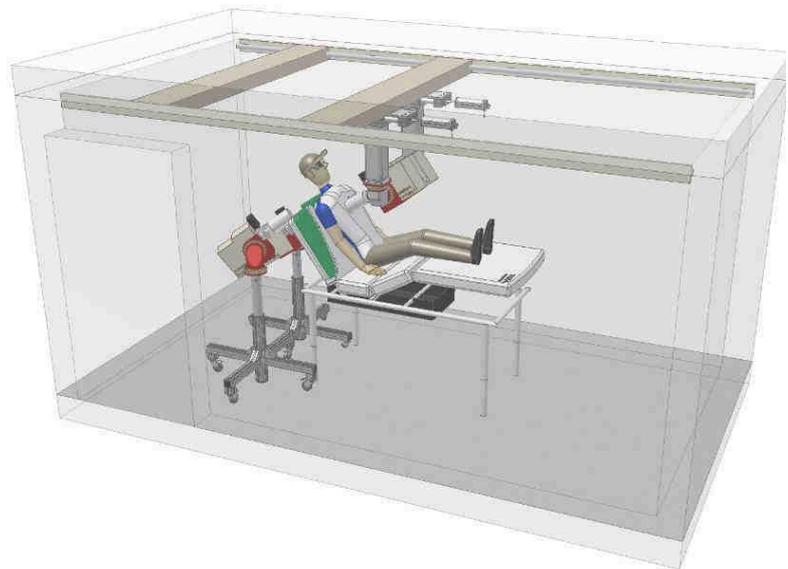


Abb. 4.7: Detektoraufbau in der Messkammer

Da die Messkammer des aktuellen Teilkörperzählers permanent in Betrieb ist, wurde beschlossen einen Prototyp anzufertigen um sämtliche Konfigurationen und Möglichkeiten vorher für das endgültige System zu testen.

Die entwickelte Halterung ist bei allen Detektoren identisch und ermöglicht unabhängig von einander das Schwenken, Neigen und die Höhenverstellung. Ein Detektor ist auf einem mobilen Stativ montiert und kann frei im Raum bewegt werden. Der andere ist an einem Portal montiert, welches sich über der Probandenliege befindet. Das Portal kann mittels Laufrollen längs der Liege bewegt werden. Der Detektor am Portal kann in der horizontalen Ebene mittels handbetätigter Linearführung quer und mit motorgetriebener Linearführung längs bewegt werden.

Eine Linearführung mit zwei Traversen ist bereits in der aktuellen Messkammer installiert. Eine Traverse hält die Phoswich-Detektoren und die andere die alten Germanium-Detektoren. Die Germanium-Detektoren werden entfernt und ihre Traverse wird für das neue Detektorsystem verwendet. Zwei Detektoren werden also an der Traverse hängen und zwei auf den mobilen Stativen stehen.

Das neue System erlaubt die gleichzeitige Benutzung der Phoswich- und der Germanium-Detektoren. Eine mögliche Konfiguration wäre die Phoswich-Detektoren für den Schädel und die Germanium-Detektoren für die Lunge und die Knie einzusetzen.

Die zukünftige Anlage wird mittels Sensoren die Positionen eines jeden Detektors in der Messkammer erfassen.

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

4.2 Arbeiten zur Biokinetik radioaktiver Stoffe

Werden radioaktive Stoffe in den Körper aufgenommen, so nehmen diese an den Stoffwechselprozessen teil und werden in Organen angereichert, umverteilt und wieder ausgeschieden. Um in diesen Fällen eine Dosis berechnen zu können, müssen diese Prozesse mit geeigneten Modellen beschrieben werden. Die Forschungsarbeiten beschäftigen sich mit diesen biokinetischen Modellen. Der Schwerpunkt liegt auf Plutonium und weiteren Transuranen. Untersuchungsgegenstand sind die Modellierung der physiologischen Prozesse, die im Körper ablaufen, und die inter- oder intra-individuelle Variationen des Stoffwechsels mit den daraus entstehenden Unsicherheiten der Modelle. Ein weiterer Aspekt ist die Dekorporationstherapie mit dem Chelatbildner DTPA. Ziel ist eine Dosisreduktion durch die Beschleunigung der Ausscheidung von Radionukliden aus dem Körper. Die Entwicklung eines Modells zur Beschreibung der Wirkung von DTPA auf die Biokinetik von Plutonium und Transuranen wird innerhalb der EURADOS Gruppe zur internen Dosimetrie [Lop08] durchgeführt. Die gemeinsame Koordination der Arbeitsgruppe liegt bei IRSN und ISF. Innerhalb der EURADOS Gruppe beteiligt sich das Team interne Dosimetrie an Vergleichsrechnungen zur Implementierung biokinetischer Modelle [Nos08] und gemeinsam mit dem Team Modellierung an einem Ringvergleich zur Monte-Carlo Kalibrierung von Lungenzählern.

4.2.1 Einfluss der systemischen Pu-Modelle auf die Plutoniumausscheidung nach Involnerationen

Wolfgang Klein, Bastian Breustedt

Biokinetische Modelle für Plutonium dienen zur Modellierung der Stoffwechselvorgänge an denen das Radionuklid im menschlichen Körper teilnimmt. Zur Dosisberechnung wird standardmäßig ein Modell (ICRP 67) der internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP⁷) verwendet [ICRP93]. Inzwischen existieren zwei aktuellere Modelle, bei deren Entwicklung unphysiologische Pfade beseitigt und weitere Messdaten berücksichtigt wurden: das am KIT (ehemals: Forschungszentrum Karlsruhe) entwickelte Luciani-Modell [Luc00, Luc02] und das Leggett-Modell [Leg05]. Voraussichtlich werden künftige Empfehlungen zur Dosisabschätzung auf das Modell von Leggett verweisen. Um Unterschiede zwischen diesen systemischen Modellen zu untersuchen, werden die Modelle in der Regel isoliert (was einer Injektion entsprechen würde), ohne zusätzliches Modell für den Inkorporationsvorgang (z.B. durch Inhalation oder Wunden) miteinander verglichen. Die von den Modellen vorausgesagten

⁷ ICRP: International Commission on Radiological Protection

Ausscheidungsraten unterscheiden sich in diesem Fall nur geringfügig (s. Abb. 4.8) und können alle bekannte Daten im Rahmen der zu erwartenden Unsicherheiten ausreichend genau beschreiben.

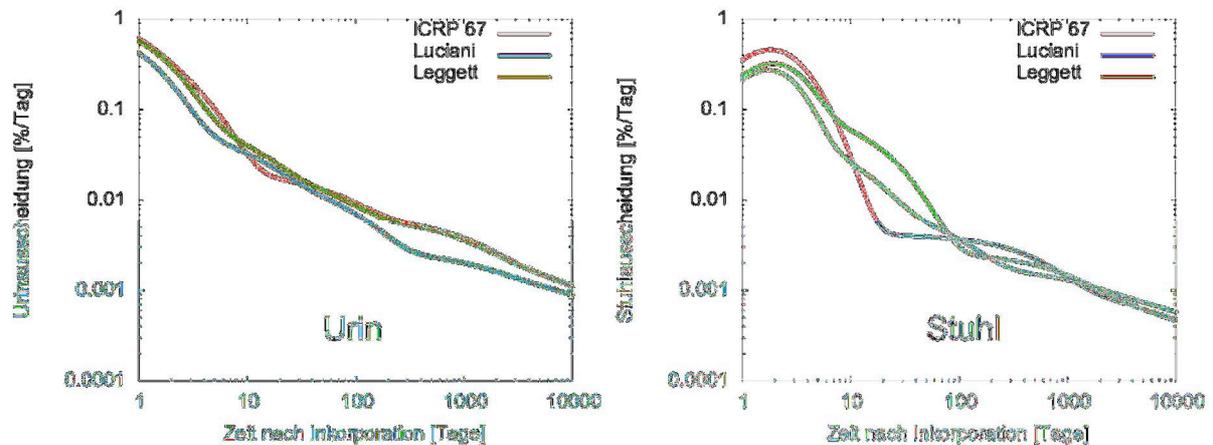


Abb. 4.8: Ausscheidungsraten bei isolierter Betrachtung der systemischen Modelle (Injektion) für Urin und Stuhl

Inkorporationen finden in der Regel jedoch nicht in Form von Injektionen in die Blutbahn statt. Um die Absorptionsvorgänge bei kontaminierten Wunden wiedergeben zu können, wurde von der NCRP⁸ und der ICRP gemeinsam ein Wundmodell entwickelt [NCRP07], welches die Aufnahmeprozesse nuklidunabhängig beschreibt. Unterschiede bei den Inkorporationsprozessen lassen sich durch Klassifizierung der Wundkontamination in verschiedene Invulnerationskategorien berücksichtigen. Im Modell werden 7 Kategorien unterschieden. Die zeitlichen Verläufe der Aufnahme aus der Wunde in den Blutkreislauf weichen dabei für die verschiedenen Invulnerationstypen deutlich voneinander ab. Werden das Wundmodell und die systemischen Modelle miteinander verknüpft, kann man Vorhersagen über die Plutoniumretention in den Organen oder die Ausscheidungsraten mit Urin und Stuhl machen. Für die Dosisabschätzung sind vor allem die Ausscheidungsraten von großer Bedeutung, da die in den Körper aufgenommene Plutoniummenge oft in einem ersten Schritt aus Messungen der ausgeschiedenen Plutoniummenge mit ihrer Hilfe bestimmt werden muss bevor die resultierende Folgedosis berechnet werden kann. Eine große Hürde ist dabei oft die Bestimmung des Invulnerationstyps, da die Form des in die Wunde gelangten Plutoniums meist unbekannt ist. Doch selbst bei bekanntem Invulnerationstyp birgt der Rückschluss von den Ausscheidungsraten auf die ursprünglich aufgenommene Plutoniummenge (Zufuhr) große Unsicherheiten. Abbildung 4.9 zeigt die Unterschiede der Vorhersagen mit den drei aktuellsten systemischen Modellen am Beispiel der Urinausscheidungsraten für die Invulnerationstypen „colloid“ und „particle“.

Vor allem bei einer Invulneration des Typs „particle“ kann die Berechnung der Zufuhr mit verschiedenen systemischen Modellen zu Unterschieden von bis zu einer Größenordnung

⁸ NCRP: National Council on Radiation Protection & Measurements

führen und damit auch zu entsprechenden Dosisunterschieden. Erst nach dem Vergleich verschiedener Vorhersagen mit Messdaten (zu verschiedenen) Zeiten kann entschieden werden, welches der systemischen Modelle besser zur Dosisabschätzung geeignet ist.

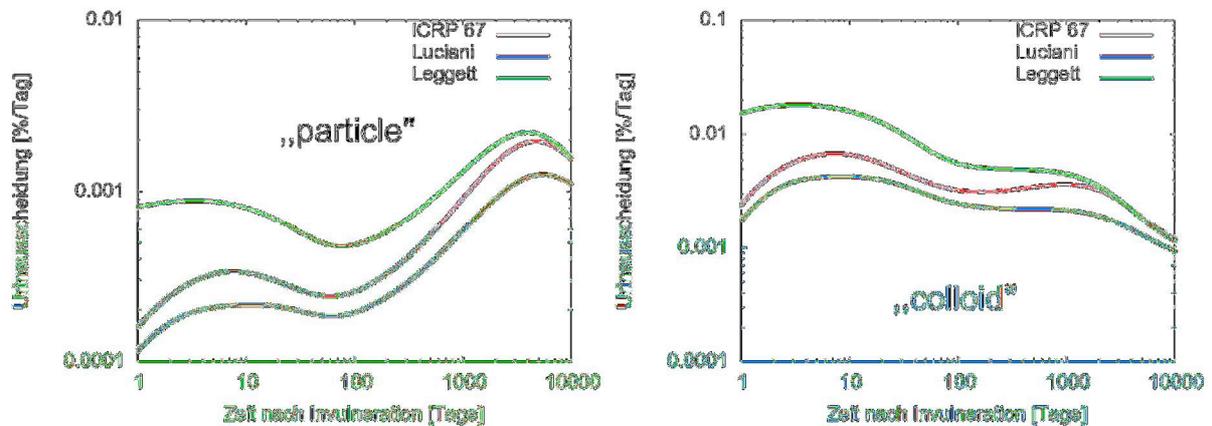


Abb. 4.9: Urinausscheidungsdaten nach Invulneration der Typen „colloid“ und „particle“

4.2.2 A Basic Model of the Physiological Biokinetics of Plutonium

J. Schimmelpfeng

Biokinetic models are used to describe the development over time of the concentration and the location of a substance in the human body from uptake to excretion. For many years, the biokinetics of radioactive substances were calculated on the basis of mathematical criteria only. Biokinetic compartments in most cases did not correspond to anatomically defined distribution areas in an organism but were operational values. However, the quality of the resulting models depends on how accurately their assumptions reflect reality. Ideally, a biokinetic model can be developed which reproduces reality. In the past few years, this need has resulted increasingly in physiologically operational sequences being modeled in realistic anatomical structures of the body along with physicochemical parameters. Using innovative physiological approaches the underlying material interactions with the radioactive substance incorporated were identified, and modeled them in real anatomical structures of the body by means of physiological transfer rates. Important interactions, such as those with incorporated plutonium, and endogenous substances, such as citrate and transferrin, play key roles in these processes. In this way, existing biokinetic models can be optimized in line with reality, and novel physiological models can be developed for both dosimetry and therapeutic purposes.

In this study, an estimate of the biokinetic operational sequence after an incorporation of plutonium is made similar to the pharmacokinetics of a substance showing comparable chemical and physiological behavior in the body. This behavior is found for the two metals iron and aluminium. Thus, comparison of the biokinetics of plutonium with the pharmacokinetics of aluminium results in some commonalities and some differences. A new model with physiological compartments for plutonium is presented on the basis of the biokinetics of aluminium.

Assumption 1: Plutonium can be incorporated by injection, ingestion, a wound (involvement) or inhalation. In case of inhalation, e.g. the USTUR Case 0679 [UST07], it is distributed mainly to the lung, the blood, the bones, the liver, lymph nodes and soft tissues, such as muscles and connective tissue.

Assumption 2: Plutonium occurs in compounds of oxidation levels +III to +VII. Mammalian fluids, such as blood plasma, lung fluid, bile, urine and tissue fluids are dominated by Pu(IV) because most endogenous ligands stabilize this state of oxidation [ICR86].

Assumption 3: Similarities of the chemical and biological transport and distribution properties of Fe(III) and Pu(IV) are remarkable [Dur06, Ans07].

The chemistry of tetravalent plutonium ions shows marked analogies with that of trivalent iron ions. The analogy between the two becomes obvious when plotting log-K1 values to describe the interaction of various chelating agents with the two elements with a correlation of nearly 1:1 [Ans07]. Although the plutonium redox pair has a higher positive charge than the iron redox pair, this is offset by the larger ion radii of this actinide element, with the consequence that, taking into account the charge/radius relation, the result shows pretty good agreement [Kai05]. This applies in particular as the redox potentials of both pairs are comparable.

Plutonium is transported in the body in a similar way as iron. Iron is ingested with food, enters the blood plasma through the intestine, and is distributed in the body via the blood stream. Transferrin, the protein responsible for iron transport, takes iron in the form of an iron-transferrin complex to the bone marrow, the liver, and the spleen [Sch75]. Iron is stored as a soluble complex with ferritin in mucosa cells, the liver, the spleen, and in bone marrow; this complex can be mobilized quickly. Most of the iron in the body is used for hemoglobin synthesis in erythrocyte destruction [Mut01]. Red blood cells [Ste68]. and bone are considered surfaces preferred also by plutonium [Sch96]. In adults, erythrocytes are formed in the red bone marrow and degraded in the spleen.

Assumption 4: Fe^{3+} and Al^{3+} (aluminium) ions show chemical similarity with respect to equivalent binding behavior resulting from similar ion radii [Mar86]. For this reason, and because of the analogies of Fe^{3+} and Pu^{4+} , similar chemical and physiological behavior of Al^{3+} and Pu^{4+} in the body can be assumed.

Analogies based on chemical similarities (in this case, of Pu^{4+} , Fe^{3+} , and Al^{3+}) are very helpful in modeling. In the case of aluminium, a large pool of experimental measured data about blood and tissue levels are available. Similar readings for plutonium are not available on the same scale.

Assumption 5: Major reaction partners of aluminium are transferrin and citrate in the blood [Bar90, Day94] and in the extracellular fluid [Nol01]. This is also true of plutonium [Tur68, Bel59, Tay98] instead of aluminium.

Transferrin is a glycoprotein and the protein in the body transporting iron. It is produced in the liver [Psc02]. Only iron binding to transferrin allows the preferred uptake of iron into the cells utilizing iron, as these have the appropriate transferrin receptors [Mut01]. Roughly one third of transferrin in blood plasma is available as iron transferrin saturated with iron.

Citrates are salts of citric acid [Psc02]. The citrate anion is produced in the citric acid cycle in the mitochondria of body cells [Kar77], and plays an important role in the metabolism of carbohydrates, proteins, and fats in the body. Citrate excreted in the urine comes from this metabolism (citrate cycle) or was ingested.

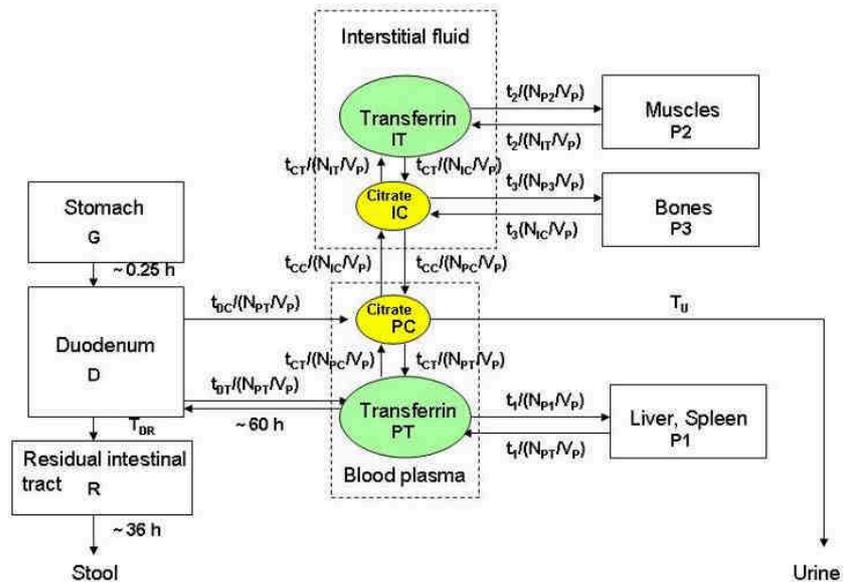


Abb. 4.10: Pharmacokinetic compartment model for aluminium modified after Nolte et al. [Nol01] for analogous assessment of developments following incorporation of plutonium. The central compartment consists of transferrin- (T) and citrate- (C) bound aluminium in plasma (P) and the interstitial fluid (I), PT, PC, IT and IC. The peripheral compartments are P1 (liver and spleen), P2 (muscles) and P3 (bones). The gastro-intestinal tract is subdivided into stomach (G), duodenum (D) and residual intestinal tract (R). The transport between the compartments is described by rate constants (α ; h⁻¹) which are inverse time constants ($\alpha=1/T$). They are normalized to the volume (V) of the plasma in order to describe humans and rats biokinetics with the same set of parameters. The reference volume of this model is the plasma volume V_p. Below saturation, the rate constant α can be expressed by a time parameter (t; mmol h/l) as $\alpha=t^{-1}N/V_p$ and the time constant T as $T=t/(N/V_p)$. Below saturation concentration the rate constants are proportional to the size, i.e. to the maximum number N of available aluminium binding places of the compartment to which the transport goes. Each transferrin molecule offers two binding places to Al³⁺ ions. Two citrate molecules bind to one aluminium ion. The maximum aluminium occupation numbers N (compartmental sizes) were normalized to the volume (V) of the compartment. Time constants (T; h) are written at the arrows. The urinary excretion time is T_U and excretion of incorporated aluminium occurs from the soluble ultrafiltrable phase of the citrate bound aluminium in the plasma (PC) via the kidneys. For exchange reactions between compartments, the time constants are given in this parameterization, $T=t/(N/V_p)$.

The pharmacokinetic model for aluminium is shown in Abb.4.10. In the open compartment model of biokinetics of aluminium [Nol01], the central compartment is made up of transferrin (T) and aluminium bound to citrate (C) in plasma (P) and the interstitial fluid (I) of the interstices, PT, PC, IT, and IC. From these, the aluminium is distributed into the peripheral compartments, P1 (liver and spleen), P2 (muscles), and P3 (bones). The gastro-intestinal tract is subdivided into the stomach (M), the duodenum (D), and the rest of the digestive tract (R). Transport among the compartment sections is described by rate constants which are inverse

time constants. The time constants are added to the arrows describing transport. The urine excretion time is T_U .

In the pharmacokinetic model for aluminium (Abb. 4.10), it was possible to define in a narrow range by experimental studies the parameters which describe the exchanges between the peripheral and the central compartments. After intravenous injection of ^{26}Al there was a rapid exchange with the interstitial fluid via the fraction bound to citrate. The ^{26}Al content of the interstice is reflected in the level in the muscle during the first hour. The transferrin-citrate parameter, t_{CT} , was determined, e.g., by speciation studies with Al citrate. Three peripheral compartments were defined in the model, namely bones, muscles, and internal organs, such as liver and spleen. They exchange aluminium with the central compartment, as is shown in Abb. 4.10. Initially, this was a hypothetical approach, but it was confirmed by comparison of the resultant calculations with the levels measured in the tissues.

However, the pharmacokinetic model for aluminium is not able to model the biokinetics of plutonium realistically in every respect. Thus, plutonium in the blood is bound more strongly to proteins than aluminium and tends to be redeposited in the body rather than excreted [Pri04]. The effective halflife of plutonium in the skeleton typically is about 50 years. Aluminium has a shorter halflife of 10-20 years, is bound more weakly to proteins in the blood than plutonium and, consequently, is filtered in the kidney more effectively and excreted. There are differences also with respect to the faster release of aluminium (Al^{3+}) compared to Fe^{3+} by transferrin [Mar91].

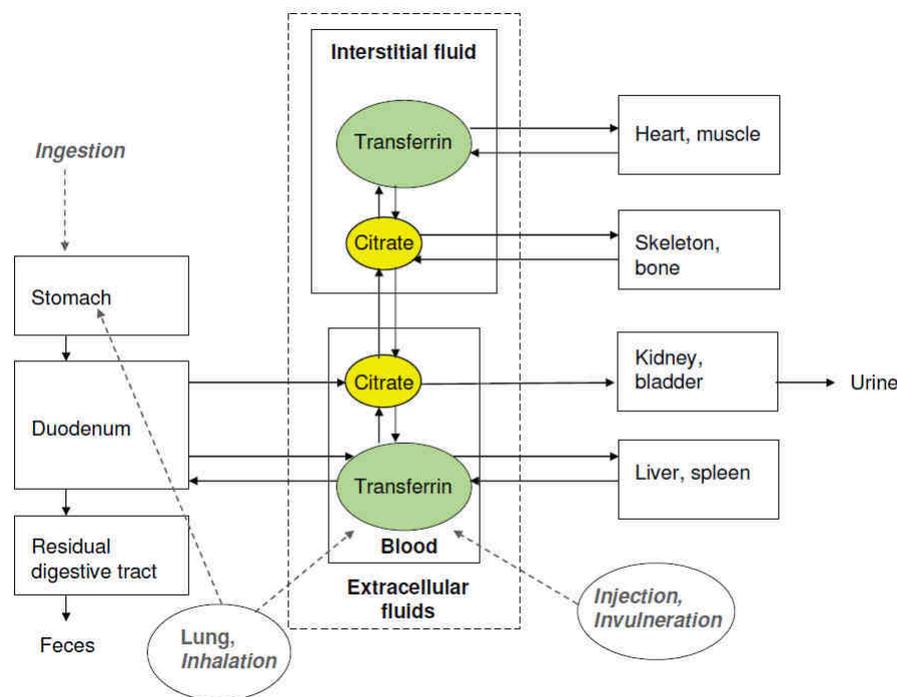


Abb. 4.11: Basic physiological-based compartment model for the biokinetics of plutonium. The model is based on conclusion by analogy by Schimmelpfeng [Sch09b], precisely because Pu^{4+} , Fe^{3+} and Al^{3+} show comparable chemical and physiological behavior in the body. Relevant chemical reactions are modeled in their anatomical structures. Transport rate and time constants between the compartments might be similar to those in Abb.4.10.

On the basis of the pharmacokinetic compartment model for aluminium it is already possible to design a basic model of the physiological biokinetics of plutonium (Abb. 4.11). This model has a very simple structure and needs to be validated later with the data experimentally determined for plutonium in animals and humans.

Comparison of existing biokinetic models for iron, aluminium, and plutonium, and inclusion of the basic scientific findings about the behavior and distribution in the body of plutonium, aluminium, and iron, allows a comprehensive physiological compartment model to be formulated for plutonium.

Before a physiological biokinetics model of this type can be used for risk assessment, it still needs to be validated with respect to the biokinetic, metabolic, and toxicological data [Cle08]. Frequently, that very model may be used in the development and design of critical experiments in which data are collected for its validation. It offers a conceptual framework for the use of scientific methods. In many cases, the model needs to be refined compared to experimental findings until it has been validated by comparing simulation and experimental kinetic data.

4.2.3 Zur Modellierung der Dekorporationstherapie mit DTPA: Das CONRAD Modell

Bastian Breustedt, Jutta Schimmelpfeng und die EURADOS WG7

Radioaktive Stoffe nehmen nach ihrer Aufnahme in den Körper an den Stoffwechselprozessen teil. Gibt es keine natürlichen Stoffwechselffade für ein Element, folgt das aufgenommene Radionuklid den Stoffwechselprozessen chemisch ähnlicher Elemente [ICRP94]. Die beim Zerfall des Radionuklids emittierte Energie führt nach ihrer Absorption in den Organen zu einer Organdosis.

Ziel einer Dekorporationstherapie ist es, diese Organdosen zu reduzieren oder zu vermeiden, indem man in die Stoffwechselprozesse eingreift und entweder verhindert, dass die Radionuklide sich in den jeweiligen Organen anreichern oder ihre Ausscheidung beschleunigt. Für Plutonium und Transurane wird seit den 1960er Jahren der Chelatbildner DTPA (**D**iethylen-**T**riamin-**P**enta-**A**acetat) zur Dekorporationstherapie eingesetzt. Verwendet werden dabei die Calcium oder Zinksalze der DTPA, die als Infusionen in isotonischer Lösung verabreicht werden. DTPA bildet mit Metallionen (wie z.B. Plutonium) stabile Komplexe, die rasch (d.h. innerhalb von 24h nach der DTPA Gabe) über das Urin ausgeschieden werden. Beobachtet man die Ausscheidungsverläufe der Radionuklide im Urin (gemessen wird jeweils die in 24h ausgeschiedene Aktivität), so kommt es zu einem sprunghaften Anstieg der Ausscheidungsrate am Tag der DTPA Gabe. Die auf diese Weise zusätzlich aus dem Körper entfernten Radionuklide können nicht mehr zur Organdosis beitragen. Die Überhöhung der Ausscheidung von Plutonium im Urin (um einen Faktor von bis zu 100, siehe Abbildung 4.12) klingt über einen Zeitraum von etwa 20 Tagen, nach der DTPA Gabe wieder langsam auf das Niveau vor der Therapie ab [Bre08].

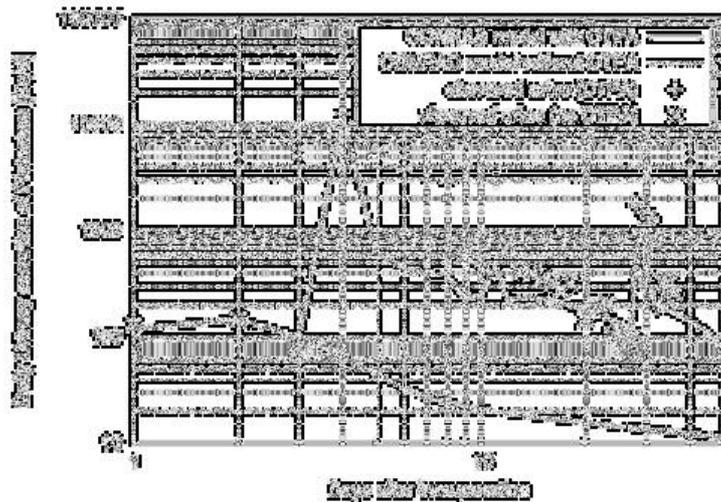


Abb. 4.12: Ausscheidung von Plutonium im Urin nach einer Wundinkorporation. Gezeigt sind Messdaten (aus [Jea64]) und die Modellbeschreibung mit dem CONRAD Ansatz. Gezeigt ist zur Illustration auch eine Modellrechnung, ohne die Effekte der Therapie

Die vorhandenen Stoffwechselmodelle für die Biokinetik des Plutoniums und der Transurane [ICRP94,Leg05] sind in der Lage, ungestörte Ausscheidungsverläufe im Urin oder Stuhl zu beschreiben. Sie werden auch zur dosimetrischen Bewertung von (nicht DTPA-therapierten) Plutoniuminkorporationen verwendet. Für die Beschreibung der Wirkung von DTPA-Gaben auf den Plutoniumstoffwechsel gibt es einige biokinetische Modellansätze, die entweder empirisch [Jec72,Hal78,LaB94] oder phänomenologisch sind [Bai03,Jam07]. Im Rahmen eines vom Land Baden-Württemberg geförderten Projekts wurde in Karlsruhe bereits 2005 mit der biokinetischen Modellierung von Dekorporationstherapien mit DTPA begonnen [Bre08]. Gemeinsam mit einer Arbeitsgruppe des europäischen CONRAD Projektes [Lop08] werden seit 2007 die Arbeiten an einer physiologisch begründeten biokinetischen Modellbeschreibung der Dekorporationstherapie fortgesetzt [Bre09].

Als Ansatzpunkt für die Modellierung wurde die Komplexbildungsreaktion von DTPA mit Plutonium gewählt. Ziel der Modellierung ist es, die im Körper stattfindenden physiologischen Prozesse und biochemischen Reaktionen zu identifizieren und mathematisch zu beschreiben. Dabei werden drei Kompartimentsysteme verwendet und aneinander gekoppelt. Als Basissystem wird das von Leggett et al. 2005 veröffentlichte Kompartimentsystem für die Biokinetik von Plutonium [Leg05] gewählt. Zusätzlich wird je ein System zur Beschreibung der verabreichten Form des DTPA und eines zur Beschreibung der im Körper gebildeten Pu-DTPA Komplexe verwendet. Durch die Komplexbildung mit DTPA werden, wenn Plutonium und DTPA im Körper aufeinandertreffen, Plutoniumatome aus dem Basissystem in das Pu-DTPA System transportiert. Die Gesamtausscheidung von Plutonium berechnet sich als Summe der Ausscheidungen aus dem Basissystem und dem Pu-DTPA-Kompartimentsystem.

Es wird unterstellt, dass die Biokinetik von DTPA nur schwach vom komplexierten Metallion abhängt. Daher wird für die beiden DTPA enthaltenden Systeme die gleiche Struktur angenommen. Im ersten Schritt wurde ein von Stather et al. 1983 publiziertes Kompartiment-

system zur Beschreibung der Biokinetik von DTPA verwendet [Sta83]. Darin wird davon ausgegangen, dass DTPA nur im Extrazellulärraum verteilt ist. Eine Neuanalyse und Reinterpretation der dem Stathermodell zu Grunde liegenden Daten führte zu einer neuen, physiologisch begründeten Modellstruktur, die auch einen Pfad über die Lymphe berücksichtigt.

Im CONRAD Modell für die Dekorationstherapie wurden zunächst in den drei Systemen diejenigen Kompartimente, welche die gleichen anatomischen Regionen beschreiben, identifiziert. Dort kann die Komplexierungsreaktion, die Plutonium vom Basissystem in das Pu-DTPA-System transportiert, stattfinden. Zur mathematischen Beschreibung dieses Prozesses wird eine Kinetik zweiter Ordnung verwendet: der Stofftransfer wird als proportional zur Konzentration des Plutoniums und der DTPA in ihren jeweiligen Systemen angesetzt.

Erste Rechnungen mit dem CONRAD Modells zeigen, dass der vorgeschlagene Ansatz in der Lage ist, die in den Messungen realer Therapiefälle beobachteten Überhöhungen in der Plutoniumausscheidung im Urin am ersten Tag nach der Therapie zu beschreiben. Der langfristige Effekt der DTPA kann mit den verwendeten Annahmen nicht ausreichend genau beschrieben werden. Die Verbesserung des Modells wird im Rahmen der EURADOS Arbeitsgruppe zur internen Dosimetrie [Lop08] fortgesetzt. Derzeit werden verschiedene Hypothesen für die Verteilung von DTPA im Körper und die entsprechend modifizierten Modellstrukturen bearbeitet.

4.2.4 Physiology of the Biokinetics of Plutonium, DTPA and Decorporation Therapy

J. Schimmelpfeng, B. Breustedt, M. Urban¹

¹WAK GmbH, Postfach 1263, 76339 Eggenstein-Leopoldshafen

Towards a Physiological Biokinetic Model

The alpha-radiation emitted by plutonium does not penetrate the skin, but can irradiate internal organs when plutonium is inhaled, ingested, injected or incorporated through wounds. Plutonium (Pu) is spread by the blood circulation system and deposited mainly on bone surfaces and in the liver. Sites particularly at risk are the skeleton, liver, lymph nodes and other soft tissues, and the lung in case of inhalation.

Dose reduction and decorporation of plutonium are achieved by injecting a therapeutic complexing agent, e.g. diethylene-triamine-penta-acetic acid (DTPA) into the blood. Chelation of DTPA and plutonium is generally believed to take place predominantly in the extracellular fluids, which consist of interstitial water, blood plasma, and transcellular water. Although non-chelated DTPA is excreted approximately within 12 hours, the Pu-DTPA complex may take several weeks to be excreted.

A suitable biokinetic model for this process is still missing. Any model is only as good and realistic as the assumptions underlying it. Realistic assumptions require physiological knowledge and a description of the basic relevant chemical processes at a molecular level.

Modeling the Physiology and Chemistry of the Plutonium-DTPA Chelation Reaction

Creating a biokinetic model of the decorporation therapy with DTPA requires a description of the relevant biochemical reactions in the blood. Molecules to be considered are the incorporated plutonium, the therapeutic complexing agent, DTPA, and endogenous substances, such as the iron transport protein, transferrin, or citrate [Sch09a]. They will be described from the uptake into the body to excretion in their respective anatomical structures; the role of erythrocytes (Ery) will be covered as well.

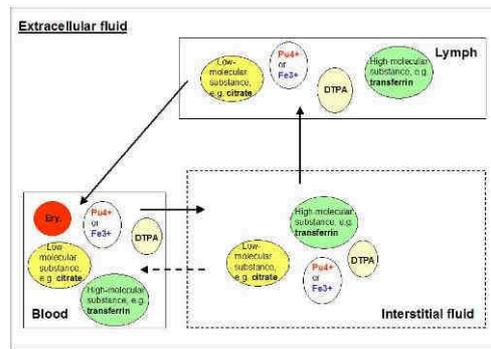


Abb. 4.13: Simplified schematic model of estimated compartments with interactions of plutonium and DTPA, existing competing molecules, and transfer possibilities.

Complexing of DTPA and plutonium is assumed to take place mainly in the extracellular fluids of the body. As a first step, the biodistribution of relevant molecules was studied in the extracellular fluids (Fig. 4.13) of blood, interstice, and lymph defined as part of the interstice. The resultant physiological knowledge allows an existing biokinetic model for ^{14}C -DTPA (Abb. 4.14) by Stather et al. [Sta83] to be interpreted in a more physiological way.

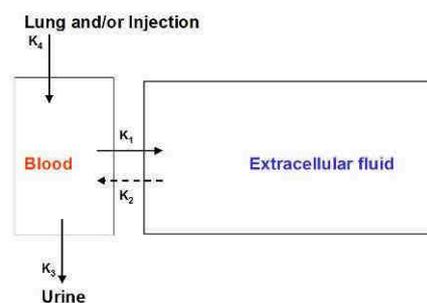


Abb. 4.14: Simplified biokinetic model for ^{14}C -DTPA in the human body after Stather et al. [Sta83].

This is shown in Abb. 4.15. This new physiological compartment model for DTPA is difficult to verify at the moment because experimental data (e.g. with quantitative values for the interstice and lymph) are still missing.

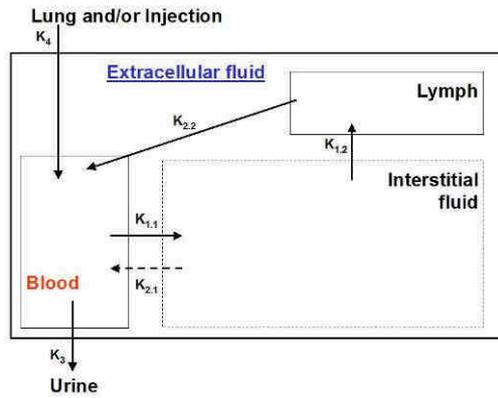


Abb. 4.15: Simplified biokinetic model of ^{14}C -DTPA in the human body from a physiological perspective.

The new model has been, and will be, discussed and modified by the WG 7.3 DTPA Working Group of EURADOS (www.eurados.org) continuing the work of CONRAD [Bre09].

5. In-vivo Messlabor

Das In-vivo Messlabor ist für die personenbezogene Inkorporationsüberwachung zuständig. Hier werden inkorporierte Stoffe durch Direktmessung der aus dem Körper austretenden Gammastrahlung bestimmt. Das Labor ist nach § 41 StrlSchV von der Behörde „bestimmte-Messstelle“ für die Länder Baden-Württemberg und Hessen .

Das Messlabor betreibt ein Qualitätsmanagementsystem und ist gemäß DIN EN ISO/IEC 17025:2005 für die unter Kapitel 5.3 genannten Verfahren akkreditiert.

5.1. Informationen und Zahlen zum Routinebetrieb

Ute Mohr, Bastian Breustedt, Gabriele Cordes, Nicole Biegard

Das In-vivo Messlabor betreibt einen Ganzkörperzähler und verschiedene Teilkörperzähler zum gammaspektroskopischen Nachweis von Radionukliden im menschlichen Körper. Der Ganzkörperzähler besteht aus vier NaI(Tl)-Detektoren, die paarweise oberhalb und unterhalb der auf einer Liege liegenden und zu messenden Person angeordnet sind. Mit dieser Messanordnung können in erster Linie Spalt- und Aktivierungsprodukte mit Photonenenergien zwischen 100 keV und 2500 keV nachgewiesen werden. Die verschiedenen Teilkörperzähler umfassen unter anderem drei 8"-Phoswich-Detektoren und vier HPGe-Sandwich-Detektoren. Mit ihnen können u. a. niederenergetische Photonenstrahler, wie z. B. I-125, Pb-210 und Am-241, nachgewiesen werden. Die Messgeometrie richtet sich hierbei nach der Art und der Lage der Nukliddeposition im Körper. So werden bei kurz zurückliegenden Inkorporationen hauptsächlich Messungen an der Lunge durchgeführt, während bei länger zurückliegenden Inkorporationen darüber hinaus auch Messungen an der Leber sowie am Kopf und an den Knien der Probanden durchgeführt werden. Für räumlich eng begrenzte Nukliddepositionen steht außerdem ein kleiner 0,8" Phoswich-Detektor zur Verfügung.

Im Jahr 2009 wurden 1286 Personen im Ganzkörperzähler untersucht. Da einige Personen mehrmals gemessen wurden, ergibt sich eine Gesamtzahl von 1545 Messungen. Der überwiegende Teil der Messungen ist der routinemäßigen Inkorporationsüberwachung zuzuordnen. Die übrigen Ganzkörpermessungen erfolgen im Auftrag der auf dem Gelände des KIT Campus Nord angesiedelten Institute und Einrichtungen.

Mit dem Teilkörperzähler wurden insgesamt 182 Personen untersucht. Ein Teil dieser Personen wurde mehrmals gemessen, so dass sich die Gesamtzahl der Messungen auf 204 beläuft.

Im Ganzkörperzähler und im Teilkörperzähler wurden ferner zahlreiche Messungen zur Qualitätssicherung durchgeführt, wie Kalibriermessungen, Referenzmessungen sowie Nulleffektmessungen. Zusätzlich erfolgten im Ganzkörperzähler regelmäßige Messungen zur Bestimmung der Cs-137 – Körperaktivität an einer Referenzgruppe von nicht strahlenexponierten Personen aus dem Raum Karlsruhe.

Die Abbildung 5.1. zeigt eine Messung im Ganzkörperzähler in Standardmessposition. Die Messzeit im Ganzkörperzähler beträgt in der Routine 5 Minuten. Bei dieser Messzeit erreicht

man eine Nachweisgrenze von 60 Bq für Cs-137 und von 40 Bq für Co-60. In Abbildung 5.2 ist eine Teilkörpermessung der Lunge mit Phoswich – Detektor zu sehen. Da hier Nuklide über ihre niederenergetische Röntgenstrahlung nachgewiesen werden, ist die Nachweisgrenze für die Nuklide von den Körperproportionen des Probanden abhängig.



Abb. 5.1 : Messung im Ganzkörperzähler



Abb. 5.2: Messung im Teilkörperzähler

5.2. Qualitätsmanagement und Audits

Ute Mohr, Bastian Breustedt, Gabriele Cordes, Nicole Biegard

Das In-vivo Messlabor ist nach DIN EN ISO/IEC 17025:2005 akkreditierte Messstelle und nutzt im Rahmen dieser Akkreditierung das Qualitätsmanagementsystem der Abteilung KSM (KIT - Sicherheitsmanagement). Das In-vivo Messlabor (IVM) des Instituts für Strahlenforschung war bis Ende 2008 Teil der nach DIN EN ISO 9001:2000 zertifizierten Hauptabteilung Sicherheit (jetzt KIT - Sicherheitsmanagement (KSM)). Im Jahre 2009 gab es Umstrukturierungen und das IVM wurde Teil des neu gegründeten Instituts für Strahlenforschung, das ebenfalls nach DIN EN ISO 9001:2000 zertifiziert ist

Das IVM ist von der DAP (seit 01.01.2010 DAkkS) für folgende Verfahren akkreditiert:

„Direkte gammaspektrometrische Messung der Körperaktivität zur Bestimmung einer Körper- oder Organdosis im Ganzkörperzähler für Energien zwischen 100 und 2500 keV und im Teilkörperzähler für Energien zwischen 10 und 200 keV.“

Im November 2009 fand für das IVM das zweite externe Überwachungsaudit statt. Bei der Begutachtung wurden keine Abweichungen festgestellt. Die Aufrechterhaltung der bestehenden Akkreditierung ist somit gesichert.

5.3. Ringvergleiche

Ute Mohr, Bastian Breustedt, Olaf Marzocchi, Gabriele Cordes, Nicole Biegard

Im Jahr 2009 nahm das In-vivo Messlabor (IVM) wieder erfolgreich am Ringversuch des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) teil. Zusätzlich wurden einzelne Vergleichsmessungen mit dem Bundesamt für Strahlenschutz, dem Forschungszentrum Jülich und der Landesanstalt für Umwelt, Messungen und Naturschutz (LUBW) durchgeführt.

Im Mai beteiligte sich das IVM an einem internationalen Ringvergleich des Internal Dosimetry Network, hier musste anhand einer Fallbeschreibung eines fiktiven Falles die Dosis bestimmt werden.

BfS- Ringversuch 2009

Die Leitstelle Inkorporationsüberwachung des Bundesamtes für Strahlenschutz unterstützt die behördlich bestimmten Messstellen bei der Qualitätssicherung durch jährlich angebotene Ringversuche. Die Messstellen sind nach § 41 (8) StrlSchV verpflichtet, im Rahmen ihrer Qualitätssicherung an diesen Ringversuchen teilzunehmen. Gleichzeitig bietet der Ringversuch eine Chance für die Messstellen ihre Anlagen zu überprüfen. Das In-vivo Messlabor nimmt regelmäßig an den angebotenen Ringversuchen teil. Die Aufgabe des Ringversuches 2009 bestand aus drei Teilen:

- Messung des Ziegelphantoms OLGA,
- Messung eines Schilddrüsenphantoms (SD-Phantom),
- Messung der Begleitperson.

Das Ziegelphantom OLGA besteht aus quaderförmigen Ziegeln aus Polyethylen. Die Ziegel haben Löcher in welche Stabquellen definierter Aktivität eingesetzt werden können. Das Phantom kann in verschiedenen Konfigurationen aufgebaut werden. So ist es möglich Probanden mit unterschiedlichem Körpergewicht und unterschiedlicher Größe zu simulieren. Beim Ringversuch musste das Phantom in der Konfiguration P4 (entspricht dem in ICRP 23 [ICRP75] beschriebenen „Reference Man“) gemessen werden.

Die Abbildung 5.3 zeigt das Phantom OLGA in Standardmessposition im Ganzkörperzähler des In-vivo Messlabors. Im Ziegelphantom wurden die Nuklide K-40, Co-60, Ba-133 und Cs-137 nachgewiesen.

Bei den Messungen mit dem SD-Phantom wurde von einer Gleichverteilung der Nuklide im Körper ausgegangen und ein empirischer Korrekturfaktor angewendet, um die Anreicherung in der Schilddrüse zu berücksichtigen. Abb. 5.4 zeigt das Schilddrüsenphantom (mit Quelle in 2 cm Tiefe) integriert in ein 70 kg Flaschenphantom.

Im Körper der im Ganzkörperzähler untersuchten Person konnten neben dem natürlich vorkommenden K-40 keine weiteren Nuklide gefunden werden.

Die vom Bundesamt für Strahlenschutz im Januar 2010 übermittelten Ergebnisse zeigen, dass das IVM mit seinen Messergebnissen (Abweichung, je nach Nuklid zwischen 1 – 11%) hervorragend abschneidet. Der Akzeptanzbereich liegt bei -25 % bis +50%.



Abb. 5.3: Ziegelphantom OLGA



Abb. 5.4: Schilddrüsenphantom im Flaschenphantom

Ergebnisse mit einem HPGe Detektor

Parallel zu den Messungen mit den NaI (TI)- Detektoren wurde zu Vergleichszwecken ein Germanium Detektor von Canberra (Model XtRa, [Can09]) in den Ganzkörperraum des KIT neben die NaI(TI)- Szintillatoren positioniert. Hauptziel des Tests war der Vergleich der Ergebnisse dieses Detektors mit den Ergebnissen der NaI(TI)- Szintillatoren. Die Position des Germaniumdetektors wurde mit einem Laser-Messgerät bestimmt und in der Software MCNPX reproduziert. Simulationen vom Standard OLGA Phantom wurden durchgeführt und die Peak-Fläche der Messungen ausgewertet.

Die Abweichungen der Ergebnisse von den Referenzwerten liegen bei -20% bis $+25\%$, die Messunsicherheiten bei 2% bis 21% . Insgesamt liegen die Ergebnisse der Hochenergie Emitter im Bereich der Referenzwerte, nur die Aktivität von Ba-133 (mittel-niedrige Energie) wurde 10% unterbewertet. In einem nächsten Schritt werden weitere Tests mit gleichzeitig mehreren Germaniumdetektoren durchgeführt, um so die Messunsicherheiten zu verkleinern und einen besseren Vergleich zu erreichen.

Vergleichsmessungen und internationale Fallstudien

Im November 2009 wurde im Rahmen eines externen Audits eine Vergleichsmessung mit einer Person aus dem Forschungszentrum Jülich im Ganzkörperzähler des In-vivo Messlabors durchgeführt. Auch hier zeigte sich eine sehr gute Übereinstimmung (Abweichung von 10%) bei den ermittelten K-40 Körperaktivitäten.

Im Dezember 2009 wurden 4 Personen im Ganzkörperzähler des In-vivo Messlabors im ISF und unmittelbar danach im Ganzkörperzähler der Landesanstalt für Umwelt, Messungen und Naturschutz (LUBW) gemessen. Hier zeigten sich im Rahmen der Messstatistik ähnlich gute Übereinstimmungen beider Ergebnisse. In Zukunft soll die Zusammenarbeit der beiden Labore ausgebaut werden.

Bei der freiwilligen Teilnahme an den internationalen Fallstudien (Dosisbestimmung aufgrund von Inkorporationsdaten) zeigte sich das IVM des ISF ebenfalls erfolgreich.

6. Literaturverzeichnis

- [All06] Allison J et al., Geant4 developments and applications. IEEE Transactions on Nuclear Science, **53**(1), 270–278, February 2006.
- [Amb07] Ambrosi P, Buchholz G and Helmstaedter K, The Beta Secondary Standard BSS 2 for Radiation Protection. IOP Publishing and SISSA, 2007.
- [Ans07] Ansoborlo E, Bion L, Doizi D, Moulin C, Lourenco V, Madic C, Cote G, Van der Lee J and Moulin V, Current and future radionuclide speciation studies in biological media. Radiation Protection Dosimetry Advance Access published online on June 19, Radiation Protection Dosimetry, doi:10.1093/rpd/ncm258,1-6, 2007.
- [Ay 04] Ay MR et al., Monte Carlo simulation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using MCNP4C, Physics in Medicine and Biology, **49**, 4897-4917, 2004.
- [Bai03] Bailey BR et al., An analysis of a puncture wound case with medical intervention. Radiation Protection Dosimetry, **105**, 509, 2003.
- [Bar90] Barker J and Day JP, Development of ²⁶Al accelerator mass spectrometry for biological and toxicological applications. Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. **B52**, 540–543, 1990.
- [Bel59] Beliayev Yu A, Physicochemical state of plutonium (Pu²³⁹) in blood after its intravenous administration. Med. Radiol. **4**, 45–51, 1959.
- [Blu09] Blunck Ch, Becker F, Hegenbart L, Heide B, Schimmelpfeng J and Urban M, Radiation Protection in inhomogeneous Beta-Gamma Fields and Modelling of Hand Phantoms with MCNPX, Rad. Prot. Dosim. Vol. **134**, No.1, pp, 13-22 (2009).
- [Blu09a] Blunck Ch, Becker F, Numerische Simulation in inhomogenen Beta-/ Photonen-Strahlenfeldern. Jahresbericht 2008 der Hauptabteilung Sicherheit FZKA 7476, FZK, Karlsruhe, Germany, 2009.
- [Boe08] Böttcher R, Filterermittlung Endversion, Braunschweig, 2008 - private Mitteilung.
- [Bog76] Bogen J, Fessler H, Petkov T, Schieferdecker H, Setup of an 8 inch sandwich detector for in vivo measurement of transuranium nuclides in the human lung. KFK Report 2184. Gesellschaft für Kernforschung mbH, Karlsruhe, 1976.
- [Boe09] Böttcher R, Büermann L, Daten über die Röntgenanlage im Raum 124 bzw. Raum 128 des Röntgenbaus, PTB Braunschweig, 2009 - private Mitteilung.
- [Bon05] Bonifácio DAB and Murata HM and Moralles M, Monte carlo simulation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using GEANT4, 2005 International Nuclear Atlantic Conference – INAC 2005, 2005.

- [Bre08] Breustedt B, Schimmelpfeng J, Zugenmaier K, Polig E, List V und Urban M, Entwicklung biokinetischer Modelle zur Beschreibung der Wirkung von DTPA in Hinblick auf die Diagnostik und Therapie bei Inkorporation von Plutonium und anderen Transuranen, Abschlussbericht des Projektes BWT24008, erschienen in der Berichtsreihe FZKA-BWPLUS, Karlsruhe 2008.
- [Bre09] Breustedt B; Blanchardon E, Berard P, Fritsch P, Giussani A, Lopez MA, Luciani A, Nosske D, Piechowski J, Schimmelpfeng J, Sérandour AL, Biokinetic modelling of DTPA decorporation therapy: The CONRAD approach. Radiation Protection Dosimetry **134** (1), 38-48, 2009.
- [Bud09] Budjas D, Heisel M, Maneschg W, Simgen H, "Optimisation of the MC-model of a p-type Ge-spectrometer for the purpose of efficiency determination". Appl. Radiat. and Isot. **67** (2009) 706–710.
- [Cal03] Calibration Certificate, Reference No.: PTB-6.31-BSS2_01.2003, Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, 2003.
- [Can09] Canberra Industries, HPGe Detectors datasheet. Available on <http://www.canberra.com/products/496.asp>.
- [Cle08] Clewell HJ III, Andersen ME and Blaauboer BJ, On the incorporation of chemical-specific information in risk assessment. Toxicology Letters **180**, 100–109, 2008.
- [Day94] Day JP, Barker J, King SJ, Miller RV, Templar J, Lilley JS, Drumm PV, Newton GWA, Fifield LK, Stone JOH, Allan GL, Edwardson JA, Moore PB, Ferrie, IN, Priest ND, Newton D, Talbot RJ, Brock JH, Sanchez L, Dobson CB, Itzhaki RF, Radunovic´ A and Bradbury MWB, Biological chemistry of aluminium studied using ^{26}Al and accelerator mass spectrometry. Nucl. Instru. Meth. Phys. Res. **B 92**, 463–468, 1994.
- [Doe06] Doerfel H, Heide B and Sohlín M, Entwicklung eines Verfahrens zur numerischen Kalibrierung von Teilkörperzählern. Wissenschaftlicher Bericht FZKA 7238, Forschungszentrum Karlsruhe, Juni 2006.
- [Dur06] Durbin PW, The chemistry of the actinide and transactinide elements. In: Morss, L. R., Edelstein, N. M., Fuger, J. and Katz, J. J., Eds. third eds, Vol. 5, 2006.
- [Fow03] Fowler M, UML Distilled: A Brief Guide to the Standard Object Modeling Language. Addison-Wesley Professional; 3rd edition, 2003.
- [FP 08] Paul F et al., Influence of Fe-F-co-doping on the dielectric properties of Ba_{0.6}Sr_{0.4}TiO₃ thick-films, Int. J. Mater. Res. **99**, 1119-1128, 2008.
- [Fri09] Fritschek R, Bachelor Thesis: Numerische Simulation von Strahlenfeldern in einem Zwischenlager für Brennelemente, Hochschule Furtwangen, 2009
- [Fry80] Fry FA and Sumerling T, Measurement of chest wall thickness for assessment of plutonium in human lungs. Health Phys, **39**(1):89–92, July 1980.

- [Ger09] Gerblich N, Erstellung und Validierung von Detektormodellen für den MCNPX-Code, Bachelorarbeit, Duale Hochschule Baden-Württemberg Karlsruhe / Forschungszentrum Karlsruhe, 2009.
- [Góm07] Gómez-Ros JM et al., Monte Carlo modelling for in vivo measurements of americium in a knee voxel phantom: general criteria for an international comparison. *Radiation Protection Dosimetry*, **127**(1-4), 245-248, 2007.
- [Gra00] Gratz S, Göbel D and Becker W, Radiosynoviorthese bei entzündlichen Gelenkerkrankungen. *Der Orthopäde*, Vol.**29**, pp.164-170, (2000).
- [Gri78] Griffith R Dean PN, Anderson AL and Fisher JC, Fabrication of a tissue-equivalent torso phantom for intercalibration of in-vivo transuranic-nuclide counting facilities. In *Symp. on Advances in Radiation Protection Monitoring*, Stockholm, Sweden, June 1978.
- [Gün10] Gün H, Bestimmung der Brustwandstärke als Kalibrierparameter für Teilkörpermessungen, University of Applied Sciences, Giessen, Diploma Thesis, 2010.
- [Hal78] Hall RM et al., A Mathematical Model for Estimation of Plutonium in the human Body from urine Data influenced by DTPA Therapy, *Health Physics*, **34**, 419-431, 1978.
- [Har09] Harrendorf MA, Simulationen der Cs-137 Strahlenfelder im Betonbunker einer Photonenbestrahlungsanlage, Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Karlsruhe, 2009.
- [Har09a] Harrendorf MA, Untersuchung zweier Methoden zur Bestimmung von Strahlenqualitäten an Röntgenröhren, Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Karlsruhe, 2009.
- [Har09b] Harrendorf MA, Simulationen der Röntgenstrahlenfelder im Betonbunker einer Photonenbestrahlungsanlage, Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Karlsruhe, 2009.
- [Heg08] Hegenbart L, Na, YA, Zhang JY, Urban M and Xu XG, A Monte Carlo study of lung counting efficiency for female workers of different breast sizes using deformable phantoms. *Phys Med Biol*, **53**(19):5527–5538, 2008.
- [Heg09a] Hegenbart L, Marzocchi O, Breustedt B and Urban M, Validation of a Monte Carlo efficiency calibration procedure for a partial body counter system with a voxel model of the LLNL torso phantom, *Radiation Protection Dosimetry*, **133**(3):158–164, 2009.
- [Heg09b] Hegenbart L, Numerical Efficiency Calibration of In Vivo Measurement Systems. PhD thesis, Universität Karlsruhe (TH), 2009.
- [Heg09c] Hegenbart L, Application of image registration techniques to create individual voxel models. In *Jahresbericht 2008 der Hauptabteilung Sicherheit*. M. Urban and A. Bickel (Eds). Report FZKA 7476, Forschungszentrum Karlsruhe, 2009.

- [Heg10] Hegenbart L and Breustedt B, A New Position Recording System for the Partial Body Counter at KIT. European Conference of Individual Monitoring of Ionizing Radiation, Athens, Greece, March 2010, accepted.
- [Hug05] Hughes HG, Improved Logic for Sampling Landau Straggling in MCNP5. Los Alamos National Laboratory Report LA-UR-02-6562, Los Alamos, New Mexico, 2005. URL(17.11.2009).
http://mcnp-green.lanl.gov/publication/mcnp_publications.html
- [Hum09] Hummelsheim K, Hesse U. et al., GRS Garching, priv. comm., 2009.
- [Iba05] Ibanez L, Schroeder W, Ng L and Cates J, The ITK Software Guide. Insight Software Consortium, 2nd edition, November 2005. Updated for ITK version 2.4.
- [ICRP86] International Commission on Radiological Protection. The metabolism of plutonium and related elements. ICRP Publication **48**, Pergamon Press, Oxford, Ann. ICRP 16(2/3), 1986.
- [ICRP75] ICRP, Reference Man: Anatomical, Physiological and Metabolic Characteristics, ICRP Publication **23**, Pergamon Press, 1975.
- [ICRP94] ICRP, Age-Dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 2, ICRP Publication **67**, Pergamon Press, Oxford 1994.
- [ICRP09] ICRP, Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication **110**. ICRP, 2009.
- [IGOR97] Research and Technical Centre "Protection". Technical documents for human whole body phantom. Technical report, Research and Technical Centre "Protection", Saint Petersburg, Russia, 1997.
- [ISO96] ISO, X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose-rate meters and for determining their response as a function of photon energy – PART 1: Radiation characteristics and production methods, ISO 4037-1:1996, International Organization for Standardisation, Genf, 1996.
- [Jam07] James AC et al., USTUR whole body case 0269 : demonstrating effectiveness of I.V. Ca-DTPA for Pu. Radiation Protection Dosimetry, **127**, 120-124, 2007.
- [JB 08] Becker F, Blase F (HDB): Hochdosisbestrahlung in der HDB, Jahresbericht 2008 der Hauptabteilung Sicherheit FZKA 7476, FZK, Karlsruhe, Germany, 2009.
- [Jea64] Jeanmaire L et al., Interpretation de résultats après contamination par le plutonium. STI/PUB/84; Assessment of Radioactivity in Man., Proc. Symp. Heidelberg, Germany. 11.-16 May 1964, 617-628, 1964.
- [Jec72] Jech JJ et al., Interpretation of human urinary excretion of plutonium for cases treated with DTPA. Health Physics, **22**, 787, 1972.
- [Joz90] Jozefowicz K , Piesch E, Electrochemically etched Makrofol DE as a detector for neutron induced recoils, Radia. Prot. Dosim. **34**, 25-28 (1990).

- [Kai05] Kaim W und Schwederski B, Bioanorganische Chemie. 4.te Auflage, B.G. Teubner Verlag/GWV Fachverlage GmbH, Wiesbaden, (2005) ISBN 3-519-33505-0.
- [Kar77] Karlson P, Kurzes Lehrbuch der Biochemie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1977).
- [Kaw00] Kawrakow I, Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version. *Med Phys*, **27**(3):485–498, Mar 2000.
- [Kru90] Kruchten DA and Anderson AL, Improved ultrasonic measurement techniques applied to assay of Pu and other transuranics in lung. *Health Physics* Vol. **59**, No.1, p: 117-123, July 1990.
- [LaB94] LaBone TR, Evaluation of Intakes of Transuranics influenced by Chelation Therapy, In *Internal Radiation Dosimetry* (Ed. Raabe OG), 461-476, Medical Physics Publishing, Madison, 1994.
- [Leo09] Leone D and Hegenbart L, Validation of Monte Carlo simulations with Phoswich detectors and point sources. In *Jahresbericht 2008 der Hauptabteilung Sicherheit*. M. Urban and A. Bickel (Eds). Report FZKA 7476, Forschungszentrum Karlsruhe, 2009.
- [Leg05] Legget RW et al., Mayak Worker Study: An Improved Biokinetic Model for Reconstructing Doses from Internally Deposited Plutonium, *Radiation Research* **164**, 111-122, 2005.
- [Lie08] Liedtke T, Messwagenumbau, Karlsruhe, 2008 - private Mitteilung.
- [Lop08] Lopez MA et al., Internal dosimetry: towards harmonisation and coordination of research, *Radiat Prot Dosimetry*, **131**(2008) S.28-33, 2008.
- [Lue84] Luenberger DG, *Linear and Nonlinear Programming*. Reading, Addison-Wesley, 1984.
- [Mar86] Martin RB, The chemistry of aluminium as related to biology and medicine. *Clin. Chem.* **32/10**, 1797-1806, 1986.
- [Mar91] Marques HM, Kinetics of the release of aluminium from human serum dialuminium transferrin to citrate. *J. Inorg. Biochem.* **41**, 187-193, 1991.
- [Mar09] Marzocchi O, Breustedt B and Urban M, Characterisation, modelling and optimisation of the model of a HPGe detector with the aid of point sources. *Applied Radiation and Isotopes*, doi:10.1016/j.apradiso.2009.11.022, 2009.
- [MCNP05] Booth ThE et. al.,: MCNP - A General Monte Carlo Code N-Particle Transport Code, Version 5. Los Alamos National Laboratory Report LA-CP-03-0245, Los Alamos, New Mexico (2005).
- [Mut01] Mutschler E, Geisslinger G, Kroemer HK und Schäfer-Korting M, *Mutschler Arzneimittelwirkungen*. 8.te Auflage, Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH, Stuttgart (2001).

- [Ng 00] Ng KP and Kwok CS and Tang FH, Monte carlo simulation of x-ray spectra in mammography, *Physics in Medicine and Biology*, **45**, 1309-1318, 2000.
- [Nol01] Nolte E, Beck, E, Winklhofer C and Steinhausen C, Compartmental model for aluminium biokinetics. *Human & Experimental Toxicology* **20**, 111-117, 2001.
- [Nos08] Nosske D et al., Development, implementation and quality assurance of biokinetic models within CONRAD, *Radiat Prot Dosimetry* **131** (2008) S.40-45, 2008.
- [Pel05] Pelowitz DG (editor), MCNPX User's Manual version 2.5.0. Technical Report LA-CP-05-0369, Los Alamos National Laboratory, 2005.
- [Pri04] Priest ND, The biological behaviour and bioavailability of aluminium in man, with special reference to studies employing aluminium-26 as a tracer: review and study update. *J. Environ. Monit.* **6**, 375-403, 2004.
- [Psc02] Pschyrembel. *Klinisches Wörterbuch*. 259. te Auflage, Walter de Gruyter Verlag, Berlin, New York (2002).
- [Rey02] Reynaert N, Palmans H, Jeraj R and Thierens H, Parameter Dependence of the MCNP Electron Transport in Determining Dose Distributions. *Med. Phys.* **29** (10), (2002) p. 2446.
- [Rim07] Rimpler A, and Barth I: Beta Radiation Exposure of Medical Staff and Implications for Extremity Dose Monitoring. *Radiat. Prot. Dosim*, Vol. **125**, No. 1-4, pp. 335-339, 2007.
- [Sac96] Sachse FB, Glas M, Müller M, and Meyer-Waarden K, Segmentation and Tissue-Classification of the Visible Man Dataset Using the Computer tomographic Scans and the Thin-Section Photos. In Proc. First Users Conference of the National Library of Medicines Visible Human Project, 1996.
- [Sai96] Saint-Martin G , Bernaola O, ANemirovsky I, Filevich A, Track Detection Threshold In Makrofol E. New Experimental Data. *Radia. Meas.* **26**, 733-735 (1996).
- [Sal08] Salvat F and Fernandez-Varea JM and Sempau J, PENELOPE2008: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, NEA No. 6416, o.O., 2008.
- [SCC09] Opus Cluster am Steinbuch Centre for Computing, SCC/KIT, 2009.
- [Sch75] Schlieper CA, *Grundfragen der Ernährung*. 3te Auflage, Verlag Dr. Felix Büchner/Verlag Handwerk und Technik GmbH, Hamburg (1975).
- [Sch96] Schäfer SG, Eisenhans B und Schümann KO. und Hagen U Plutonium - Eine toxikologische Bestandsaufnahme. *Dt. Ärztebl.* **93**, A-2151-2156 - [Heft 34-35] (1996).
- [Sch02] Schaart, DR, Jansen JTh M., Zoetelief J and de Leege PFA, A Comparison of MCNP4C Electron Transport with ITS 3.0 and Experiment at Incident Energies Between 100 keV and 20 MeV: Influence of Voxel Size, Substeps, and Energy Indexing Algorithm. *Phys. Med. Biol.* **47**, (2002) p. 1459.

- [Sch06] Schroeder W, Martin K and Lorensen B, The Visualization Toolkit, An Object-Oriented Approach To 3D Graphics. Kitware, December 2006.
- [Sch09a] Schimmelpfeng J Breustedt B and Urban M, Physiology of the biokinetics of plutonium, DTPA and decorporation therapy. HEIR 2009 10th International Conference on the Health Effects of incorporated radionuclides". Santa Fe, New Mexico, USA. 10-14 May 2009.
- [Sch09b] Schimmelpfeng J, Physiology-based modelling in radiation research - The biokinetics of Plutonium. Radiation Protection Dosimetry Advance Access originally published online on August 18, 2009; doi:10.1093/rpd/ncp150; Radiation Protection Dosimetry **136** (2), 74-81, 2009.
- [Sch09c] Schimmelpfeng J, Xue N, Pfau B, Ponto S, Hegenbart L, Breustedt B, Blunck C, Leone D and Seemann G, Segmentation and use of the visible female dataset for individual efficiency calibration and dosimetry in ionising radiation research; European Conference on Individual Monitoring of Ionizing Radiation, 08.-12.03.2010, Athens, Greece (www.gaec.gr/im2010).
- [Ses07] Sessler S, Numerische Simulation von im Karlsruher Ganzkörperzähler gemessenen IGOR-Spektren. Diplomarbeit, September 2007.
- [Sim7.5] Simi Motion 7.5, SIMI Reality Motion Systems GmbH, <http://www.simi.com>
- [Som76] Somogyi G, Grabisch K, Scherzer R, Enge W, Revision of concept of registration threshold in plastic track detectors , Nuc. Inst. Meth. **134**, 129-141 (1976).
- [Sum82] Summerling TJ and Quant SP, Measurement of the human anterior chest wall by ultrasound and estimates of chest wall thickness for use in determination of transuranic nuclides in the lung. Radiation Protection Dosimetry, Vol. 3, No. 4, p: 203-210, 1982.
- [Sta83] Stather JW et al., The retention of ¹⁴C-DTPA in human volunteers after inhalation or intravenous injection. Health Phys, **44**, 45-52, 1983.
- [Ste68] Stevens W, Bruenger, FW and Stover, BJ, In vivo studies on the interactions of PuIV with blood constituents. Radiat. Res. **33**, 490–500, 1968.
- [Ste08] Steinhoff M, Simulation von durch Elektronen verursachten Dosen innerhalb dünner Schichten von gewebeäquivalenten Materialien. Diplomarbeit. Berufssakademie Karlsruhe, UNIVERSITY OF COOPERATIVE EDUCATION, Karlsruhe 2008.
- [Stu01] Stubbs RS, Cannan RJ. and Mitchell AW., Selective internal radiation therapy with ⁹⁰Yttrium microspheres for extensive colorectal liver metastases. J Gastrointest Surg, Vol. 5, pp. 294–302, (2001).
- [Tay98] Taylor DM, The bioinorganic chemistry of actinides in blood. Journal of Alloys and Compounds Vol. **271-273**, pp 6-10 (1998)
- [Til93] Tilley AR, The Measure of Man and Woman, Wiley 1993.

- [Tra08] Trappen S, Ermittlung der Teilkörperdosis in einem inhomogenen Beta/Photonen-Strahlungsfeld zur Strahlenschutzoptimierung - Studienarbeit II an der Berufsakademie Karlsruhe, Forschungszentrum Karlsruhe, 2008 und Strahlenschutz beim Einsatz von Betanukliden in medizinischen Heilverfahren - Diplomarbeit an der Berufsakademie Karlsruhe, Forschungszentrum Karlsruhe, 2008.
- [Tur68] Turner GA and Taylor DM, The binding of plutonium to serum proteins in vitro. *Radiat. Res.* **36**, 22–30, 1968.
- [UST07] USTUR 0679: Los Alamos – Inhalation – ^{239}Pu – not chelated: radiochemistry. United States Transuranium Registries. Washington State University: College of Pharmacy. Accessed November 29, 2007 . Available at: <http://www.ustur.wsu.edu/DeidentifiedData/Radiochemistry.html>
- [Van08] Vanhavere F et al., An Overview on Extremity Dosimetry in Medical Applications. *Radiat. Prot. Dosim.* Vol. **129**, No. 1-3, pp. 350-355, 2008.
- [Wan91] Wang LT, Chih CC, A Combined Optimization Method for Solving Inverse Kinematics Problem of Mechanical Manipulators. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. **7**, No. 4, pp. 489-499, August 1991.
- [Wur09] Wurster M, Zweites Praktisches Studiensemester der Hochschule Karlsruhe - Technik und Wirtschaft am Forschungszentrum Karlsruhe. Institut für Strahlenforschung, 2009.
- [Zie08] Ziegler JF, Biersack JP, Ziegler MD, SRIM The Stopping and Range of Ions in Matter (textbook), SRIM Co. (2008).

7. Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1.1.: Organisationsplan des Instituts für Strahlenforschung (Stand 31.12.2009).
- Abb. 1.2.: Die Teilnehmer der 71. Sitzung des AKD im KIT.
- Abb. 1.3.: Teilnehmer des EURADOS WG7 Treffens in Karlsruhe .
- Abb. 2.1.: Ansicht des Betonbunkers.
- Abb. 2.2.: Modellansicht der Bestrahlungsanlage.
- Abb. 2.3.: Darstellung des berechneten Photonenflusses für die Dosisumrechnung.
- Abb. 2.4.: Schematische Darstellung einer simulierten Röntgenröhre in der Seitenansicht.
- Abb. 2.5.: Simulationsmodell einer Röntgenröhre in der Draufsicht.
- Abb. 2.6.: Röntgenspektrum für N-25.
- Abb. 2.7.: Darstellung des Messaufbaus im Kalibrierlabor.
- Abb. 2.8.: Schwächungskurve für eine Röhrenspannung von 120 kV.
- Abb. 2.9.: Bestrahlungsszenario, markerbestückte Hände.
- Abb. 2.10.: Handrekonstruktion basierend auf acht charakteristischen Punkten.
- Abb. 2.11.: Yttrium-90 beladene Mikrosphären in einem Transportcontainer mit Bleiabschirmung.
- Abb. 2.12.: Verteilung von $H_p(0,07)$ an den Innenseiten der Hände bei einer Vorbereitung zur SIRT.
- Abb. 2.13.: Geometrie und Teilchenverteilung (Photonen) beim CASTOR-Modell in MCNP.
- Abb. 2.14.: Gruppierung von CASTOR-Behältern in einem Zwischenlagermodell und Simulationsergebnis der Neutronendosisverteilung.
- Abb. 2.15.: Photonen- und Neutronenspektren.
- Abb. 2.16.: Experimental setup at the standard irradiation device.
- Abb. 2.17.: Enlarged visible tracks as observed with the analyzing system.
- Abb. 2.18.: Angular response of Makrofol DE 1-4 to ^{252}Cf neutrons.
- Abb. 2.19.: Experimenteller Aufbau: "Bestrahlungsfass".
- Abb. 2.20.: Aufbau der Testprobe, elektronenmikroskopische Aufnahme, dielektrische Eigenschaften.
- Abb. 2.21.: Wasserkugel.
- Abb. 2.22.: Dosis pro Fluenz und pro 4π .
- Abb. 2.23.: BSS2 mit Quaderphantom, Modell der Simulation.
- Abb. 2.24.: Transmissionsfaktoren.

- Abb. 3.1: Segmented Visible-female and MEET-Man with bones, lungs, and liver.
- Abb. 3.2: Counting efficiencies for Am-241 calculated from simulations with MCNPX, three source organs, and the two computer models.
- Abb. 3.3: a) Sketch of one of the phoswich detector working in the IVM, b) Model of the phoswich implemented in MCNPX.
- Abb. 3.4: a) Effect of the anticoincidence logic predicted by EGSnrc., b) Ratio between the spectra from a Cs-137 source obtained without over with anticoincidence.
- Abb. 3.5: Counting efficiency from a point source of Cs-137 in air (a) and in water (b) simulated with EGSnrc and MCNPX.
- Abb. 3.6: a) Counting efficiency predicted from EGSnrc for a source of Te-132 with and without the fluorescence, b) Fluorescence yield predicted from EGSnrc and by MCNPX
- Abb. 3.7: Fluorescence yield predicted by EGSnrc and MCNPX in the phoswich (a) and in the CIEMAT germanium detector (b) .
- Abb. 3.8: Voxel2MCNP's three-dimensional viewer.
- Abb. 3.9: Detail of Voxel2MCNP's new object oriented structure sketched in Unified Modeling Language.
- Abb. 3.10: Positions for detectors and for estimating CWT.
- Abb. 3.11: Ultrasound image of chest wall.
- Abb. 3.12: Comparison of CWT from ultrasound measurement with the biometric empirical equation used at ISF.
- Abb. 3.13: Projected shadow of the detector.
- Abb. 3.14: Concentric circles on the LLNL Torso Phantom.
- Abb. 3.15: Average values of the effective CWT of the left and right lung marking of the chest cover and the overlays of the LLNL.
- Abb. 3.16: Coloured CWT-profile.
- Abb. 4.1: Resolution expressed as full width at half maximum (FWHM) for different settings of the rise time and a fixed flat top. The best value of rise time is a function of the energy of the peak.
- Abb. 4.2: Accurate model of the corners of the aluminium case.
- Abb. 4.3: Simplified representation of the position of the detectors for liver partial body counting.
- Abb. 4.4: Composite value for the liver/lungs/gastro-intestinal tract at 60 keV simulations. The red region is the one with the best compromise between high flux and low standard deviation.
- Abb. 4.5: Final configuration of the detectors for whole body counting.
- Abb. 4.6: Testportal mit Freiheitsgraden.

- Abb. 4.7: Detektoraufbau in der Messkammer.
- Abb. 4.8: Ausscheidungsraten bei isolierter Betrachtung der systemischen Modelle (Injektion) für Urin und Stuhl.
- Abb. 4.9: Urinausscheidungsraten nach Invulneration der Typen „colloid“ und „particle“.
- Abb. 4.10: Pharmacokinetic compartment model for aluminium modified after Nolte et al. [Nol01] for analogous assessment of developments following incorporation of plutonium.
- Abb. 4.11: Basic physiological-based compartment model for the biokinetics of plutonium.
- Abb. 4.12: Ausscheidung von Plutonium im Urin nach einer Wundinkorporation.
- Abb. 4.13: Simplified schematic model of estimated compartments with interactions of plutonium and DTPA.
- Abb. 4.14: Simplified biokinetic model for ¹⁴C-DTPA in the human body after Stather et al.
- Abb. 4.15: Simplified biokinetic model of ¹⁴C-DTPA in the human body from a physiological perspective.
- Abb. 5. 1: Messung im Ganzkörperzähler.
- Abb. 5. 2: Messung im Teilkörperzähler.
- Abb. 5.3: Ziegelphantom OLGA.
- Abb. 5.4: Schilddrüsenphantom im Flaschenphantom.

8. Publikationen aus dem ISF

Artikel in Peer Reviewed Journals

Blunck CH; Becker F; Heide B, Schimmelpfeng J; Urban M
Radiation protection in inhomogeneous beta-gamma fields and modelling of hand phantoms with MCNPX.

Radiation Protection Dosimetry, **134**(2009) S.13-22

Breustedt B; Blanchardon E; Berard P; Fritsch P Giussani A; Lopez MA; Luciani A; Nosske D; Piechowski J; Schimmelpfeng J Serandour A.L

Biokinetic modelling of DTPA decorporation therapy: the CONRAD approach.

Radiation Protection Dosimetry, **134**(2009) S.38-48

Breustedt B; Blanchardon E; DTPA Task Group

CONRAD Task 5.2.2.: Towards a biokinetic model for DTPA-therapy.

Final Report of CONRAD Work Package 5: Coordination of Research on Internal Dosimetry

EC Project Num FP6-12684

EURATOM. 2005-2008

Hegenbart L; Marzocchi O; Breustedt B, Urban M

Validation of a Monte Carlo efficiency calibration procedure for a partial body counter system with a voxel model of the LLNL torso phantom.

Radiation Protection Dosimetry, **133**(2009),S.158-64

Noßke D, Bailey MR, Balashazy I, Berkovski V, Birchall A, Blanchardon E, Bonchuk Y, Breustedt B, Cantone MC, Giussani A, Luciani A. Marsh,J,Oeh U, Ratia H

CONRAD Task 5.2.1: Development, implementation and quality assurance of biokinetic models.

Deliverable 5.2-final report,February 2008

Final Report of CONRAD Work Package 5: Coordination of Research on Internal Dosimetry

EC Project Num FP6-12684

EURATOM. 2005-2008

Madrid: Ciemat,2008

Schimmelpfeng J

Physiology-based modelling in radiation research: The biokinetics of plutonium. Radiation Protection Dosimetry. 2009 Aug; **136**: 74-81. Epub 2009 Aug 18.

Konferenzen und Tagungsbeiträge

Breustedt B; Blanchardon E:

EURADOS Working Group 7, Biokinetic modelling of DTPA decorporation therapy: the CONRAD approach.

10th InternConf.on the Health Effects of Incorporated Radionuclides (HEIR 2009), Santa Fe, N.M. May 10-14,2009

Blunck Ch, Becker F, Urban M:

Untersuchungen zur Y-90 Strahlenexposition von Personal in der Nuklearmedizin. Veröffentlicht in: Leben mit Strahlung – Von den Grundlagen zur Praxis. Gemeinsame Tagung des Österreichischen Verbandes für Strahlenschutz und des Deutsch/Schweizerischen Fachverbandes für Strahlenschutz, Alpbach 21.-25.September 2009, pp. 320 -326

Hegenbart L, Mille M; Na YH., Zhang JY, Ding A, Urban M and Xu GX:

Investigation Of The Effect Of Female Breast Size On Lung Counting Efficiency Using Virtual Deformable Phantoms. Health Physics Society 54th Annual Meeting, Minneapolis, MN, 2009.

Marzocchi O, Breustedt B:

Measurements of a subject contaminated with ²⁴¹Am: comparison of results obtained with different calibration methods and a Canberra XTRA HPGE detector.

Jahrestagung Kerntechnik 2009, Dresden, 12-14. Mai 2009

Berlin: INFORUM GmbH, 2009

Marzocchi O, Breustedt B, Mostacci D, Urban M :

Comparison Of Stretched and Sitting Configurations For Partial Body Measurements". Abstract CHERNE 2009, Jülich

Mille M, Hegenbart L, Na YH, Zhang JY, Ding A, Urban M and Xu GX.:

Deformable Computational Breast Phantoms For Monte Carlo Based Calibrations Of Detector Systems Used For Assessing Internal Radioactivity Burden In The Lungs. The American Association of Physicists in Medicine 51st Annual Meeting, Anaheim, CA,2009

Nagels S:

Wiederkehrende Prüfungen an elektronischen Neutronenpersonendosimetern.

Jahrestagung Kerntechnik 2009, Dresden, 12-14. Mai 2009

Berlin: INFORUM GmbH, 2009

CD-ROM Paper 1108

Schimmelpfeng J, Breustedt B and Urban M:

Physiology of the biokinetics of plutonium, DTPA and decorporation therapy. HEIR 2009 10th International Conference on the Health Effects of incorporated radionuclides. Santa Fe, New Mexico, 10-14 May 2009

Zhang G, Becker F, Urban M; Cai, G:
Shielding calculation for a transport tank for intermediate level liquid wastes.
Jahrestagung Kerntechnik 2009, Dresden, 12.-14.Mai 2009
Berlin : INFORUM GmbH, 2009
CD-ROM Paper 1109

Berichte:

Fritschek R
Numerische Simulation von Strahlenfeldern in einem Zwischenlager für Brennelemente
Bachelor Thesis, KIT-ISF und Hochschule Furtwangen, 2009

Gerblich N, Erstellung und Validierung von Detektormodellen für den MCNPX-Code, Studienarbeit, Berufsakademie Baden-Württemberg Karlsruhe / Forschungszentrum Karlsruhe, 2009.

Gerblich N, Erstellung und Validierung von Detektormodellen für den MCNPX-Code, Bachelorarbeit, Duale Hochschule Baden-Württemberg Karlsruhe / Forschungszentrum Karlsruhe, 2009.

Harrendorf MA
Simulationen der Röntgenstrahlenfelder im Betonbunker einer Photonenbestrahlungsanlage.
Bachelorarbeit, KIT-ISF und Duale Hochschule Baden-Württemberg Karlsruhe, 2009

Harrendorf MA
Simulationen der Cs-137 Strahlenfelder im Betonbunker einer Photonenbestrahlungsanlage
Studienarbeit II, KIT-ISF und Duale Hochschule Baden-Württemberg Karlsruhe, 2009

Harrendorf MA
Untersuchung zweier Methoden zur Bestimmung von Strahlenqualitäten an Röntgenröhren
Studienarbeit I, KIT-ISF und Duale Hochschule Baden-Württemberg Karlsruhe, 2009

Hegenbart L
Numerical Efficiency Calibration on In Vivo Measurement Systems.
Dissertation Thesis, University of Karlsruhe, 2009

Beiträge zum Jahresbericht der Hauptabteilung Sicherheit 2008, (FZKA 7476, August 2008)

Becker F, Blase F

Hochdosisbestrahlung in der HDB

Becker F, Zhang G, Guo Z

Hybridmodelle für die externe Dosimetrie

Blunck Ch, Becker F

Numerische Simulation in inhomogenen Beta-/Photonen- Strahlungsfeldern

Breustedt B

Dosimetrie nach Aufnahme radioaktiver Stoffe in den Körper

Breustedt B

Direkter Nachweis radioaktiver Stoffe im menschlichen Körper

Breustedt B.

Biokinetik radioaktiver Stoffe

Breustedt B

In-vivo Messlabor

Breustedt B, Schimmelpfeng J

Entwicklung biokinetischer Modelle zur Beschreibung der Wirkung von DTPA im Hinblick auf die Diagnostik und Therapie bei Inkorporationen von Plutonium und anderen Transuranen

Gantikow H, Becker F, Benzler A, Prys S

Rechencluster für Monte-Carlo-Simulationen

Große D, Becker F, Zhang G, Liedtke T

McCAD: Einsatz eines CAD Interfaceprogramms für Monte Carlo Transportrechnungen

Harrendorf MA, Becker F

Monte-Carlo-Simulationen zur Cf-252 Quelle im Kalibrierlabor

Hegenbart L, Marzocchi, O

Validation of a Numerical Efficiency Calibration Procedure for a Partial Body Counter System with Voxel Model of the LL-Realistic-Torso-Phantom

Hegenbart L

Application of image registration techniques to create individual voxel models

Heide B

Effektive Brustwandstärke hinsichtlich Phoswich- und HPGe-Detektoren

Heide B Steinhoff M, Blunck Ch

Dosis innerhalb einer Wasserkugel in Abhängigkeit von Zellendicke, -anzahl und Energieverlust-Zuteilungs-Modus bei einer isotropen monoenergetischen Beta-Punktquelle

Marzocchi O

Use of voxels phantoms for the optimisation of partial body counting detector setups for the measurements with HPGe detectors of the radioactivity in different organs

Klein W

Untersuchung des Einflusses inter-individueller Variation auf die Deposition von Plutonium in Skelett und Leber

Klein W, Breustedt B

Rechnungen mit dem NCRP Wundmodell

Leone D, Hegenbart L

Validation of Monte Carlo simulations with Phoswich detectors and point sources

Marzocchi O, Mohr U, Breustedt B

Intercomparison exercise 2008 : comparison of results obtained in a whole body counter with either four NAI detectors or two HPGe detectors

Mohr U, Cordes G, Dollt N, Breustedt B

Routine- und Sondermessungen

Mohr U, Cordes G, Dollt N, Breustedt B

Cs-137-Referenzmessungen

Mohr U, Cordes G, Dollt N, Breustedt B

Messungen mit dem K-40 Flaschenphantom im Rahmen der Nachwuchsförderung

Nagels S, Keiber N

Neutronenfeldkalibrierung in einem Zwischenlager für abgebrannte Brennelemente

Nagels S, Keiber N

Planung und Konstruktion einer Kontrollvorrichtung für Wiederkehrende Prüfungen von elektronischen Personendosimetern für Neutronen und Photonen

Schimmelpfeng J

Physiologie basierte biokinetische Modellierung für Plutonium

Schimmelpfeng J, Hegenbart L

Erstellung von (Teilkörper-) Voxelmodellen des Menschen für computergestützte dosimetrische Simulationen

Steinhoff M, Heide B, Urban M

Simulation von durch Elektronen verursachten Dosen innerhalb dünner Schichten von gewebeäquivalenten Materialien

Trappen S, Becker F

Strahlenschutz beim Einsatz von Betanukliden in medizinischen Heilverfahren

Zhang G, Becker, F, Cai G

Shielding calculations for a transport tank for intermediate level liquid wastes

