



Bundesministerium  
für Umwelt, Naturschutz  
und Reaktorsicherheit

# SCHRIFTENREIHE REAKTORSICHERHEIT UND STRAHLENSCHUTZ

**BERECHNUNG VON ORGANDOSEN UND DOSISVERTEILUNGEN  
BEI EXTERNER UND INTERNER EXPOSITION MIT HILFE VON  
STRAHLENTRESPORTRECHNUNGEN IN VOXELMODELLEN**

**BMU - 2006-691**



WIR STEuern UM AUF ERNEUERBARE ENERGIEN.

**BMU – 2006-691**

**„Berechnung von Organdosen und  
Dosisverteilungen bei externer und interner  
Exposition mit Hilfe von  
Strahlentransportrechnungen in Voxelmodellen.“**

GSF-Forschungszentrum  
für Umwelt und Gesundheit GmbH

## **IMPRESSUM**

Dieser Band enthält einen Abschlussbericht über ein vom Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) gefördertes Vorhaben. Verantwortlich für den Inhalt sind allein die Autoren. Das BMU übernimmt keine Gewähr für die Richtigkeit, die Genauigkeit und Vollständigkeit der Angaben sowie die Beachtung privater Rechte Dritter. Der Eigentümer behält sich alle Rechte an der weiteren Nutzung oder Vervielfältigung des Berichts vor.

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der des BMU übereinstimmen.

### **Herausgeber:**

Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit  
Referat RS I 2  
Postfach 12 06 29  
53048 Bonn

ISSN 1612-6386

Erscheinungsjahr: 2006

## Zielsetzung

Aus Gründen der *Strahlenschutzvorsorge* ist es wichtig, Konversionsfaktoren zur Abschätzung risikorelevanter Körperdosen aus messbaren Dosisgrößen (z. B. operativen Größen) zu kennen; diese Bedeutung gilt sowohl für Schutzmaßnahmen am Arbeitsplatz als auch für die Bevölkerung. Die Einhaltung von Grenzwerten der Messgrößen soll dann die entsprechende Limitierung des Strahlenrisikos sichern. Die momentan national und international verbindlichen Konversionsfaktoren wurden mithilfe von Strahlentransportrechnungen auf der Basis von mathematischen Modellen (den so genannten MIRD-Modellen) berechnet (Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission Band 43, ICRP Publication 74, ICRU Report 57).

In den vergangenen Jahren wurden zunehmend Dosisrechnungen an solchen Modellen durchgeführt, die realistisch die Anatomie des Menschen repräsentieren. Dazu eignen sich insbesondere so genannte Voxelmodelle (voxel, englisch: Akronym für Volumenelement), die aus CT- oder MR-Ganzkörperdatensätzen durch Segmentierung modelliert werden. Solche Modelle werden seit ca. 15 Jahren entwickelt, vorwiegend in der GSF – Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, in geringerem Umfang auch an anderen Instituten. Mehrere Studien zur Möglichkeit, solche Modelle anstelle der "stilisierten" MIRD-Modelle für Dosisberechnungen einzusetzen, zeigten einen deutlichen Einfluss der realistischeren Anatomie der Voxelmodelle auf die Dosis vor allem im Bereich niedriger Photonenenergien, wie sie für die Röntgendiagnostik relevant sind, sowie in der internen Dosimetrie. Organmorphologie und –massen sind dabei die hauptsächlichsten Einflussgrößen. Dies bewog z. B. die ICRP dazu, zukünftige Berechnungen der internen und externen Strahlenexposition unter Verwendung von Referenz-Voxelmodellen zu planen.

Je ein Voxelmodell des männlichen und weiblichen erwachsenen Referenzmenschen nach ICRP sollten im Rahmen der vorgeschlagenen Forschungsaktivitäten eingesetzt werden, um Organdosiskonversionsfaktoren für den beruflichen Strahlenschutz, für den Schutz der Bevölkerung vor Umgebungsstrahlung sowie für "Standardpatienten" in der Röntgendiagnostik zu berechnen. Ferner sollten spezifische absorbierte Anteile (SAF-Werte) für Photonen- und Elektronenstrahlung für die interne Dosimetrie mithilfe dieser Referenz-Voxelmodelle berechnet werden.

*Optimierter Patientenschutz* in der Röntgendiagnostik greift ebenfalls zunehmend auf Dosisberechnungen an Voxelmodellen zurück. Hier besteht das Hauptproblem in der Übertragbarkeit von Dosiswerten auf den einzelnen Patienten, wenn dieser in seiner individuellen anatomischen Ausprägung vom Modell abweicht, das für die Rechnungen verwendet wurde. Daher war es eines der Ziele des Projekts, mithilfe der bereits vorhandenen Voxelmodelle von Erwachsenen beiderlei Geschlechts und unterschiedlicher Statur Organdosiskonversionsfaktoren für ausgewählte Röntgenuntersuchungen sowie räumliche Dosisverteilungen für eine interventionelle Maßnahme ergänzend zu den entsprechenden Daten für Standardpatienten zu berechnen. Im Rahmen einer verbesserten individuellen Patientendosimetrie könnten dann zur Dosisabschätzung Konversionsfaktoren für dasjenige Voxelmodell herangezogen werden, das anatomisch dem zu untersuchenden Fall am nächsten kommt.

## Methodik

Die Voxelmodelle wurden mit verschiedenen Strahlentransportprogrammen kombiniert. Dies dient einerseits einer Absicherung der Ergebnisse der einzelnen Rechencodes durch entsprechende Vergleichsrechnungen. Andererseits sind die unterschiedlichen Strahlentransportprogramme auf unterschiedliche Anwendungsbereiche spezialisiert. So basiert der "hauseigene" Photonentransportcode auf der "Kerma-Approximation" und eignet sich insbesondere zur Simu-

lation von Röntgenuntersuchungen, da in diesem Energiebereich die Reichweite der Sekundärelektronen so gering ist, dass Sekundärteilchengleichgewicht an den Organengrenzen angenommen werden kann. Das Strahlentransportprogramm EGSnrc zur Simulation von Photonen- und Elektronenexpositionen hat dagegen einen Gültigkeitsbereich bis zu mehreren GeV. Die ebenfalls international anerkannten Programmpakete MCNPX und PENELOPE erlauben außerdem die Simulation des Transports von Neutronen und Protonen.

## **Durchführung**

### ***Voxelmodelle des weiblichen und männlichen erwachsenen Referenzmenschen nach ICRP***

Mithilfe der im Rahmen eines vorangegangenen Projekts (StSch 4256) entwickelten Methoden wurden die schon früher segmentierten Voxelmodelle "Laura" und "Golem" an die Angaben der ICRP Publication 89 über den weiblichen und männlichen erwachsenen Referenzmenschen ("Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values", Annals of the ICRP Vol. 32(3-4), 2002) angepasst. Da sich die Überprüfung und Annahme dieser Referenz-Voxelmodelle durch die ICRP verzögerte, standen für die Dauer des gegenwärtigen Projekts nur vorläufige Versionen dieser Modelle zur Verfügung. Um diese Versionen der Referenz-Voxelmodelle eindeutig unterscheiden zu können sowohl von den Original-Voxelmodellen Laura und Golem als auch von den endgültigen ICRP-Referenz-Voxelmodellen, wurden ihnen eigene Namen zugeteilt – "Klara" und "Godwin". Erst nach Ablauf des Projekts wurden die – voraussichtlich – endgültigen ICRP-Referenz-Voxelmodelle "RVF" (Reference Voxel Female, bzw. "ICRPWOMAN") und "RVM" (Reference Voxel Male, bzw. "ICRPMAN") fertiggestellt und wurden nachträglich noch für Rechnungen dieses Projekts eingesetzt.

Die Liste der Organe, aus denen sich die Modelle zusammensetzen, waren bereits im Mai 2005 mit der ICRP abgestimmt worden, so dass sich an den verwendeten Organkennzahlen seither keine Änderungen mehr ergaben. Die genaue Beschreibung der Anatomie eines Voxelmodells liegt als dreidimensionale Matrix (eingeteilt in Schichten, Reihen und Spalten) von Organkennzahlen vor, die in Form einer Eingabedatei für die Monte-Carlo-Simulationsrechnung zum Strahlentransport zur Verfügung gestellt wird. Somit konnte die Kombination mit den zu verwendenden Strahlentransportprogrammen auch anhand der vorläufigen Voxelmodellversionen vorgenommen werden, und für die "endgültigen" Berechnungen musste nur ein geänderter Voxelmodell-Datensatz verwendet werden.

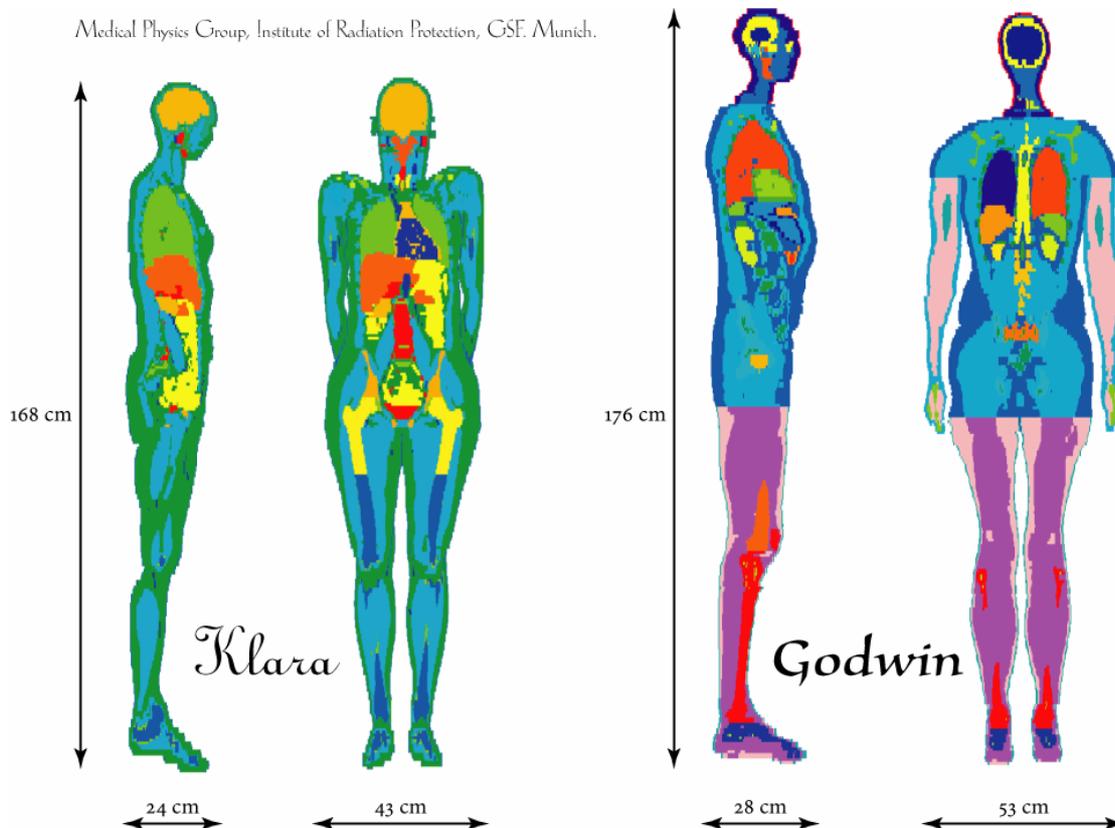
### ***Kombination der Referenz-Voxelmodelle mit Monte-Carlo-Programmen zum Strahlentransport***

Bereits vor Beginn des laufenden Projekts war das Voxelmodell Golem mit zwei Strahlentransportprogrammen – dem in der Arbeitsgruppe seit langem verwendeten "hauseigenen" Photonen-transportprogramm sowie dem international weit verbreiteten Strahlentransportprogramm EGS4 ("Electron-Gamma-Shower Code" Version 4) zur Simulation von Photonen- und Elektronenexpositionen – kombiniert worden. Im Rahmen des gegenwärtigen Projekts wurden die Voxelmodelle Klara und Godwin sowie weitere, schon vorhandene Voxelmodelle, mit der neueren, verbesserten EGS-Version EGSnrc kombiniert. Zusätzlich wurden auch am so genannten "Usercode" für EGSnrc – der vom Benutzer zu erstellenden Konfiguration der Quell- und Phantomgeometrie, der Festlegung der auszuwertenden Dosisgrößen und der Ergebnisdarstellung – Erweiterungen vorgenommen. So wurden als zusätzliche Quellgeometrien isotrope Punktquellen realisiert, deren Strahl auf ein kreisförmiges Feld eingeblendet wird, sowie für die Feldgeometrie bei CT-Untersuchungen (um die Körperlängsachse rotierende isotrope Punktquelle mit auf einen Fächerstrahl eingeblendetem Feld) der Einsatz eines "Bow-tie"-Formfilters. Für interne Dosi-

metrie wurde zusätzlich zur bisherigen homogenen die Möglichkeit einer inhomogenen Aktivitätsverteilung im Quellorgan realisiert. Hinsichtlich der Ergebnisdarstellung wurde zusätzlich zu den mittleren Organdosen die Möglichkeit geschaffen, in einem ausgewählten Volumen auch räumliche Dosisverteilungen auf Voxelbasis zu berechnen sowie daraus Dosis-Volumen-Histogramme zu ermitteln.

Die Voxelmodelle Klara und Godwin wurden außerdem mit einem anderen Strahlentransportprogramm kombiniert, das international breite Verwendung findet – MCNPX, einem Transportcode, der im Los Alamos National Laboratory auf der Basis verschiedener schon länger etablierter Rechencodes entwickelt wurde. Neben Photonen und Elektronen erlaubt dieses Programmpaket auch die Simulation von Expositionen durch andere Teilchen, wie z.B. Neutronen oder Protonen. Die neueste Version dieses Strahlentransportprogramms bietet spezielle Techniken an, die die Verwendung von Voxelmodellen gegenüber früheren Programmversionen erleichtern und es dem Anwender ermöglichen, sich hauptsächlich auf den Einsatz von im Programmpaket angebotenen Standardwerkzeugen zu beschränken. Für die Verwendung von Klara und Godwin für Dosisberechnungen mit MCNPX wurden idealisierte externe Quellgeometrien (parallele unidirektionale Strahlenfelder) sowie homogene interne Quellen realisiert. Neben der Berechnung mittlerer Organdosen besteht wahlweise auch die Möglichkeit der Ermittlung räumlicher Dosisverteilungen auf Voxelbene.

Abbildung 1 zeigt eine mit Hilfe der Geometrie-Ausgaberoutine von MCNPX erstellte Darstellung der Voxelmodelle Klara und Godwin. Diese Programmfunktion erlaubt eine schnelle visuelle Überprüfung der Modellgeometrie auf Korrektheit.



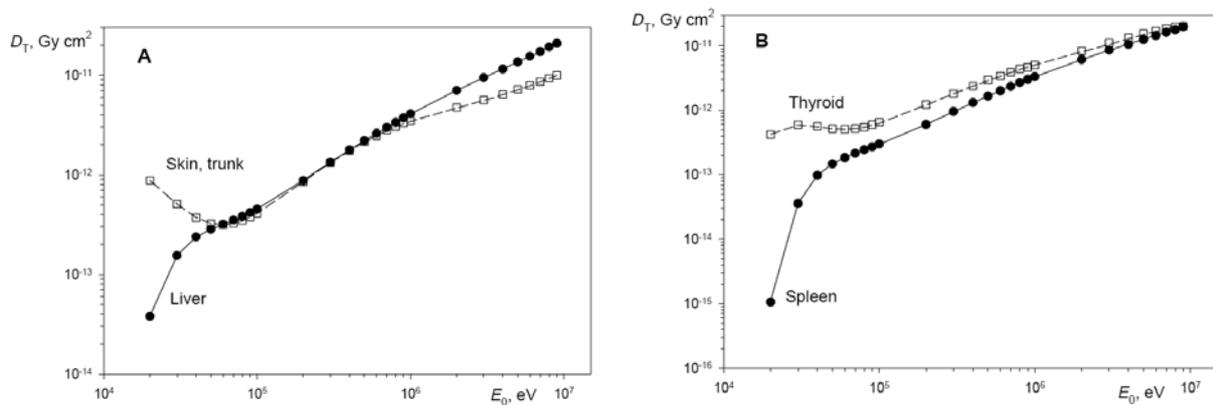
**Abbildung 1:** Geometriedarstellung von Klara und Godwin mit Hilfe einer Ausgaberoutine des Strahlentransport-Programmpakets MCNPX. Die Farben sind den Organkennzahlen dabei zufällig zugeordnet. (Insbesondere haben die Farbunterschiede zwischen Rumpf und Extremitäten bei Godwin keinerlei Bedeutung hinsichtlich der Gewebezusammensetzung.)

Die Korrektheit der Kombination von Voxelmodellen (z.B. Golem) mit EGS (EGSnrc bzw. EGS4) wurde bereits früher durch Vergleichsrechnungen mit schon bekannten Ergebnissen sichergestellt. Zur Überprüfung der Anbindung an MCNPX wurden Vergleichsrechnungen mit Klara und Godwin für ausgewählte Photonenenergien und Geometrien (extern und intern) durchgeführt. Abbildung 2 stellt einen solchen Ergebnisvergleich exemplarisch dar.



**Abbildung 2:** Vergleich von Organdosisumwandlungsfaktoren für das Voxelmodell Klara bei Bestrahlung von vorne durch parallele Photonenbündel mit Energien 0.040, 0.060, 0.100 und 3 MeV. Dargestellt sind die Unterschiede der MCNPX-Ergebnisse in Relation zu den EGSnrc-Ergebnissen (in Prozent), zusammen mit Fehlerbalken der Breite  $2\sigma$ . Ergebnisse, die sich mit einem Signifikanzniveau von 95% unterscheiden, sind rot markiert. Die insbesondere für niedrige Photonenenergien auftretenden signifikanten Unterschiede konnten anschließend durch die Verwendung neuerer Wirkungsquerschnittsdaten im Programmpaket MCNPX noch erheblich reduziert werden.

Ferner wurde Godwin noch mit dem Strahlentransportprogramm PENELOPE kombiniert, das ebenfalls Strahlentransportsimulationen für Photonen und Elektronen erlaubt. Abbildung 3 stellt einen exemplarischen Vergleich von Ergebnissen der Berechnungen mit MCNPX und PENELOPE für Einfall eines monoenergetischen parallelen Photonenbündels von vorne dar.



**Abbildung 3:** Vergleich von Organdosiskonversionsfaktoren für das Voxelmodell Godwin bei Bestrahlung von vorne durch parallele Photonenbündel mit Energien zwischen 20 keV und 10 MeV. Die Symbole stellen jeweils die Ergebnisse der Berechnung mit PENELOPE dar, die Linien die entsprechenden MCNPX-Ergebnisse.

Insgesamt kann festgestellt werden, dass die Referenz-Voxelmodelle mit vier verschiedenen Programmpaketen zur Strahlentransportsimulation erfolgreich kombiniert wurden.

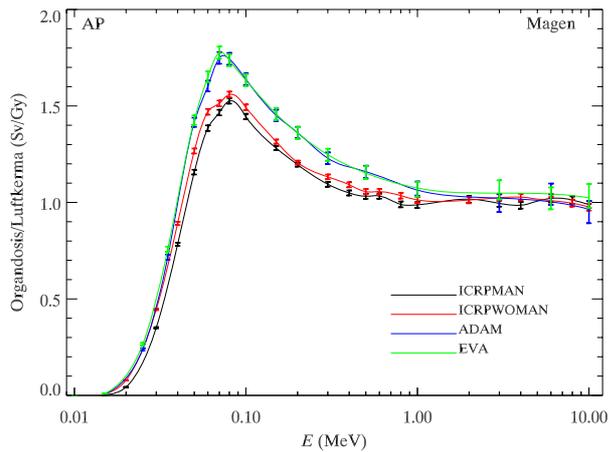
## Ergebnisse

### *Konversionsfaktoren für externe Strahlenexposition*

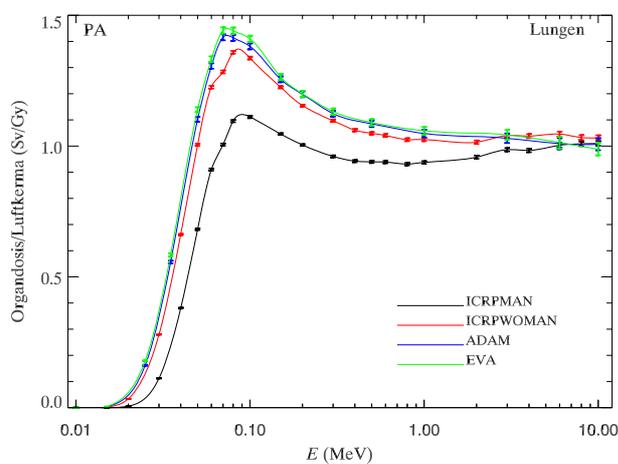
Für folgende idealisierte Geometrien wurden Konversionsfaktoren berechnet: Einfall paralleler Photonenbündel von vorne (AP), hinten (PA), links (LLAT) und rechts (RLAT), Rotation eines parallelen Photonenbündels um 360° um die Körperlängsachse (ROT) sowie isotropen Strahleneinfall. Außerdem wurden als Umgebungsgeometrien die Bestrahlung durch eine Bodenflächenquelle und die Bestrahlung durch eine radioaktive Wolke betrachtet. Berechnungen wurden anhand der Referenz-Voxelmodelle jeweils für monoenergetische Photonen im Energiebereich 10 keV bis 10 MeV durchgeführt. Im Folgenden (Abbildungen 4-11) werden ausgewählte Organosiskonversionsfaktoren für jede dieser Geometrien exemplarisch dargestellt. Es ist geplant, die Ergebnisse ausführlicher in Fachzeitschriften zu veröffentlichen.

Die Abbildungen enthalten zum Vergleich die entsprechenden Konversionsfaktoren für die mathematischen Körpermodelle Adam und Eva, die als Grundlage dienten für ICRP Publication 74 (ICRP: Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. Annals of the ICRP 26(3/4), 1996) und Band 43 der Veröffentlichungen der SSK (SSK: Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körperdosen bei äußerer Strahlenexposition. München, Jena: Urban und Fischer, 2000).

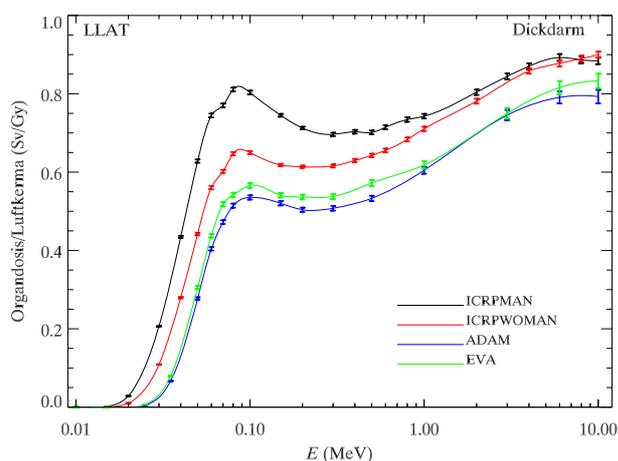
Die durchgezogenen Linien stellen eine Interpolation der berechneten Werte dar; die Fehlerbalken geben die statistische Unsicherheit der berechneten Konversionsfaktoren wieder ( $2\sigma$ ).



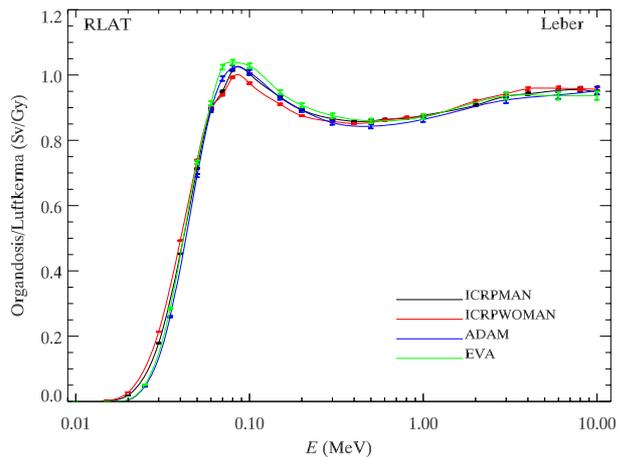
**Abbildung 4:** Organodosiskonversionsfaktoren für den Magen für die beiden Referenz-Voxelmodelle bei Bestrahlung von vorne durch parallele Photonenbündel mit Energien zwischen 10 keV und 10 MeV. Zum Vergleich sind auch die entsprechenden Konversionsfaktoren für die mathematischen Körpermodelle Adam und Eva dargestellt. In Übereinstimmung mit früheren Vergleichsrechnungen zeigt sich eine Überschätzung der Magendosis durch die mathematischen Modelle bei AP-Photoneneinfall.



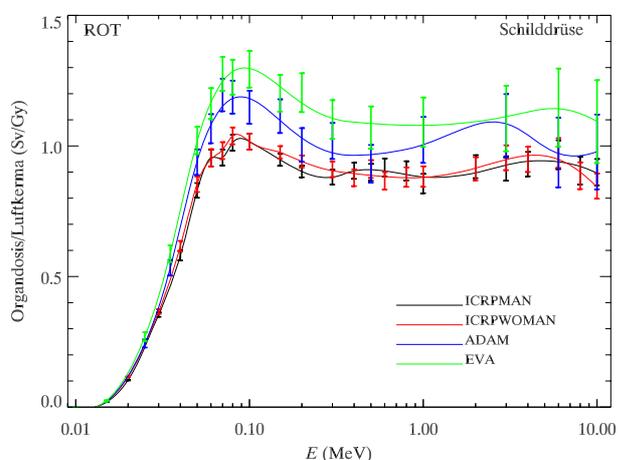
**Abbildung 5:** Organodosiskonversionsfaktoren für die Lunge für die beiden Referenz-Voxelmodelle bei Bestrahlung von hinten durch parallele Photonenbündel mit Energien zwischen 10 keV und 10 MeV. Zum Vergleich sind auch die entsprechenden Konversionsfaktoren für die mathematischen Körpermodelle Adam und Eva dargestellt. In Übereinstimmung mit früheren Vergleichsrechnungen zeigt sich eine Überschätzung bzw. konservative Abschätzung der Lungendosis durch die mathematischen Modelle bei PA-Photoneneinfall.



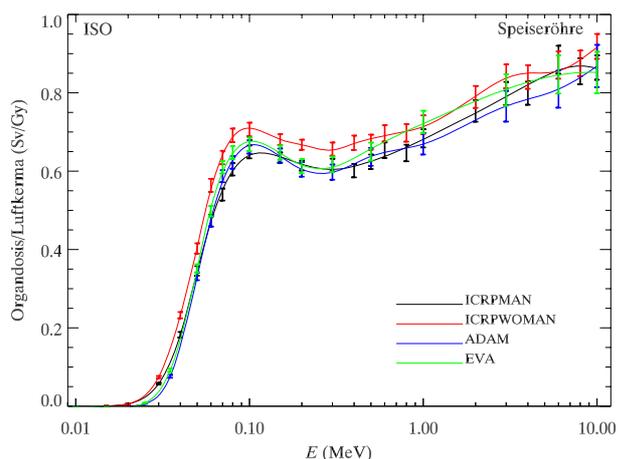
**Abbildung 6:** Organodosiskonversionsfaktoren für den Dickdarm für die beiden Referenz-Voxelmodelle bei Bestrahlung von links durch parallele Photonenbündel mit Energien zwischen 10 keV und 10 MeV. Zum Vergleich sind auch die entsprechenden Konversionsfaktoren für die mathematischen Körpermodelle Adam und Eva dargestellt. Dieses Ergebnis bestätigt frühere Vergleichsrechnungen, bei denen die Dickdarmdosen unterschiedlicher individueller Voxelmodelle bei seitlichem Photoneneinfall durch die mathematischen Modelle unterschätzt wurden.



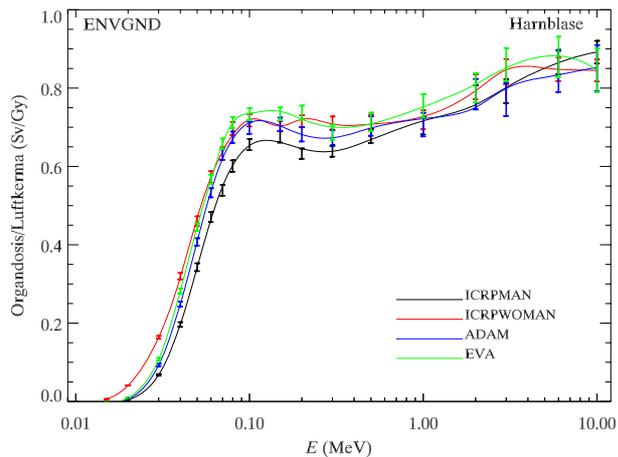
**Abbildung 7:** Organodosiskonversionsfaktoren für die Leber für die beiden Referenz-Voxelmodelle bei Bestrahlung von rechts durch parallele Photonenbündel mit Energien zwischen 10 keV und 10 MeV. Zum Vergleich sind auch die entsprechenden Konversionsfaktoren für die mathematischen Körpermodelle Adam und Eva dargestellt. In Übereinstimmung mit früheren Vergleichsrechnungen zeigt sich eine gute Übereinstimmung der Leberdosis für die unterschiedlichen Modelltypen bei RLAT-Photoneneinfall.



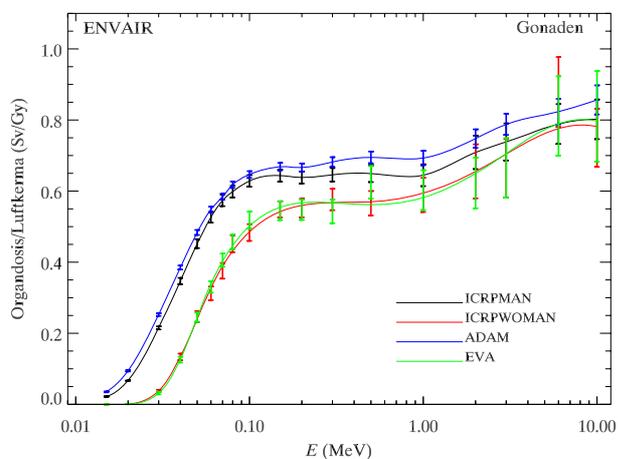
**Abbildung 8:** Organodosiskonversionsfaktoren für die Schilddrüse für die beiden Referenz-Voxelmodelle bei Bestrahlung durch um die Körperlängsachse rotierende parallele Photonenbündel mit Energien zwischen 10 keV und 10 MeV. Zum Vergleich sind auch die entsprechenden Konversionsfaktoren für die mathematischen Körpermodelle Adam und Eva dargestellt. In Übereinstimmung mit früheren Vergleichsrechnungen zeigt sich eine Überschätzung der Schilddrüsensdosis durch die mathematischen Modelle bei ROT-Photoneneinfall.



**Abbildung 9:** Organodosiskonversionsfaktoren für die Speiseröhre für die beiden Referenz-Voxelmodelle bei isotropem Einfall monoenergetischer Photonen mit Energien zwischen 10 keV und 10 MeV. Der Vergleich mit den entsprechenden Konversionsfaktoren für die mathematischen Körpermodelle Adam und Eva zeigt eine gute Übereinstimmung.



**Abbildung 10:** Organdosiskonversionsfaktoren für die Harnblase für die beiden Referenz-Voxelmodelle bei Bestrahlung durch monoenergetische Photonen mit Energien zwischen 10 keV und 10 MeV aus einer Bodenflächenquelle. Der Vergleich mit den entsprechenden Konversionsfaktoren für die mathematischen Körpermodelle Adam und Eva zeigt eine gute Übereinstimmung.



**Abbildung 11:** Organdosiskonversionsfaktoren für die Gonaden für die beiden Referenz-Voxelmodelle bei Bestrahlung durch monoenergetische Photonen mit Energien zwischen 10 keV und 10 MeV aus einer radioaktiven Wolke. Der Vergleich mit den entsprechenden Konversionsfaktoren für die mathematischen Körpermodelle Adam und Eva zeigt jeweils gute Übereinstimmung.

### ***Konversionsfaktoren für verschiedene Röntgenuntersuchungen***

Organdosiskonversionsfaktoren für einzelne Röntgenuntersuchungen wurden für die Referenz-Voxelmodelle und für Voxelmodelle unterschiedlicher Statur durchgeführt. Diese Werte dienen einerseits zur Bestimmung von Organdosen für typische Untersuchungen von "Standardpatienten", andererseits können als Annäherung einer individuellen Dosimetrie Konversionsfaktoren desjenigen Voxelmodells verwendet werden, das dem fraglichen Patienten in seinen äußeren Abmessungen am ähnlichsten ist. Im Folgenden sind Organdosiskonversionsfaktoren für Untersuchungen des Thorax a.p., des Abdomens a.p. und der Lendenwirbelsäule a.p. tabellarisch dargestellt. Dabei wurden sowohl unterschiedliche Körpermodelle verwendet als auch einzelne Einstellparameter (Strahlenqualität, Feldgröße, Fokus-Bildempfänger- und Fokus-Hautabstand) variiert.

**Tabelle 1:** Referenz-Voxelmodelle Mittlere Organdosis (in mSv) pro Einfalldosis (frei in Luft, in mGy) für eine Röntgenuntersuchung des Thorax a.p. der GSF/ICRP-Referenz-Voxelmodelle mit unterschiedlichen Röhrensparnungen, Gesamtfilterung 2,5 mm Al und Fokus-Bildempfänger-Abstand 115 cm. Die Feldgrößen in der Bildempfängerebene wurden jeweils "optimal" auf den Patienten eingeblendet.

Feldgröße am Bildempfänger (cm <sup>2</sup> )	Reference Voxel Male 38 x 27			Reference Voxel Female 30 x 29		
	90	110	125	90	110	125
Röhrensparnung (kV)	90	110	125	90	110	125
Augenlinsen	0.001	0.003	0.002	0.007	0.010	0.007
Brust (Drüsengewebe)	1.096	1.129	1.194	0.929	0.975	1.067
Dickdarm	0.016	0.020	0.025	0.002	0.003	0.004
Dünndarm (Wand)	0.011	0.014	0.018	0.010	0.013	0.017
Gallenblase	0.059	0.072	0.093	0.087	0.097	0.127
Gehirn	0.001	0.001	0.002	0.002	0.003	0.004
Gonaden	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Harnblase	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Haut	0.063	0.066	0.071	0.082	0.086	0.092
Herz (Muskel)	0.507	0.562	0.659	0.567	0.624	0.727
Leber	0.186	0.213	0.257	0.268	0.299	0.354
Lunge	0.423	0.467	0.547	0.409	0.452	0.531
Magenwand	0.196	0.223	0.267	0.164	0.186	0.224
Milz	0.101	0.123	0.154	0.137	0.162	0.201
Muskulatur	0.054	0.059	0.068	0.060	0.066	0.077
Nebennieren	0.044	0.053	0.070	0.076	0.096	0.122
Nieren	0.023	0.029	0.038	0.030	0.038	0.048
Oesophagus	0.212	0.246	0.304	0.314	0.359	0.429
Pankreas	0.048	0.059	0.077	0.040	0.050	0.063
Rotes Knochenmark	0.090	0.102	0.123	0.116	0.132	0.158
Schilddrüse	0.215	0.239	0.273	0.647	0.684	0.740
Skelett	0.120	0.134	0.158	0.142	0.155	0.180
Thymusdrüse	0.697	0.748	0.849	0.758	0.819	0.926

Beim Vergleich der Strahlenqualitäten zeigt sich eine Zunahme der Konversionsfaktoren mit zunehmender Röhrensparnung. Da jedoch auch die Durchdringungsfähigkeit der Strahlung und damit auch die Dosis am Bildempfänger mit wachsender Röhrensparnung zunimmt, geht dieser Effekt mit einem verringerten Bedarf an einfallender Strahlung einher, so dass bei einem konstanten Dosisbedarf am Bild aufzeichnenden System die Organdosen absolut gesehen mit steigender Röhrensparnung abnehmen.

**Tabelle 2:** Mittlere Organdosis (in mSv) pro Einfalldosis (frei in Luft, in mGy) für eine Röntgenuntersuchung des Thorax a.p. mit Röhrenspannung 110 kV, Gesamtfilterung 2,5 mm Al und Fokus-Bildempfänger-Abstand 115 cm. Die Feldgrößen in der Bildempfängerebene wurden jeweils im ersten Fall "optimal" eingeblendet; im zweiten Fall wurden Standardformate gewählt.

Feldgröße am Bildempfänger (cm <sup>2</sup> )	Irene		Golem		Donna	
	30,8 x 29,5 (optimal)	35 x 35	37,7 x 26,7 (optimal)	35 x 40	40,7 x 27,9 (optimal)	40 x 40
Brust (Drüsengewebe)	0,527	0,630	--	--	0,956	0,985
Dickdarm	0,008	0,015	0,020	0,086	0,011	0,040
Dünndarm (Wand)	0,002	0,003	0,016	0,050	0,003	0,009
Gehirn	0,002	0,003	0,002	0,003	0,003	0,006
Gonaden	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001
Harnblase (Wand)	0,000	0,000	0,000	0,001	0,000	0,000
Haut	0,078	0,103	0,070	0,090	0,073	0,105
Leber	0,153	0,269	0,204	0,408	0,219	0,393
Lunge	0,496	0,551	0,533	0,554	0,437	0,460
Magenwand	0,335	0,464	0,213	0,470	0,197	0,445
Milz	0,171	0,242	0,121	0,169	0,109	0,199
Muskulatur	0,077	0,098	0,070	0,090	0,071	0,095
Nebennieren	0,107	0,168	0,053	0,124	0,048	0,150
Nieren	0,034	0,064	0,025	0,073	0,034	0,093
Oesophagus	0,429	0,499	0,286	0,447	0,360	0,401
Pankreas	0,119	0,249	0,056	0,235	0,069	0,273
Rotes Knochenmark	0,137	0,162	0,102	0,120	0,095	0,114
Schilddrüse	0,926	1,109	0,323	0,969	0,837	1,148
Skelett	0,229	0,281	0,164	0,198	0,181	0,224
Thymusdrüse	0,948	0,971	0,776	0,822	0,717	0,745
Uterus	0,000	0,000	--	--	0,000	0,000
Oberfläche (eintrittsseitig)	1,215	1,246	1,207	1,229	1,163	1,190

Für die größeren Felder sind auch alle Organdosisumwandlungsfaktoren größer. Während dieser Effekt für solche Organe, die ganz im Feld liegen (z.B. Brust, Lunge, Thymusdrüse), moderat ausfällt, ist er am stärksten ausgeprägt für Organe, die nur teilweise im Nutzstrahl oder außerhalb des Felds, aber nahe an dessen Rand liegen (z.B. Dickdarm, Leber, Magen, Schilddrüse). Von solchen Organen wird ein größerer Anteil durch das größere Feld erfasst, oder sie werden durch einen größeren Teil der Streustrahlung erreicht. Für die Organe, die ganz im Nutzstrahl liegen, gilt auch generell, dass die Umwandlungsfaktoren mit wachsendem Patientendurchmesser abnehmen. Die Lungendosis ist beim Mann höher, da die Lunge bei Strahleneinfall von vorn bei den beiden weiblichen Voxelmolekellen teilweise durch die Brust abgeschirmt wird.

**Tabelle 3:** Mittlere Organdosis (in mSv) pro Einfalldosis (frei in Luft, in mGy) für eine Röntgenuntersuchung des Abdomens a.p. mit Röhrensparnungen 75 kV und 90 kV, Gesamtfilterung 2,5 mm Al und Fokus-Bildempfänger-Abstand 115 cm. Die Feldgrößen in der Bildempfängerebene wurden jeweils "optimal" eingblendet.

Röhrensparnung	75 kV				90 kV			
	Irene	Golem	Donna	Visible Human	Irene	Golem	Donna	Visible Human
Feldgröße am Bildempfänger (cm <sup>2</sup> )	30,4 x 39,9	32,4 x 37,4	31,8 x 40,8	33,7 x 43	30,4 x 39,9	32,4 x 37,4	31,8 x 40,8	33,7 x 43
Brust (Drüsengewebe)	0,007	--	0,011	--	0,011	--	0,015	--
Dickdarm	0,598	0,469	0,373	0,282	0,691	0,555	0,455	0,342
Dünndarm (Wand)	0,697	0,423	0,442	0,349	0,798	0,510	0,532	0,429
Gehirn	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Gonaden	0,274	0,004	0,091	0,014	0,356	0,006	0,124	0,020
Harnblase (Wand)	0,689	0,410	0,269	0,175	0,784	0,487	0,325	0,223
Haut	0,094	0,091	0,084	0,103	0,101	0,097	0,090	0,108
Leber	0,390	0,097	0,069	0,032	0,463	0,124	0,090	0,045
Lunge	0,013	0,005	0,007	0,003	0,018	0,007	0,011	0,005
Magenwand	0,325	0,195	0,253	0,092	0,391	0,236	0,306	0,115
Milz	0,130	0,023	0,095	0,020	0,169	0,033	0,127	0,030
Muskulatur	0,112	0,071	0,059	0,046	0,131	0,084	0,072	0,056
Nebennieren	0,143	0,049	0,119	0,040	0,195	0,069	0,162	0,059
Nieren	0,166	0,091	0,072	0,053	0,220	0,126	0,102	0,078
Oesophagus	0,008	0,006	0,007	0,004	0,013	0,009	0,011	0,006
Pankreas	0,266	0,240	0,202	0,111	0,343	0,311	0,264	0,149
Rotes Knochenmark	0,071	0,056	0,033	0,021	0,097	0,078	0,048	0,031
Schilddrüse	0,001	0,000	0,001	0,000	0,001	0,001	0,001	0,000
Skelett	0,156	0,112	0,084	0,065	0,197	0,145	0,112	0,090
Thymusdrüse	0,006	0,001	0,003	0,000	0,009	0,002	0,005	0,001
Uterus	0,312	--	0,134	--	0,389	--	0,176	--
Oberfläche (eintrittsseitig)	1,276	1,267	1,190	1,358	1,312	1,315	1,240	1,402

Auch hier ist zu beobachten, dass für die im Nutzstrahl gelegenen Organe die Konversionsfaktoren mit zunehmendem Patientendurchmesser abnehmen. Außerdem soll hier noch einmal darauf hingewiesen werden, dass die Zunahme der Werte mit zunehmender Röhrensparnung nur für die Konversionsfaktoren gilt, nicht für die tatsächlich auftretenden Organdosen (s.o.).

**Tabelle 4:** Mittlere Organdosis (in mSv) pro Einfalldosis (frei in Luft, in mGy) für eine Röntgenuntersuchung der Lendenwirbelsäule a.p. mit Röhrenspannung 90 kV. Die unterschiedlichen Einstellparameter sind: (1) Gesamtfiltration: 4,8 mm Al; Fokus-Film-Abstand: 146 cm; Feldgröße in der Bildempfängerebene: 15 x 40 cm<sup>2</sup>; (2) Gesamtfiltration: 2,5 mm Al; Fokus-Bildempfänger-Abstand: 115 cm; Feldgröße in der Bildempfängerebene: 16 x 38 cm<sup>2</sup> (Golem), 17 x 47 cm<sup>2</sup> (Visible Human) bzw. 15 x 40 cm<sup>2</sup> (Adam).

Organ	Mittlere Organdosis (mSv) / Einfalldosis (mGy)				
	Golem <sup>(1)</sup>	Golem <sup>(2)</sup>	Visible Human <sup>(1)</sup>	Visible Human <sup>(2)</sup>	MIRD Adam <sup>(2)</sup>
Dickdarm	0,31	0,266	0,206	0,199	0,21
Dünndarm	0,39	0,320	0,335	0,302	0,24
Leber	0,06	0,040	0,012	0,018	0,0
Lunge	0,004	0,003	0,002	0,003	0,00
Magenwand	0,15	0,098	0,034	0,084	0,09
Milz	0,01	0,008	0,006	0,009	0,02
Pankreas	0,31	0,204	0,080	0,121	0,07
Rotes Knochenmark	0,05	0,037	0,017	0,017	0,02
Skelett	0,09	0,068	0,048	0,048	0,02
Testes	0,009	0,006	0,198	0,034	0,02
Oberfläche (eintrittsseitig)	1,35	1,255	1,433	1,365	1,27
Oberfläche (austrittsseitig)	0,02	0,017	0,007	0,005	0,02

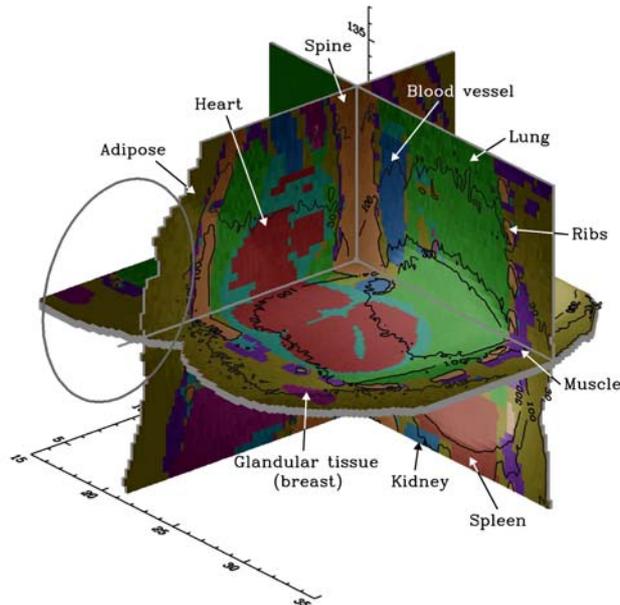
Bei diesem Vergleich ergeben sich die Unterschiede durch ein komplexes Zusammenspiel der Einflüsse von Patientenanatomie, Expositionsgeometrie und Strahlenqualität.

Generell kann festgestellt werden, dass die Verwendung unterschiedlicher individueller Voxelmodelle zu teilweise sehr unterschiedlichen Organdosisumwandlungsfaktoren führt. Bei sonst gleich bleibenden Expositionsbedingungen hat der Einfluss des Patientendurchmessers einen deutlichen Einfluss auf die Dosiswerte der Organe, die direkt im eingeblendeten Feld liegen. Hier kann die Auswahl von Umwandlungsfaktoren für ein dem Patienten in der Statur ähnliches Voxelmodell zu einer verbesserten individuellen Patientendosismetrie führen als die Verwendung entsprechender Werte für einen "Standardpatienten". Generell geben die mit unterschiedlichen Voxelmodellen berechneten Organdosisumwandlungsfaktoren einen Eindruck von der zu erwartenden individuellen Variabilität von Dosiswerten in der Röntgendiagnostik.

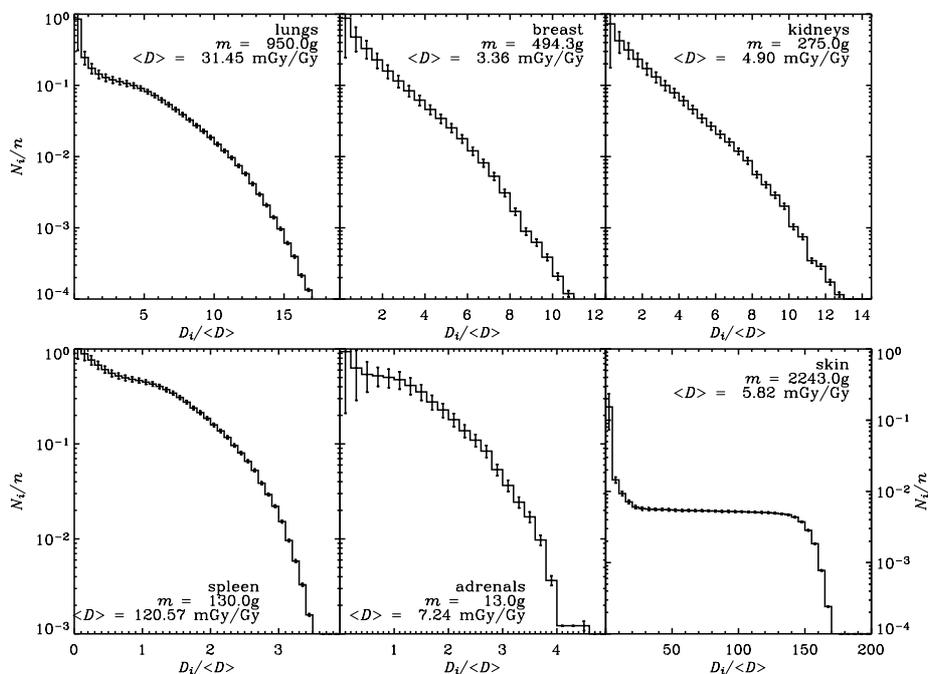
#### ***Dosisverteilungen bei interventioneller Radiologie (Herzkatheter)***

Für das Voxelmodell Klara wurde die räumliche Dosisverteilung in einem Teilbereich des Thorax ausgewertet für eine einzelne aus mehreren im Rahmen von Herzkatheteruntersuchungen typischerweise vorkommenden Projektionen (aus: Stern, S.H., Rosenstein, M., Renaud, L., Zankl, M.: Handbook of selected tissue doses for fluoroscopic and cineangiographic examination of the coronary arteries (in SI units). HHS Publication FDA 95-8289. U.S. Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, Center for Devices and Radiological Health, Rockville, Maryland (1995)). Es handelt sich um eine Projektion, die von schräg links hinten auf die linke Herzkammer gerichtet ist, bei einem Fokus-Haut-Abstand von 70 cm, einem Abstand zwischen Fokus und Bildverstärker von 95 cm und einem Bilddurchmesser von 12 cm am Bildverstärker. Die Röhrenspannung beträgt 110 kV und die Gesamtfiltration 4,2 mm Al. Dies entspricht einer Halbwertschichtdicke von 5,0 mm Al. Abbildung 12 zeigt die Dosisverteilung in drei ausgewählten Schnittebenen. Dabei sind die Organe durch unterschiedliche

Farben gekennzeichnet; die Dosis wird durch den jeweiligen Helligkeitsgrad sowie durch die Lage von Isodosiskonturlinien (für 300, 100 und 30 mGy/Gy Einfallsdosis) charakterisiert.



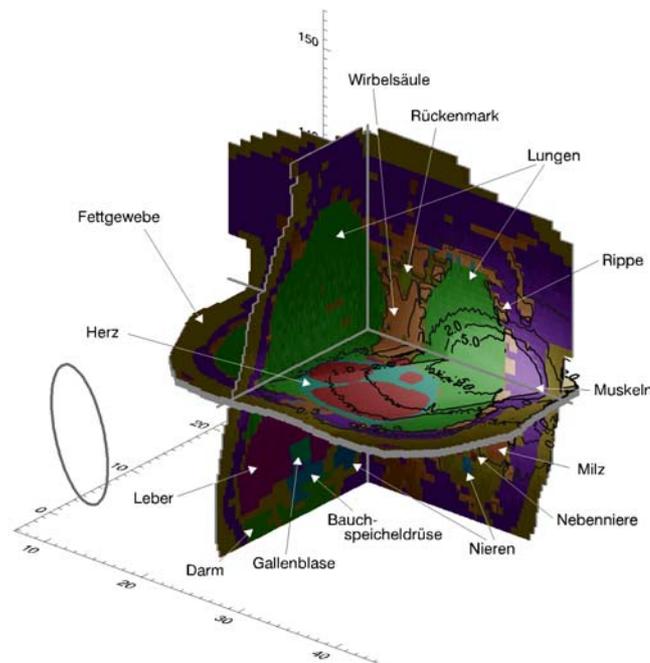
**Abbildung 12:** Räumliche Dosisverteilung im Voxelmodell Klara bei Exposition durch eine im Rahmen einer Herzkatheteruntersuchung vorkommende Projektion. Die linke Vorderseite des Voxelmodells befindet sich im Bildvordergrund; die Lage des Feldes in der Bildverstärkerebene ist durch den Kreis auf der Vorderseite des Brustkorbs gekennzeichnet. Die Organe sind durch unterschiedliche Farben dargestellt; die Dosis wird charakterisiert durch den jeweiligen Helligkeitsgrad sowie durch den Verlauf ausgewählter Isodosiskonturen.



**Abbildung 13:** Dosis-Volumen-Histogramme ausgewählter Organe für die Projektion aus Abbildung 12. Die Abszisse gibt jeweils das Verhältnis der Dosis in einzelnen Voxeln zur mittleren Organdosis an, die Ordinate die Anzahl von Voxeln, die eine absorbierte Dosis  $\geq$  dem Wert auf der Abszisse erhalten.

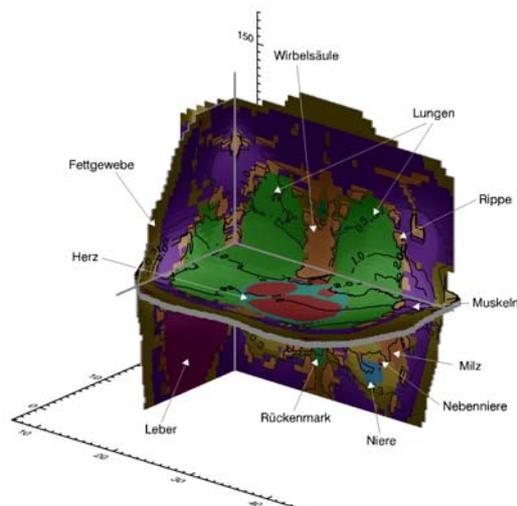
Eine quantitativ aussagekräftigere Darstellung ist in Abbildung 13 zu finden, die Dosis-Volumen-Histogramme für ausgewählte Organe wiedergibt. Dargestellt ist jeweils die Anzahl von Voxeln eines Organs, deren Dosis im Verhältnis zur mittleren Organdosis  $\geq$  dem Wert auf der Abszisse ist. Dabei ist zu sehen, dass – je nach Organ – die Dosis in einzelnen Voxeln den Mittelwert um Faktoren zwischen 3 und 15 überschreitet. Einen Sonderfall stellt die Haut dar, da hier nur der kleine Ausschnitt auf der Eintrittsseite des Strahlenfeldes eine möglicherweise sehr hohe Dosis erhält, während der Ausschnitt auf der Strahlenaustrittsseite eine relativ moderate Dosis erhält und der weitaus größte Teil der Haut außerhalb des Feldes liegt und daher überhaupt nicht exponiert ist. Dies führt zu sehr großen Dosisquotienten mit Werten bis zu 170.

Für das männliche Voxelmodell Godwin wurden ebenfalls räumliche Dosisverteilungen für Einzelprojektionen einer Herzkatheteruntersuchung vorgenommen, diesmal nach Angaben des Deutschen Herzzentrums München über "typische" Einstellungen bei einer derartigen Interventionsmaßnahme (Dr. J. Hausleiter: persönliche Mitteilung). Abbildung 14 stellt exemplarisch eine solche Dosisverteilung dar. Die Normierungsgröße ist in diesem Fall das Dosisflächenprodukt, das bei diesen Maßnahmen standardmäßig messtechnisch erfasst und aufgezeichnet wird.



**Abbildung 14:** Räumliche Dosisverteilung im Voxelmodell Godwin bei Exposition durch eine im Rahmen einer Herzkatheteruntersuchung vorkommende Projektion, eine Darstellung der linken Herzkammer mit Position des Bildverstärkers schräg rechts vorne. Die Strahlenqualität entspricht einer Halbwertschichtdicke von 4,14 mm Al. Die linke Vorderseite des Voxelmodells befindet sich im Bildvordergrund; die Lage des Feldes in der Bildverstärkerebene ist durch den Kreis am linken Bildrand gekennzeichnet. Die Organe sind durch unterschiedliche Farben dargestellt; die Dosis wird charakterisiert durch den jeweiligen Helligkeitsgrad sowie durch den Verlauf ausgewählter Isodosiskonturen (1.0, 2.0 und 5.0 mSv/(Gy cm<sup>2</sup>)).

Im Rahmen einer Herzkathetermaßnahme werden mehrere verschiedene solcher Projektionen angewendet, was zu einer Überlagerung unterschiedlicher Dosisverteilungen und damit zu einer Verringerung der Dosisgradienten führt. Abbildung 15 zeigt die räumliche Dosisverteilung bei Überlagerung von zwölf unterschiedlichen Einzelprojektionen nach Angaben des Deutschen Herzzentrums München.



**Abbildung 15:** Räumliche Dosisverteilung im Voxelmodell Godwin bei Überlagerung verschiedener Einzelexpositionen im Rahmen einer Herzkatheteruntersuchung. Die Organe sind durch unterschiedliche Farben dargestellt; die Dosis wird charakterisiert durch den jeweiligen Helligkeitsgrad sowie durch den Verlauf ausgewählter Isodosiskonturen (0,3, 1,0 und 2,0 mSv/(Gy cm<sup>2</sup>)).

In Tabelle 5 sind mittlere Organdosisumwandlungsfaktoren (Organdosis, normiert auf das Dosisflächenprodukt, in mSv/(Gy cm<sup>2</sup>)) für dieselbe Überlagerung von zwölf Einzelexpositionen für zwei Voxelmodelle und je vier Röhrensparnungen zusammengestellt. Neben dem Umwandlungsfaktor für die mittlere Hautdosis, der über die gesamte Haut des jeweiligen Modells gemittelt ist, ist auch ein Umwandlungsfaktor für diejenigen 10 Gramm der Haut angegeben, die im Strahlengang liegen und die höchste Strahlenexposition erfahren.

**Tabelle 5:** Mittlere Organdosis (in mSv) pro Dosisflächenprodukt (in Gy cm<sup>2</sup>) für die Voxelmodelle Godwin und RVF bei Überlagerung verschiedener Einzelexpositionen im Rahmen einer Herzkatheteruntersuchung.

Röhrensparnung	70 kV		85 kV		100 kV		115 kV	
Organ	Godwin	RVF	Godwin	RVF	Godwin	RVF	Godwin	RVF
Bauchspeicheldrüse	0.086	0.06	0.13	0.09	0.12	0.09	0.15	0.11
Brustgewebe	0.095	0.27	0.13	0.34	0.12	0.31	0.14	0.35
Dickdarm	0.025	5.1E-03	0.039	8.3E-03	0.036	7.9E-03	0.044	0.010
Dünndarm	0.039	0.023	0.057	0.034	0.052	0.031	0.063	0.038
Gebärmutter	--	6.7E-04	--	1.1E-03	--	1.1E-03	--	1.5E-03
Gehirn	1.7E-03	1.8E-03	2.6E-03	2.9E-03	2.5E-03	2.8E-03	3.1E-03	3.5E-03
Gonaden	3.2E-05	8.2E-04	5.4E-05	1.4E-03	5.7E-05	1.3E-03	9.5E-05	1.7E-03
Harnblase	6.4E-04	3.9E-04	1.2E-03	7.1E-04	1.2E-03	7.1E-04	1.7E-03	9.7E-04
Haut (10g)	5.32	5.03	5.46	5.19	5.28	4.99	5.39	5.11
Haut (insgesamt)	0.096	0.14	0.10	0.15	0.097	0.14	0.10	0.15
Herz	0.69	1.27	0.94	1.62	0.84	1.44	0.99	1.66
Leber	0.26	0.35	0.35	0.44	0.31	0.39	0.37	0.45
Lungen	0.57	1.04	0.72	1.23	0.64	1.10	0.74	1.23
Magen	0.25	0.29	0.34	0.37	0.31	0.33	0.37	0.38
Milz	0.84	0.97	1.04	1.15	0.92	1.03	1.04	1.14
Muskelgewebe	0.10	0.11	0.12	0.13	0.11	0.12	0.12	0.13
Nebennieren	0.65	0.23	0.81	0.32	0.72	0.28	0.81	0.33
Nieren	0.21	0.14	0.27	0.18	0.24	0.16	0.28	0.19
Rotes Knochenmark	0.14	0.20	0.19	0.26	0.17	0.23	0.20	0.27
Schilddrüse	0.031	0.044	0.049	0.065	0.045	0.060	0.057	0.073
Skelett	0.29	0.28	0.34	0.33	0.30	0.29	0.33	0.32
Speiseröhre	0.29	0.48	0.40	0.64	0.36	0.57	0.44	0.67
Thymus	0.073	0.13	0.11	0.18	0.10	0.16	0.12	0.19

### **SAF-Werte ("Specific Absorbed Fractions", Spezifische Absorbierte Bruchteile)**

Zentrale Dosiswerte in der internen Dosimetrie sind die so genannten spezifischen absorbierten Anteile (engl.: "Specific Absorbed Fractions", SAF,  $\Phi(T \leftarrow S)$ ). Sie geben den Bruchteil an im Quellorgan S freigesetzter Energie an, die im Targetorgan T absorbiert wird (absorbierter Anteil, engl.: "Absorbed Fraction", AF,  $\phi(T \leftarrow S)$ ), dividiert durch die Masse des Targetorgans. Für beide ICRP-Referenz-Voxelmodelle wurden SAF-Werte für monoenergetische Photonen mit Energien von 10 keV bis 10 MeV sowie für monoenergetische Elektronen mit Energien von 30 keV (RVM) bzw. 100 keV (RVF) bis 4 MeV berechnet. Dabei wurden über 40 verschiedene Quell- und Targetregionen betrachtet, wobei die unterschiedlichen Quell- und Targetregionen im Knochen (rotes und gelbes Knochenmark, kortikaler und trabekulärer Knochen) noch ausgespart wurden; derzeit werden an der University of Florida in Gainesville spezielle Dosis-Response-Funktionen für eine verbesserte Dosimetrie in den Knochenregionen noch entwickelt, die dann in den Monte-Carlo-Rechnungen verwendet werden sollen, zum jetzigen Zeitpunkt aber noch nicht zur Verfügung stehen. SAF-Berechnungen speziell für die Knochenregionen werden daher zu einem späteren Zeitpunkt noch separat durchgeführt.

In den folgenden Abbildungen sind einige SAF-Werte für ausgewählte Quell-Target-Organpaare exemplarisch dargestellt. Die entsprechenden SAF-Werte für die mathematischen Modelle, die früher am Oak Ridge National Laboratory in Oak Ridge für Photonen berechnet wurden, sind dabei zum Vergleich mit dargestellt. Für Elektronen wurden früher keine SAF-Berechnungen durchgeführt, sondern vereinfachte Annahmen getroffen. Dabei galten für alle kompakten Organe folgende Näherungen:

$$\phi(T \leftarrow S) = \begin{cases} 1, & \text{wenn } T = S \\ 0, & \text{wenn } T \neq S \\ M_T / M_{GK}, & \text{wenn } S = GK \end{cases},$$

mit  $T$ : Targetorgan,

$S$ : Quellorgan,

$GK$ : Ganzkörper,

$M_T$  bzw.  $M_{GK}$ : Masse des Targetorgans bzw. des Ganzkörpers und

$\phi(T \leftarrow S)$ : absorbierter Bruchteil der im Quellorgan freigesetzten Energie, die im Targetorgan absorbiert wird.

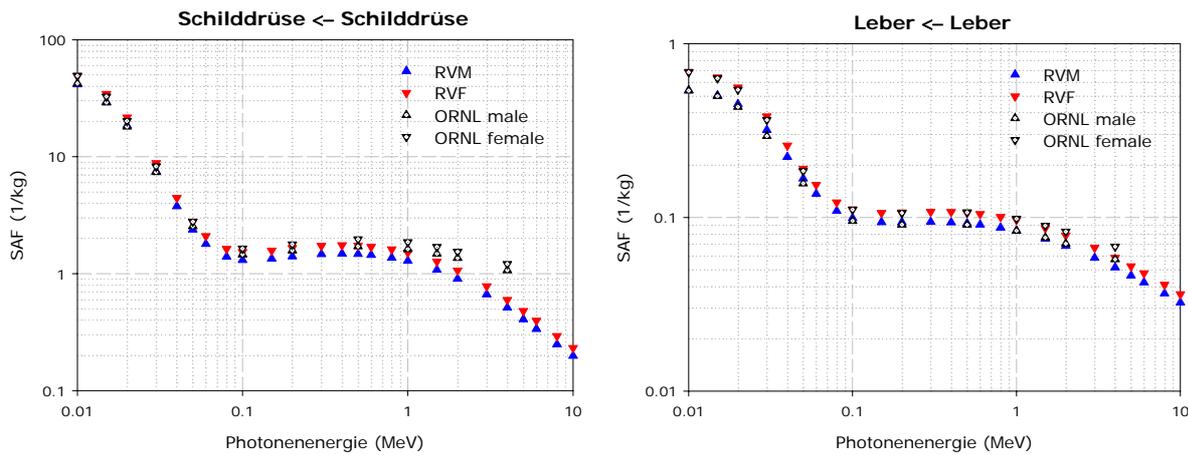
Das entspricht der Annahme, dass Elektronen vollständig im Quellorgan absorbiert werden und dieses nicht verlassen.

Für Wandorgane galt die Näherung

$$\Phi(\text{Wand} \leftarrow \text{Inhalt}) = \frac{0,5}{M_{\text{Inhalt}}}.$$

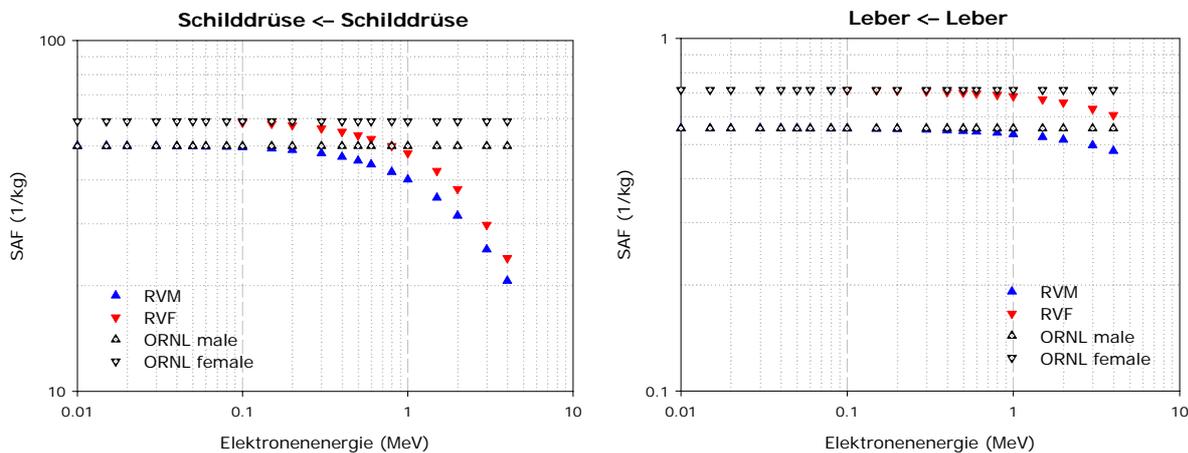
SAF-Werte für Elektronen, die sich mit diesen Näherungsformeln ergeben, sind in den folgenden Abbildungen ebenfalls als Vergleichswerte mit dargestellt.

*Selbstabsorption in kompakten Organen ( $T = S$ )*



**Abbildung 16:** SAF-Werte für Selbstabsorption von monoenergetischen Photonen in den Organen Schilddrüse (links) und Leber (rechts)

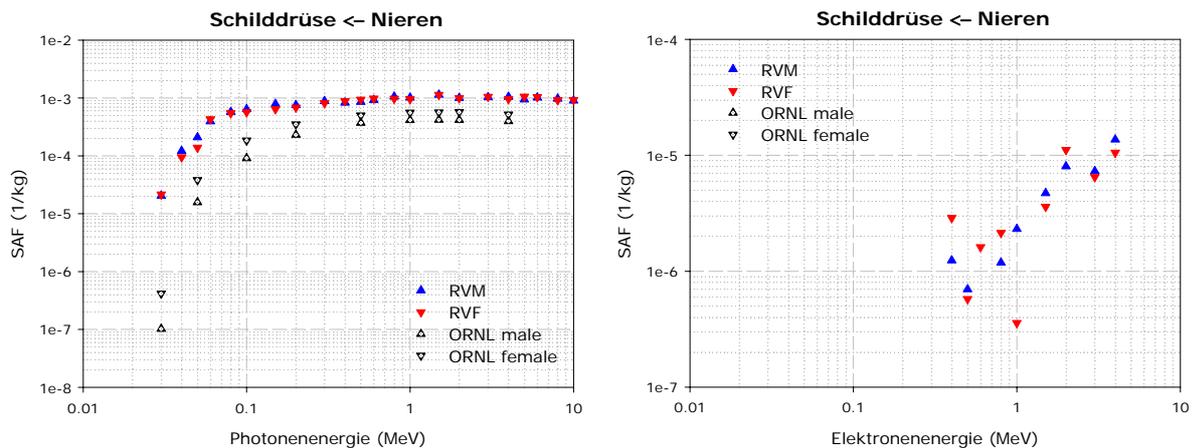
Die sehr gute Übereinstimmung der SAF-Werte für die Referenz-Voxelmodelle und die mathematischen ORNL-Phantome in Abbildung 16 bestätigt die Tatsache, dass die SAF-Werte für die Selbstabsorption monoenergetischer Photonen in erster Linie durch die Organmasse bestimmt werden. Die Unterschiede für höhere Photonenenergien (ab ca. 200 keV) ergeben sich durch die unterschiedliche Art der Berechnung: die ORNL-Werte wurden mit der so genannten Kerma-Approximation berechnet, während in den mit EGSnrc durchgeführten Berechnungen des vorliegenden Projekts auch die Schicksale der Sekundärelektronen verfolgt wurden. Dabei wird der überwiegende Anteil der bei den Photonenwechselwirkungen freigesetzten Sekundärelektronen im größeren Organ Leber absorbiert, während ein erkennbarer Anteil der Sekundärelektronen aus dem kleinen Organ Schilddrüse austritt.



**Abbildung 17:** SAF-Werte für Selbstabsorption von monoenergetischen Elektronen in den Organen Schilddrüse (links) und Leber (rechts)

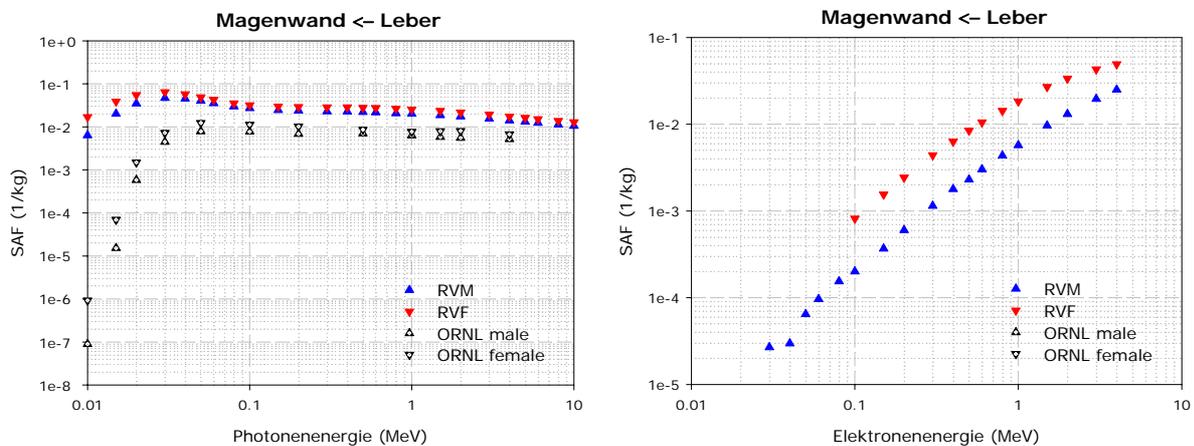
Der Vergleich in Abbildung 17 zeigt, dass Elektronen mit Energien oberhalb ca. 200-300 keV Reichweiten haben, die es ihnen ermöglicht, das Quellorgan zu verlassen. Auch hier wird wieder der Großteil im größeren Organ absorbiert; für das kleinere Organ mit seinem größeren Oberflächen-Volumen-Verhältnis nehmen die SAF-Werte mit zunehmender Elektronenenergie signifikant ab und sind für 4 MeV um ca. den Faktor 2,4 kleiner als die mit obiger Näherung abgeschätzten Werte.

## Organ-Kreuzfeuer ( $T \neq S$ )



**Abbildung 18:** SAF-Werte für Organ-Kreuzfeuer (Quellorgan: Nieren; Targetorgan: Schilddrüse; links: monoenergetische Photonen; rechts: monoenergetische Elektronen)

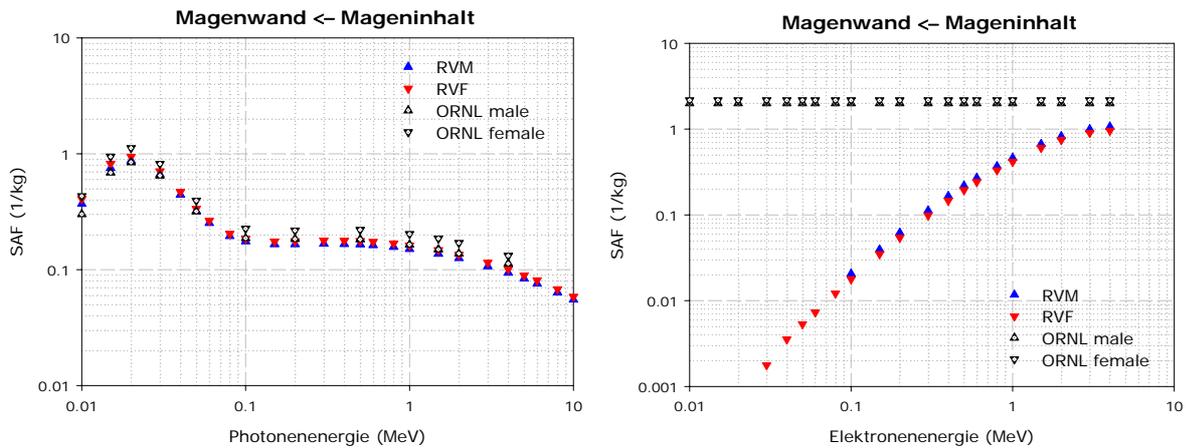
Die SAF-Werte für Organ-Kreuzfeuer werden hauptsächlich durch den Abstand zwischen Quell- und Targetorgan bestimmt. Abbildung 18 bestätigt frühere Ergebnisse, die kleinere Organabstände in den Voxelmodellen gegenüber den ORNL-Phantomen und damit größere SAF-Werte belegen. Für das relativ weit voneinander entfernte Organpaar Nieren/Schilddrüse erreichen Elektronen erst mit sehr großen Energien die Möglichkeit, das Targetorgan zu erreichen; die SAF-Werte bleiben dabei um Größenordnungen kleiner als die entsprechenden Werte für Photonen und haben auf Grund der kleinen Zahl von Ereignissen große statistische Unsicherheiten, so dass die Annäherung durch den Wert 0 angemessen erscheint.



**Abbildung 19:** SAF-Werte für Organ-Kreuzfeuer (Quellorgan: Leber; Targetorgan: Magenwand; links: monoenergetische Photonen; rechts: monoenergetische Elektronen)

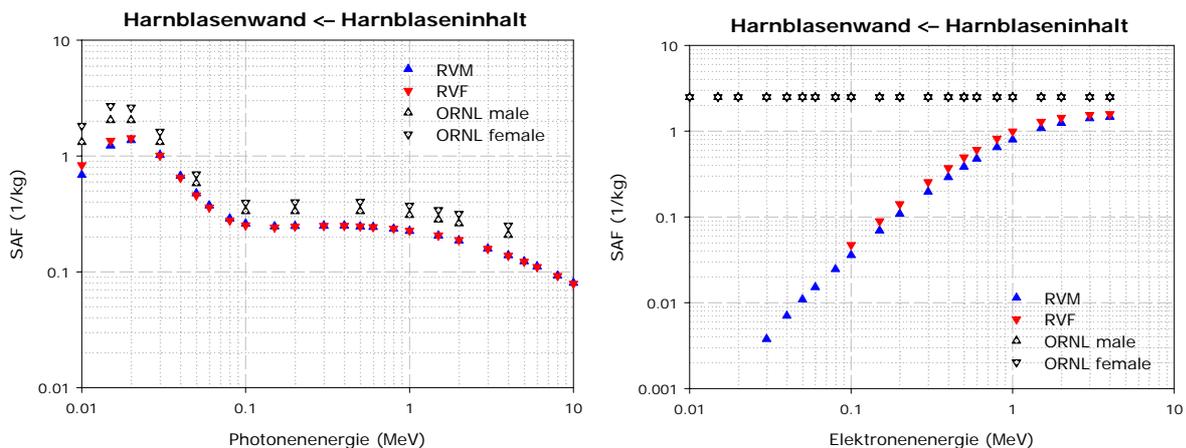
Auch die Werte der Abbildung 19 zeigen größere SAF-Werte für die Referenz-Voxelmodelle im Vergleich zu den mathematischen Phantomen für Photonen, insbesondere bei kleinen Energien. Für das Organpaar Leber/Magenwand, das im Körper benachbart liegt, erreichen auch die SAF-Werte für höhere Elektronenenergien eine ähnliche Größenordnung wie die entsprechenden Werte für Photonen und sollten daher nicht durch den Wert 0 angenähert werden.

## Wandorgane



**Abbildung 20:** SAF-Werte für Bestrahlung der Magenwand durch den Mageninhalt (links: monoenergetische Photonen; rechts: monoenergetische Elektronen)

Die SAF-Werte für Photonen der Abbildung 20 zeigen eine gute Übereinstimmung für die Referenz-Voxelmodelle und die mathematischen Phantome. Für Elektronen stellt die Näherungsformel eine Überschätzung der SAF-Werte dar, die für Elektronenenergien unterhalb ca. 500 keV mehr als eine Größenordnung beträgt.



**Abbildung 21:** SAF-Werte für Bestrahlung der Harnblasenwand durch den Harnblaseninhalt (links: monoenergetische Photonen; rechts: monoenergetische Elektronen)

Die SAF-Werte für Photonen der Abbildung 21 sind für die ORNL-Phantome um Faktoren von ca. 1,2 bis 2,2 größer als für die Referenz-Voxelmodelle. Dies ist darauf zurückzuführen, dass den ORNL-Berechnungen geringere Werte für die Masse des Harnblaseninhalts zugrunde liegen. Für Elektronen stellt die Näherungsformel (bei angenommener Gleichheit der Massen) wieder eine Überschätzung der SAF-Werte dar; für Elektronenenergien unterhalb ca. 300 keV beträgt diese mehr als eine Größenordnung.

### Publikationen (im Berichtszeitraum erstellt oder erschienen)

- [1] Becker, J., Petoussi-Henß, N., Zankl, M.: Modification of the GSF voxel models. In: Tagungsband 6. Internationale Wissenschaftliche Konferenz "Saterra". Scientific Reports Hochschule Mittweida, ISSN 1437-7624, Band 7, 26-29 (2004)

- [2] Becker, J., Zankl, M., Petoussi-Henss, N.: Modifications of human voxel models used for radiation protection calculations. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006 "Imaging the Future Medicine", Seoul, Korea, 27.08.-01.09.2006 (4 Seiten eingereicht)
- [3] Chiavassa, S., Lemosquet, A., Aubineau-Lanière, I., Carlan, L. de, Clairand, I., Ferrer, L., Bardiès, M., Franck, D., Zankl, M.: Dosimetric comparison of Monte Carlo codes (EGS4, MCNP, MCNPX) considering external and internal exposures of the Zubal phantom to electron and photon sources. *Radiat. Prot. Dosim.* 116(1-4), 631-635 (2005)
- [4] Fill, U.A., Zankl, M., Petoussi-Henss, N., Siebert, M., Regulla, D.: Adult female voxel models of different stature and photon conversion coefficients for radiation protection. *Health Phys.* 86(3), 253-272 (2004)
- [5] Petoussi-Henß, N., Zankl, M., Noßke, D.: Estimation of patient dose from radiopharmaceuticals using voxel models. *Cancer Biotherapy and Radiopharmaceuticals* 20(1), 103-109 (2005)
- [6] Petoussi-Henss, N., Zankl, M., Hoeschen, C., Nosske, D.: Voxel or MIRD-type model of the body: a sensitivity study relevant to nuclear medicine. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006 "Imaging the Future Medicine", Seoul, Korea, 27.08.-01.09.2006 (4 Seiten eingereicht)
- [7] Petoussi-Henß, N., Zankl, M., Panzer, W.: Estimation of organ doses in radiology using voxel models describing different patients. In: Proceedings of the 14<sup>th</sup> International Conference of Medical Physics, Nürnberg, 14.-17.09.2005 (Eds.: W. Kalender, E.G. Hahn, A.M. Schulte). *Biomedizinische Technik Band 50, Supplementary Vol. 1*, 664-665 (2005)
- [8] Petoussi-Henss, N., Zankl, M., Schlattl, H., Becker, J., Hoeschen, C.: Organdosiskonversionsfaktoren für röntgendiagnostische Untersuchungen anhand von Monte-Carlo-Simulationen. 37. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik, Regensburg, 20.-23.09.2006 (2 Seiten eingereicht)
- [9] Schlattl, H., Zankl, M.: Dose distributions for cineangiographic examinations of coronary arteries. In: Proceedings of The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded in a Dynamic Computing World, Chattanooga, TN, 17.-21.04.2005 (Ed.: American Nuclear Society, La Grange Park, USA); Proceedings published on CD (2005)
- [10] Schlattl, H., Zankl, M.: Local doses in cineangiographic examinations of coronary arteries. In: Proceedings of the 14<sup>th</sup> International Conference of Medical Physics, Nürnberg, 14.-17.09.2005 (Eds.: W. Kalender, E.G. Hahn, A.M. Schulte). *Biomedizinische Technik Band 50, Supplementary Vol. 1*, 662-663 (2005)
- [11] Taranenko, V., Zankl, M.: Estimation of neutron dose conversion coefficients for voxel phantoms with MCNPX. In: Proceedings of the 14<sup>th</sup> International Conference of Medical Physics, Nürnberg, 14.-17.09.2005 (Eds.: W. Kalender, E.G. Hahn, A.M. Schulte). *Biomedizinische Technik Band 50, Supplementary Vol. 1*, 265-266 (2005)
- [12] Taranenko, V., Zankl, M.: Photon and electron transport simulation in voxel geometry with PENELOPE. In: Proceedings of the 14<sup>th</sup> International Conference of Medical Physics, Nürnberg, 14.-17.09.2005 (Eds.: W. Kalender, E.G. Hahn, A.M. Schulte). *Biomedizinische Technik Band 50, Supplementary Vol. 1*, 271-272 (2005)
- [13] Taranenko, V., Zankl, M., Schlattl, H.: Voxel phantom setup in MCNPX. In: Proceedings of The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded in a Dynamic Computing World, Chattanooga, TN, 17.-21.04.2005 (Ed.: American Nuclear Society, La Grange Park, USA); Proceedings published on CD (2005)

- [14] Wolf, I., Zankl, M., Scheidhauer, K., Vabuliene, E., Regulla, D., Schilling, C. von, Schwaiger, M.: Determination of individual S-values for  $^{131}\text{I}$  using segmented CT data and the EGS4 Monte Carlo code. *Cancer Biotherapy and Radiopharmaceuticals* 20(1), 98-102 (2005)
- [15] Zankl, M., Becker, J., Fill, U., Petoussi-Henß, N., Eckerman, K.F.: GSF male and female adult voxel models representing ICRP Reference Man – the present status. In: *Proceedings of The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded in a Dynamic Computing World*, Chattanooga, TN, 17.-21.04.2005 (Ed.: American Nuclear Society, La Grange Park, USA); Proceedings published on CD (2005)
- [16] Zankl, M., Becker, J., Petoussi-Henss, N., Eckerman, K.F.: Voxel models of ICRP Reference Man. In: *Proceedings of the 14<sup>th</sup> International Conference of Medical Physics* (Eds.: W. Kalender, E.G. Hahn, A.M. Schulte). *Biomedizinische Technik Band 50, Supplementary Vol. 1*, 407-408 (2005)