



RADIO 085

**RAZÕES ENTRE AS DOSES EFETIVAS PARA OS FANTOMAS  
TOMOGRÁFICOS MAX E FAX**  
**R. Kramer<sup>1</sup>, H. J. Khoury<sup>2</sup>, F. R. A. Lima<sup>3</sup>**

Copyright 2005, ABENDE

Trabalho apresentado no RADIO 2005, Rio de Janeiro, 2005.

As informações e opiniões contidas neste trabalho são de exclusiva responsabilidade dos autores.

### SINOPSE

Nas últimas duas décadas, os coeficientes para a dose equivalente em órgãos e tecidos, bem como para a dose efetiva, recomendados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, International Commission on Radiological Protection) foram determinados utilizando modelos de exposição baseados nos fantasmas estilizados do tipo MIRD, que representam o corpo humano com seus órgãos e tecidos radiosensíveis de acordo com o Homem de Referência da ICRP 23, códigos Monte Carlo que simulam de forma bastante simplificada a física da radiação, composições de tecido de diferentes fontes, e às vezes aplicadas de forma não realística, e pela lista de órgãos e tecidos em risco com seus correspondentes fatores de peso, publicados na ICRP 60. Neste meio tempo, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas da Radiação (ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements) publicou dados de referência para composições dos tecidos humanos na ICRU 44, e a ICRP lançou novos dados anatômicos e fisiológicos de referência no relatório de nº 89. Além disso um rascunho de um relatório com recomendações a ser lançado em 2005 (<http://icrp.org/>) adianta significantes mudanças na lista dos órgãos e tecidos radiosensíveis bem como seus correspondentes fatores de peso. Como uma consequência prática, todos os componentes dos tradicionais modelos estilizados de exposição devem ser substituídos: os códigos Monte Carlo, os fantasmas humanos, as composições de tecido e a seleção dos órgãos e tecidos em risco com seus respectivos fatores de peso para determinar a dose efetiva. Este artigo apresenta os resultados de compreensíveis investigações sobre as consequências dosimétricas decorrentes da substituição dos modelos estilizados de exposição. Os cálculos foram realizados com os códigos Monte Carlo EGS4 e MCNP4C para exposições externas e internas a fótons e elétrons com os fantasmas estilizados ADAM e EVA, bem como com os fantasmas tomográficos MAX e FAX, para diferentes composições e distribuições de tecido. São apresentadas as razões entre doses efetivas para os modelos de exposição baseados em fantasmas de voxels e as doses efetivas para os modelos estilizados para exposições externas e internas a fótons e elétrons. Estes dados indicam que, para as condições de exposição consideradas nesta investigação, a troca de modelos tradicionais por modelos de voxels podem afetar da dose efetiva em percentuais que variam de -50% a 60%.

---

<sup>1</sup> Doutor, Professor, Departamento de Energia Nuclear, DEN/UFPE, Recife, PE, Brasil.

<sup>2</sup> Doutor, Professor, Departamento de Energia Nuclear, DEN/UFPE, Recife, PE, Brasil.

<sup>3</sup> Doutor, Pesquisador, Centro Regional de Ciências Nucleares, CRCN/CNEN, Recife, PE, Brasil.

## 1. INTRODUÇÃO

Os coeficientes de conversão (CCs) entre dose efetiva e quantidades físicas que caracterizem a fonte ou o campo radioativo foram publicados pela ICRP para exposições internas e externas com o objetivo de facilitar a interpretação de dados medidos rotineiramente em proteção radiológica em termos da principal quantidade de proteção – a dose efetiva.

A dose efetiva é definida como “a soma ponderada das doses equivalentes em todos os órgãos e tecidos radiosensíveis do corpo. Ela é dada pela expressão

$$E = \sum_T w_T H_T ,$$

onde  $H_T$  é a dose equivalente no tecido ou órgão  $T$  e  $w_T$  é o fator de peso do tecido  $T$  [1].

De acordo com a Tabela 1, a ICRP recomenda fatores de peso para 13 tecidos e órgãos selecionados e um único fator de peso para um grupo de 10 tecidos e órgãos chamado “resto”.  $H_T$  é a dose equivalente média sobre o volume do tecido  $T$  e reflete a suposição de uma relação dose-risco linear.

Tabela 1: Fatores de peso do tecido segundo a ICRP 60 [1].

TECIDO/ÓRGÃO	$w_T$
Testículos, Ovários	0,20
MOV*, Cólon, Pulmões, Estômago	0,12
Bexiga, Seios, Fígado, Esôfago, Tireóide	0,05
Pele, Superfície do Osso	0,01
Resto**	0,05

\*MOV: Medula Óssea Vermelha;

\*\*Resto: Glândulas Adrenais, Cérebro, traquéia, Intestino Delgado, Músculos, Pâncreas, Rins, Baço, Timo e Útero.

Os CCs da dose efetiva foram calculados aplicando-se métodos Monte Carlo de transporte da radiação para representações do corpo humano, os chamados fantasmas (neologismo de *phantoms*) matemáticos ou estilizados. O tamanho e a forma do corpo destes fantasmas e seus órgãos são descritos por expressões matemáticas que representam combinações e interseções de planos, cilindros circulares e elípticos, esferas, cones, toros, etc.

Fisher e Snyder [2, 3] introduziram este tipo de fantoma para um adulto masculino que também continha ovários e útero. Durante a compilação do relatório do Grupo de Tarefa do Homem de Referência, publicação número 23 da ICRP [4], o fantoma foi aperfeiçoado por Snyder e colaboradores [5, 6]. A partir de então é referenciado como “fantoma MIRD5” (MIRD5, Medical Internal Radiation Dose Committee, folheto número 5). O MIRD5 foi a base de várias derivações que representavam recém-nascidos e crianças de diversas faixas etárias [7], fantasmas com gêneros específicos, os chamados ADAM e EVA [8], e uma adulta grávida [9]. A altura, a massa total e as massas dos órgãos dos fantasmas MIRD estão em concordância com os dados do Homem de Referência de 1975 [4].

Os fantasmas ADAM e EVA têm sido usados principalmente em cálculos dos CCs para exposições externas a fótons e elétrons recomendados pela ICRP em sua publicação n° 74 [10]. Os CCs para exposições internas a fótons e elétrons têm sido calculados com um fantoma hermafrodita do tipo MIRD5 e publicados em relatórios pela ICRP [11, 12] ou em folhetos MIRD5 [13].

Este artigo apresenta razões entre os CCs de doses efetivas calculados com os fantasmas de voxels MAX e FAX e os fantasmas matemáticos ADAM e EVA, para mostrar as consequências dosimétricas da troca de modelos de exposição matemáticos por modelos tomográficos.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

### 2.1. OS FANTOMAS MAX E FAX

O MAX e a FAX foram desenvolvidos com base em imagens CT de pacientes [14, 15]. Após a segmentação, os volumes dos órgãos e tecidos radiosensíveis foram ajustados para se adequarem aos valores de referência definidos na ICRP 89 [16]. Os fantasmas têm estrutura esquelética heterogênea com composições específicas de voxels do tecido esquelético baseadas nas massas, nas distribuições percentuais e nos fatores celulares da ICRP 70 [17]. Isto foi alcançado utilizando-se o chamado Método dos Números CT [18], na adaptação de Kramer e colaboradores [14], que leva em conta os números CT (valores dos tons cinzas) contidos nos pixels dos ossos das imagens CT. Assim foi possível melhorar o cálculo da dose equivalente para a medula óssea vermelha (MOV). Já o cálculo da dose equivalente na pele foi feito por separação dosimétrica e não por segmentação geométrica. Este tecido foi tomado como uma camada superficial de 1,5 mm no MAX e 1,2 mm na FAX, nos voxels periféricos destes fantasmas, cuja aresta dos voxels mede 3,6 mm. Descrições detalhadas de ambos os fantasmas de voxels são encontradas em Kramer e colaboradores [14, 15]. As Figuras 1 e 2 mostram vistas frontais e laterais do MAX e da FAX, respectivamente.

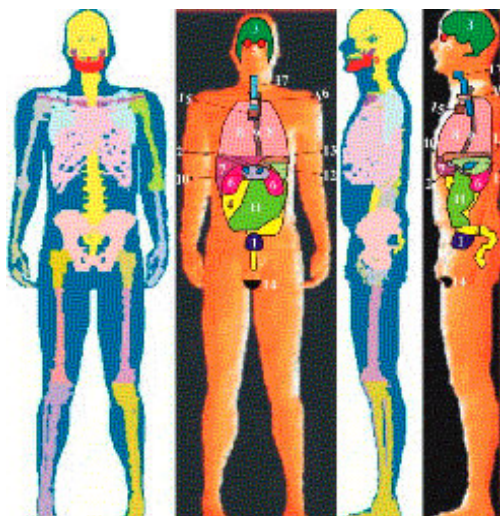


Figura 1: O fantoma MAX.



Figura 2: O fantoma FAX.

### 2.2. OS FANTOMAS ADAM E EVA

Os fantasmas ADAM e EVA foram obtidos de Kramer e colaboradores [8]. As massas dos seus órgãos e tecidos correspondem às especificações da ICRP 23 [4]. A espessura da pele destes fantasmas é de 2 mm. A Figura 3 mostra vistas frontais destes fantasmas matemáticos.

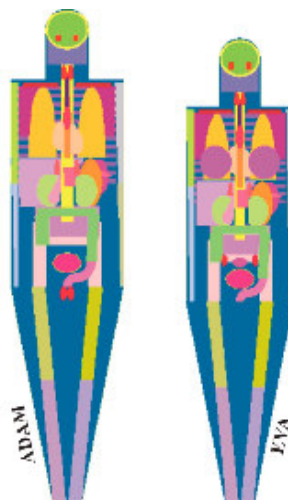


Figura 3: Os fantasmas ADAM e EVA.

### 2.3. O CÓDIGO MONTE CARLO EGS4

O código Monte Carlo EGS4 [19] simula o transporte acoplado de elétrons e fótons através de meios arbitrários. A versão padrão do EGS4 aplica um método Monte Carlo análogo e foi esta a versão utilizada neste trabalho. Também foi levado em conta o espalhamento Rayleigh e o transporte de elétrons secundários, exceto para os fantasmas do tipo MIRD5, quando foram feitas comparações com dados já publicados pela ICRP.

O MCNP4C [20] é um código de propósitos gerais que simula transporte de nêutrons, fótons e elétrons. Qualquer configuração geométrica tridimensional arbitrária pode ser definida usando superfícies de primeiro e segundo grau e toros elipsoidais de quarto grau. A opção de *estruturas repetidas* permite modelar geometrias segmentadas com grande flexibilidade. Para produção de fótons, o MCNP4C leva em conta o espalhamento incoerente e coerente, a emissão fluorescente e a produção de pares. Para transporte de elétrons é usado um modelo de redução contínua de velocidade que inclui pósitrons, raios-X e bremsstrahlung.

### 2.4. MODELOS DE EXPOSIÇÃO

Para qualquer condição de exposição dada, o CC da dose efetiva é fundamentalmente uma função da anatomia do fantoma, da composição de tecido e do código Monte Carlo. Para estudar os efeitos dosimétricos destas três componentes em separado, foram estudados em quatro artigos separados [21, 22, 23, 24] os seguintes modelos de exposição:

- a) Os códigos Monte Carlo EGS4 e MCNP-4C conectados aos fantasmas ADAM e EVA com a composição de tecido original [8].
- b) O código Monte Carlo EGS4 conectado aos fantasmas ADAM e EVA com composições de tecido baseadas na ICRU 44 [25].
- c) Os códigos Monte Carlo EGS4 e MCNP4C conectados aos fantasmas MAX e FAX com composições de tecido baseadas na ICRU 44 e na distribuição de tecido esquelético da ICRP 70 [17].

### 3. RESULTADOS

#### 3.1. EXPOSIÇÕES EXTERNAS

O CCS entre dose efetiva e kerma no ar ou unidade fr fluência para exposições externas foram calculados com feixes largos e paralelos atingindo todo o corpo, em incidências anterior-posterior (AP) e posterior-anterior (PA), bem como feixes paralelos girando 360° em torno do eixo vertical dos fantasmas (ROT). A dose efetiva foi determinada como recomendado pela ICRP [10], isto é, com base na relação sugerida por Kramer e Drexler [26]. A dose equivalente no grupo de órgãos restantes foi calculada como a média aritmética das contribuições individuais destes órgãos. Se o coeficiente de variância (CV) de um órgão ou tecido mencionado na Tabela 1 foi maior do 30%, então sua dose equivalente não foi usada nos cálculos.

##### 3.1.1. FÓTONS

A Figura 4 mostra razões entre as doses efetivas para os fantasmas MAX-FAX e ADAM-EVA (ADEV), para radiação externa de fótons em função da energia incidente variando de 10 keV a 10 MeV, em incidências AP, PA e ROT, utilizando os códigos Monte Carlo EGS4 e MCNP4C. Pode-se observar uma diminuição da dose efetiva, que para energias acima de 30 keV, não excede 12% nas incidências AP e ROT, e 25% na PA. A intensa blindagem exercida pelo esqueleto e por grossas camadas de gordura e músculo sobre os órgãos internos reais dos fantasmas MAX-FAX é uma das razões desta redução na dose efetiva [21].

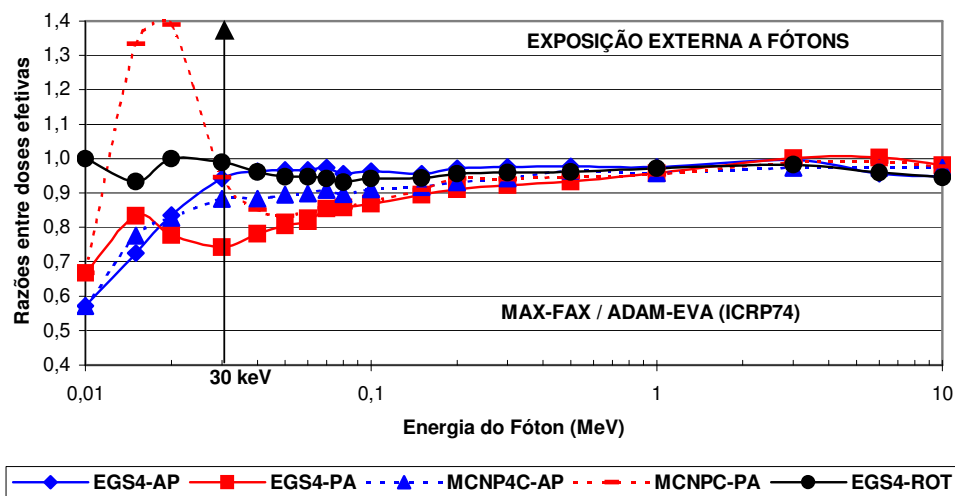


Figura 4: Razão entre as doses efetivas para fantasmas MAX-FAX e ADEV, para radiação externa de fótons, em função da energia incidente no intervalo de 10 keV a 10 MeV, em incidências AP, PA e ROT.

Abaixo de 30 keV, de acordo com a Figura 4, podem ocorrer decréscimos de cerca de 43% na dose efetiva e também acréscimos de até 40%. Porém as flutuações estatísticas e os efeitos dos erros de arredondamento, especialmente para órgãos pequenos como testículos e ovários, prejudicam a precisão dos dados e, portanto, eles devem ser analisados com cautela neste intervalo de energia [21]. Por outro lado, deve-se frisar que abaixo de 30 keV os valores dos CCS para a dose efetiva por kerma no ar usualmente giram em torno de apenas 0,1 Sv/Gy. Além disso, nas situações práticas da proteção radiológica, as incidências rotacionais ou semi-rotacionais são mais prováveis do que as AP ou PA, e

as distribuições de energia dos campos de radiação são predominantemente em intervalos acima de 30 keV. Assim, em situações práticas de exposições externas a fótons, a redução da dose efetiva devida à introdução dos modelos de voxels é de cerca de 10%.

### 3.1.2. ELÉTRONS

A Figura 5 mostra razões entre as doses efetivas para os fantasmas MAX-FAX e ADEV, para radiação externa de elétrons em função da energia incidente variando de 100 keV a 10 MeV, em incidências AP, PA e ROT, utilizando-se os códigos Monte Carlo EGS4 e MCNP4C [22].

Para as incidências AP e ROT, a Figura 5 mostra que a introdução de uma anatomia humana real leva a um aumento da dose efetiva por até 30% para energias do elétron abaixo de 1,6 MeV. As doses equivalentes maiores nos órgãos superficiais como testículos, tireóide, seios e especialmente a pele mais fina dos fantasmas MAX-FAX são os principais responsáveis por este aumento. Para altas energias, as doses equivalentes para muitos órgãos internos dos fantasmas ADEV são maiores, porque, nos fantasmas MAX-FAX, estes órgãos são mais blindados pelo esqueleto ou por grossas camadas de gordura ou músculos humanos reais. Assim, dose efetiva decresce de até 30%. Para incidência PA, a curva tem o mesmo formato, mas o crescimento é menor (~17%) e limitado para energias até 500 keV. Isto porque, agora, os seios, os testículos e a tireóide não contribuem significativamente para a dose efetiva. Ao mesmo tempo, o decrescimento para altas energias é maior (~50%) porque cresce a blindagem da pélvis e da espinha.

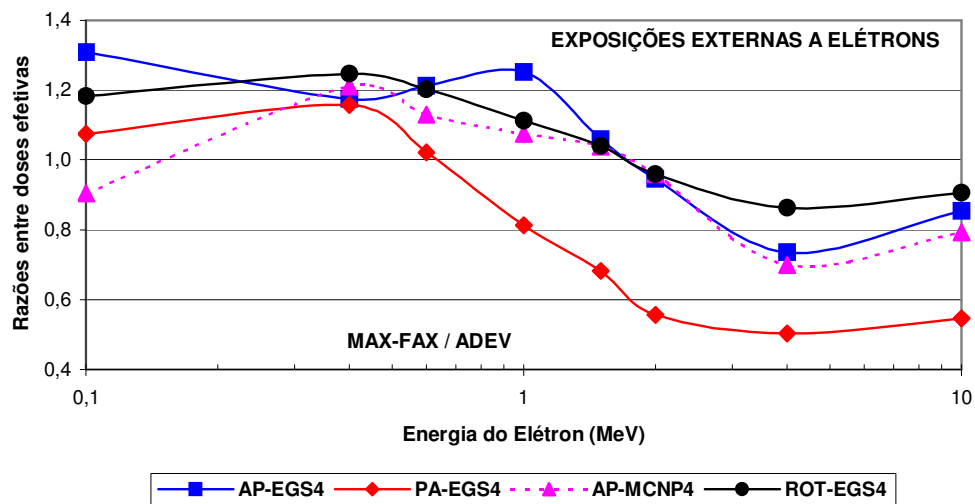


Figura 5: Razão entre as doses efetivas para fantasmas MAX-FAX e ADEV, para radiação externa de elétrons, em função da energia incidente no intervalo de 100 keV a 10 MeV, em incidências AP, PA e ROT.

### 3.2. EXPOSIÇÕES INTERNAS

As razões entre doses efetivas apresentadas na seqüência foram calculadas para fótons e também para emissores beta homogeneamente distribuídos em vários órgãos. Neste caso a dose efetiva foi determinada em acordo com a ICRP 68 [11], ou seja, calcular a dose equivalente nos órgãos restantes como a média ponderada das doses equivalentes com base nas massas dos órgãos e tecidos contribuintes. Também foi levada em conta a nota de rodapé 3 da Tabela 2 da ICRP 60 [1], que diz o seguinte: Se a dose equivalente de um dos órgãos ou tecidos do grupo Resto for maior do que a

máxima dose equivalente dos órgãos ou tecidos principais, então a metade do fator de peso para o Resto deve ser aplicada à dose equivalente deste órgão ou tecido dominante, enquanto a outra metade deve ser usada para a média aritmética da dose equivalente nos demais órgão ou tecidos do grupo. Neste estudo se o coeficiente de variância de um órgão ou tecido mencionado na Tabela 1 superou os 30%, então sua dose equivalente foi desconsiderada.

### 3.2.1. FÓTONS

A Figura 6 mostra razões entre as doses efetivas para os fantasmas MAX-FAX e ADEV, para emissores internos de fótons homogeneamente distribuídos no fígado, nos pulmões, esqueleto e na tireóide, em função da energia, variando de 10 keV a 4 MeV, utilizando o código Monte Carlo EGS4 [23].

Em contraste com os resultados mostrados na Figura 4 para exposições externas, a introdução de anatomias humanas reais nas exposições internas a fótons leva a um aumento da dose efetiva de até 60% para os órgãos-fontes aqui considerados. A principal razão são as pequenas distâncias entre órgãos em um corpo humano real comparadas às distâncias inter-órgãos nos fantasmas do tipo MIRD5.

Estas observações também foram feitas por outros pesquisadores. Jones [27], por exemplo, comparou as SAFs calculadas com o fantoma de voxels NORMAN [28] com os correspondentes dados para os fantasmas MIRD5 [29]. Os resultados mostraram, às vezes, diferenças significantes entre as SAFs dos dois modelos de exposição. Os cálculos de Jones demonstraram que uma mudança da composição de tecido afeta levemente os resultados, e ele concluiu que a principal causa das grandes discrepâncias entre os valores das SAFs estava nas diferenças entre as distâncias inter-órgãos dos modelos. Não havia diferenças nas massas dos órgãos e tecidos já que ambos os modelos concordavam com as massas de referência da ICRP 23 [4].

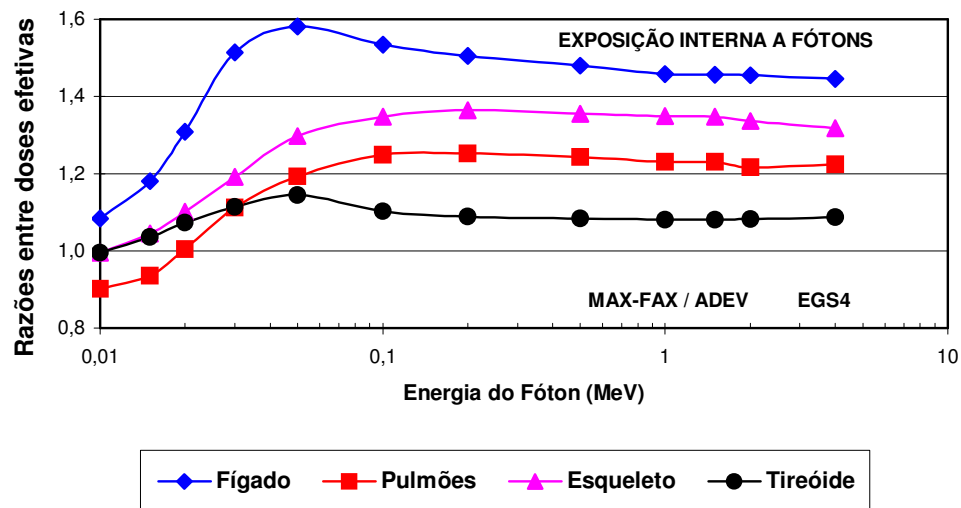


Figura 6: Razão entre as doses efetivas para fantasmas MAX-FAX e ADEV, para emissores internos de fótons homogeneamente distribuídos no fígado, nos pulmões, no esqueleto e na tireóide, em função da energia no intervalo de 10 keV a 4 MeV, utilizando o código de Monte Carlo EGS4.

### 3.2.2. ELÉTRONS

A Figura 7 mostra as razões entre as doses efetivas para os fantasmas MAX-FAX e ADEV, para emissores internos beta homogeneamente distribuídos nos rins, no esqueleto e no baço, em função da energia entre 100 keV e 4 MeV, para os códigos Monte Carlo EGS4 [24].

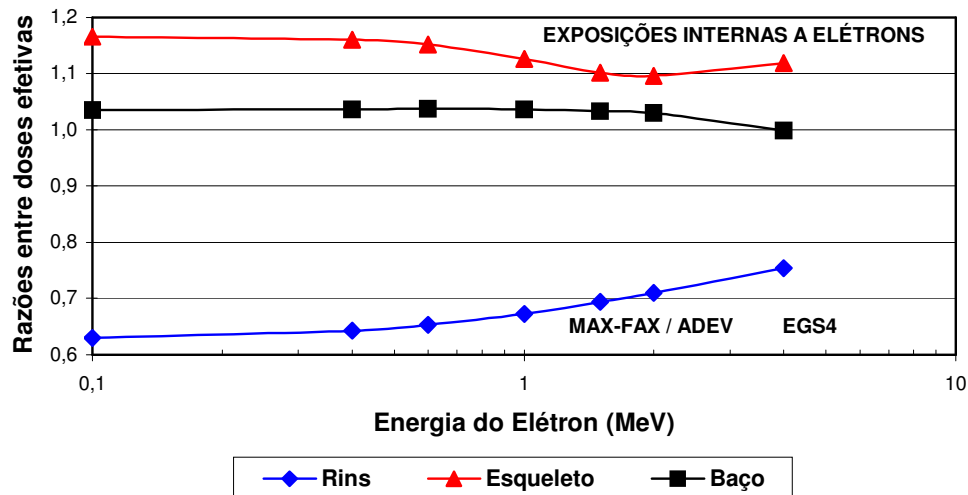


Figura 7: Razão entre as doses efetivas para fantasmas MAX-FAX e ADEV, para emissores internos beta homogeneamente distribuídos nos rins, no esqueleto e no baço, em função da energia no intervalo de 100 keV a 4 MeV, utilizando o código de Monte Carlo EGS4.

A introdução de uma anatomia humana real geralmente leva a aumento da dose efetiva, uma observação também feita na Figura 6 para emissores internos de fótons. As razões são as distâncias mais curtas entre os órgãos em um corpo humano real comparadas com as de fantasmas do tipo MIRD5. A Figura 7 mostra um crescimento de até 17% para a dose efetiva com o esqueleto como fonte, e até 3,5% com o baço. Porém, os crescimentos da dose efetiva no caso dos emissores internos de elétrons geralmente são menores porque o alcance do elétron é menor do que o do fóton para uma dada energia. O decréscimo da dose efetiva quando a fonte é os rins (Figura 7) se deve à presença dos voxels de urina nos rins dos fantasmas MAX-FAX. Uma parte da energia emitida dos radionuclídeos no córtex dos rins dos fantasmas MAX-FAX é absorvida pelos voxels de urina. Assim, esta energia não contribui para a dose equivalente nos rins. Como o “córtex dos rins” dos fantasmas de voxels tem quase a mesma massa dos rins dos fantasmas ADEV, as doses efetivas por atividade acumulada para os fantasmas MAX-FAX tornam-se menores como se vê na Figura 7.

## 4. CONCLUSÕES

As seções anteriores apresentaram razões entre doses efetivas entre os modelos de exposição MAX-FAX e ADAM-EVA para exposição interna e externa a fótons e a elétrons, em função da energia da radiação e das condições do campo. Os dados ilustram as consequências dosimétricas para a dose efetiva quando os modelos estilizados de exposição do tipo MIRD5 são trocados por modelos de exposição de voxels. Como complemento, as Figuras 8 e 9 mostram um sumário para as razões de dose efetiva para as condições de exposição estudadas nesta investigação em função da energia da partícula. Pode-se observar que a dose efetiva sofreria mudanças que variam de +60% a -50%



quando o modelo de exposição ADAM-EVA é trocado pelo MAX-FAX. Este intervalo não inclui as consequências adicionais da substituição de um código Monte Carlo.

De acordo com a definição revisada da dose efetiva nas recomendações a serem publicadas pela ICRP, novos órgãos e tecidos estão, atualmente, em processo de segmentação nos fantasmas MAX e FAX. Após este trabalho ambos os fantasmas serão liberados para a comunidade científica.

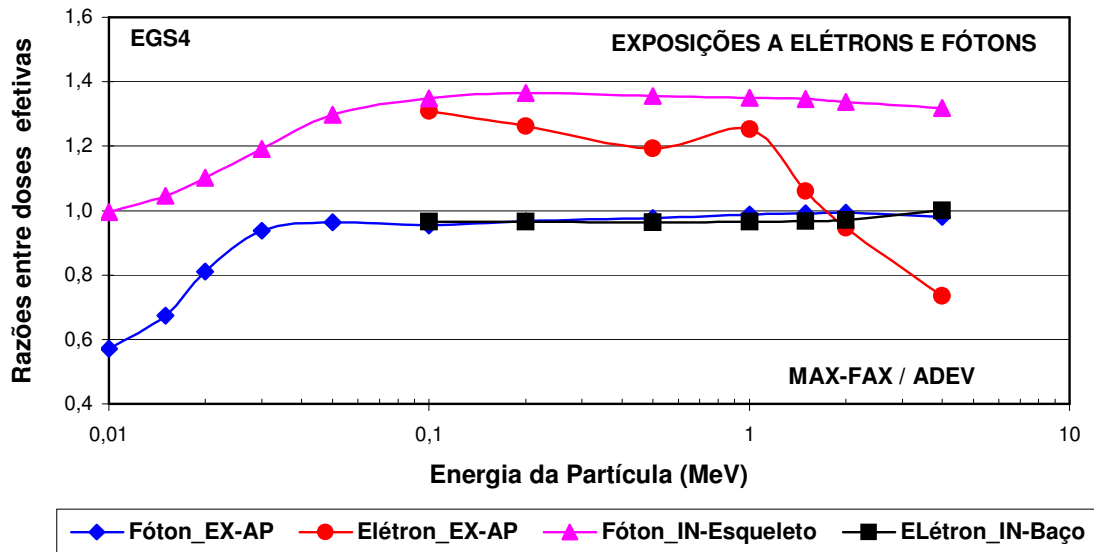


Figura 8: Razões entre doses efetivas para radiação interna e externa de fótons e elétrons.

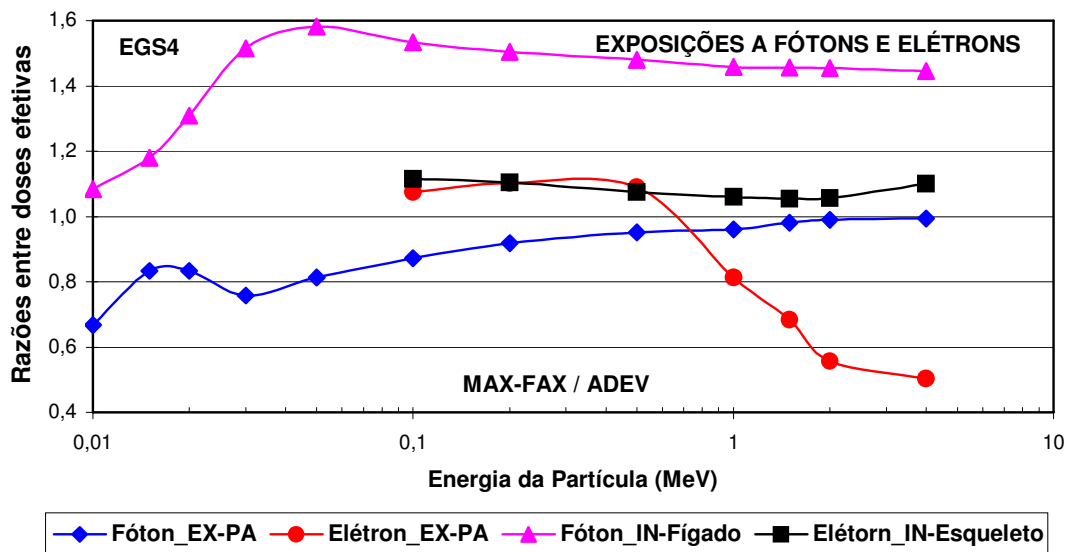


Figura 9: Razões entre doses efetivas para radiação interna e externa de fótons e elétrons.

## 5. AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq, e à Fundação de Amparo à Ciência do Estado de Pernambuco – FACEPE, pelo suporte financeiro.

## REFERÊNCIAS

- [1] ICRP 60, **1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**, ICRP Publication 60, International Commission On Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, (1991).
- [2] FISHER H. L. and SNYDER W. S., **Distribution of Dose in the Body from a Source of Gamma Rays Distributed Uniformly in an Organ**, Report no. ORNL-4168, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, (1967).
- [3] FISHER H. L. and SNYDER W. S., **Distribution of Dose in the Body from a Source of Gamma Rays Distributed Uniformly in an Organ**, In: Proceedings of the First International Congress on Radiation Protection, Pergamon Press, Oxford, pp 1473-1486, (1968).
- [4] ICRP 23, **Report of the Task Group on Reference Man**, ICRP publication 23, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, (1975).
- [5] SNYDER W. S., FORD M. R., WARNER G. G. and WATSON S. B., Revision of MIRD Pamphlet no. 5 Entitled: **Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom**. ORNL-4979, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., (1974).
- [6] SNYDER W. S., FORD M. R. and WARNER G. G., **Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom**, MIRD Pamphlet no. 5, Revised, Society of Nuclear Medicine, New York N. Y., (1978).
- [7] CRISTY M., **Mathematical Phantoms Representing Children at Various Ages for Use in Estimates of Internal Dose**, Report ORNL/NUREG/TM-367, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, (1980).
- [8] KRAMER R., ZANKL M., WILLIAMS G. and DREXLER G., **The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms**. GSF-Report S-885. Reprint July 1999. Institut für Strahlenschutz, GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg-Muenchen, (1982).
- [9] STABIN M., WATSON E., CRISTY M., RYMAN J., ECKERMAN K., DAVIS J., MARSHALL D. and GEHLEN K., **Mathematical Models and Specific Absorbed Fractions of Photon Energy in the Nonpregnant Adult Female and at The End of Each Trimester of Pregnancy**. Report no. ORNL/TM-12907, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, (1995).

- [10] ICRP 74, **Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation**, ICRP Publication 74. International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, (1996).
- [11] ICRP 68, **Dose Coefficients for Intakes of Radionuclides by Workers**, ICRP Publication No. 68, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, (1995).
- [12] ICRP 72, **Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 5 Compilation of Ingestion and Inhalation Coefficients**, ICRP Publication No. 72, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, (1996).
- [13] SNYDER W. S., FORD M. R., WARNER G. G., WATSON S. B., **Absorbed Dose per Unit Cumulated Activity for Selected Radionuclides and Organs**, MIRD pamphlet No.11, The Society of Nuclear Medicine (1975).
- [14] KRAMER R, VIEIRA J W, KHOURY H J, LIMA F R A and FUELLE D, **All About MAX: A Male Adult VoXel Phantom for Monte Carlo Calculations in Radiation Protection Dosimetry**, *Phys. Med. Biol.*, **48**, No.10, 1239-1262, (2003).
- [15] KRAMER R., VIEIRA J. W., KHOURY H. J., LIMA F. R. A., LOUREIRO E. C. M., LIMA V. J. M. and HOFF G., **All about FAX: a Female Adult voXel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection Dosimetry**, *Phys. Med. Biol.* **49**, 5203-5216, (2004).
- [16] ICRP 89, **Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values**. ICRP Publication 89, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, (2003).
- [17] ICRP 70, **Basic Anatomical and Physiological Data for use in Radiological Protection: The Skeleton**. ICRP Publication 70. International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, (1995).
- [18] ZANKL M and WITTMANN A, **The Adult Male Voxel Model “Golem” Segmented from Whole-Body CT Patient Data**. *Radiat Environ Biophys.* **40**: 153-162, (2001).
- [19] NELSON W R, HIRAYAMA H and ROGERS D W O, **The EGS4 Code System**. SLAC-265 Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, Stanford, California, (1985).
- [20] BRIESMEISTER J. F. *et al*, **MCNP: A General Monte Carlo N-Particle Transport Code**, Version 4C. Edited by J F Briesmeister, Report No. LA-13709-M, Los Alamos Scientific Laboratory, Los Alamos, NM, (2000).
- [21] KRAMER R., KHOURY H. J., VIEIRA J. W., YORIYAZ H. and LIMA F. R. A., **Effective Dose Ratios for Tomographic and Stylized Models from External Exposure to Photons**. Paper presented at the Monte Carlo Topical Meeting, Chattanooga, TN, USA, April 17-21, (2005).
- [22] LIMA F. R. A., KRAMER R., KHOURY H. J., VIEIRA J. W., **Effective Dose Ratios for Tomographic and Stylized Models from Internal Exposure to Photons**. Paper presented at the Monte Carlo Topical Meeting, Chattanooga, TN, USA, April 17-21, (2005).
- [23] KRAMER R., KHOURY H. J., VIEIRA J. W., YORIYAZ H. and LIMA F. R. A., **Effective Dose Ratios for Tomographic and Stylized Models from External Exposure to Electrons**. Paper presented at the Monte Carlo Topical Meeting, Chattanooga, TN, USA, April 17-21, (2005).

- [24] KRAMER R., KHOURY H. J., VIEIRA J. W., YORIYAZ H. and LIMA F. R. A., **Effective Dose Ratios for Tomographic and Stylized Models from Internal Exposure to Electrons**. Paper presented at the Monte Carlo Topical Meeting, Chattanooga, TN, USA, April 17-21, (2005).
- [25] ICRU 44, **Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement**. ICRU Report 44. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, (1989).
- [26] KRAMER R. and DREXLER G., **On the Calculation of the Effective Dose Equivalent**, *Rad. Prot. Dos.*, **3**, 13-24, (1982).
- [27] JONES D. G., **A realistic Anthropomorphic Phantom for Calculating Specific Absorbed Fractions of Energy from Internal Gamma Emitters**, *Rad. Prot. Dos.*, **79**, Nos.1-4, pp. 411-414, (1998).
- [28] DIMBYLOW P. J., **The Development of Realistic Voxel Phantoms For Electromagnetic Field Dosimetry**, In: Proceedings of an International Workshop on Voxel Phantom Development held at the National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 6-7 July, (1995).
- [29] CRISTY M and ECKERMAN K F, **Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages from Internal Photon Sources**. Report ORNL/TM-8381/ V1-7, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, (1987).