




# Simulação Monte Carlo em radiografia de tórax: estudos de dose e qualidade da imagem

## Monte Carlo Simulation in chest radiography: dose and image quality studies

Hitalo R. Mendes<sup>1</sup> , Julio C. Silva<sup>1</sup> , Alessandra Tomal<sup>1</sup> 

<sup>1</sup> Departamento de Física Aplicada, Instituto de Física "Gleb Wataghin", Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Brasil

### Resumo

Este trabalho visou explorar a influência da idade do paciente em grandezas dosimétricas e qualidade da imagem em radiografia de tórax através de simulação Monte Carlo. A geometria de simulação consiste de uma fonte pontual de fótons, feixes polienergéticos com e sem filtração adicional de alumínio e cobre, câmara de ionização, objetos simuladores homogêneos de acrílico com espessura variando de 5 a 20 cm, uma mesa de alumínio e um detector ideal e de radiografia computadorizada. O fator de retroespalhamento e a razão dose-kerma foram as grandezas dosimétricas utilizadas neste trabalho. A qualidade da imagem foi quantificada por meio da razão sinal-ruído e contraste-ruído. Além disso, imagens radiográficas foram simuladas considerando somente partículas primárias e espalhadas para observar a influência de cada interação na formação da imagem. Os resultados mostraram que pacientes pediátricos apresentam uma deposição de dose maior do que pacientes adultos para as mesmas condições de exposição. Além disso, pacientes pediátricos apresentam melhor qualidade da imagem devido à menor atenuação de radiação e menor espalhamento.

**Palavras-chave:** radiologia; simulação Monte Carlo; dose; qualidade da imagem.

### Abstract

This work aims to explore the influence of the patient's age on dosimetric quantities and image quality in chest X-ray through the Monte Carlo simulation. The geometry of simulation consists of a point source of photons, polyenergetic beams with and without additional aluminum and copper filtration, ionization chamber, homogeneous acrylic phantom with thickness ranging from 5 to 20 cm, an aluminum table, and an ideal and computerized radiography detector. The backscatter factor and the dose-kerma ratio are the dosimetric quantities used in this work. Image quality was quantified by means of signal-to-noise and contrast-to-noise ratio. In addition, radiographic images were simulated considering only primary and scattered particles to observe the influence of each interaction in the formation of the image. The results showed that pediatric patients have higher dose deposition than adult patients for the same exposure conditions. In addition, pediatric patients present better image quality due to lower radiation attenuation and scattering.

**Keywords:** radiology; Monte Carlo simulation; dose; image quality.

## 1. Introdução

Desde a descoberta de raios X por Roentgen em 1896, a radiologia diagnóstica contribuiu significativamente para o progresso da medicina<sup>1</sup>. Entre os exames radiográficos, a radiografia de tórax é um dos exames mais realizados atualmente<sup>2,3</sup>. As suas principais aplicações são os diagnósticos de pneumonia, infecção de vias aéreas, câncer de pulmão e traumas<sup>4-6</sup>. A radiologia utiliza radiação ionizante para produção de imagens<sup>7</sup>. Logo, apresenta riscos, sendo o maior deles a ocorrência de carcinogênese<sup>8</sup>. Portanto, o estudo da dose depositada no paciente é indispensável.

Além disso, o estudo da qualidade da imagem é necessário para avaliar a detectabilidade de lesões e estruturas na imagem radiográfica.

Devido ao grande número de parâmetros presentes no exame radiográfico e, em alguns casos, à dificuldade, ou até impossibilidade, de obter grandezas experimentalmente, o método de simulação Monte Carlo (MC) é amplamente utilizado<sup>9</sup>. Com trabalhos publicados na área desde a década de 1960<sup>9-11</sup>, o principal objetivo do método é simular o transporte de radiação<sup>9,12</sup>. Em radiologia, essa ferramenta utiliza amostragem de números aleatórios e modelos estatísticos para simular

o transporte de fótons na matéria, considerando as diferentes interações de fótons com a matéria (efeito fotoelétrico, espalhamento Rayleigh e Compton) na faixa de energia de interesse (40 a 150 keV)<sup>7,13</sup>. Alguns códigos de simulação MC utilizados para transporte de radiação são: PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons (PENelope), GEometry ANd Tracking (GEANT4), Monte Carlo N-Particle (MNCp) e NRC's electron gamma shower (EGSnrc)<sup>9,14,15</sup>.

Em simulações, o paciente é representado por objetos simuladores que podem apresentar forma geométrica simples, como uma caixa, compostos de apenas um material (homogêneo), ou compostos de vários materiais e com forma semelhante ao corpo humano (antropomórfico)<sup>6,16</sup>. Em razão da sua simplicidade, objetos simuladores homogêneos são mais comumente utilizados em radiologia diagnóstica para estudo da atenuação e absorção de fótons em uma estrutura anatômica de interesse<sup>16</sup>.

Trabalhos que visam ao estudo dosimétrico utilizando objetos simuladores homogêneos empregando simulação MC, em sua maioria, são focados em determinar a dose média absorvida<sup>17</sup> e a dose de entrada na pele<sup>18,19</sup>, utilizando diferentes combinações de potencial do tubo e filtração adicional, objetos simuladores de diferentes composições, tamanhos de campo e distância fonte-detector. Tais grandezas são dificilmente obtidas experimentalmente, normalmente são empregados fatores de conversão, obtidos por simulação MC, que relacionam o kerma no ar (grandeza facilmente obtida experimentalmente) com as outras grandezas dosimétricas. Razão dose-kerma e fator de retroespalhamento são normalmente utilizados como grandezas de conversão para dose média absorvida e dose de entrada na pele<sup>17,18,20,21</sup>.

Estudos de qualidade da imagem utilizando simulação MC usualmente têm como o objetivo a quantificação da qualidade da imagem por meio da razão sinal-ruído e da razão contraste-ruído<sup>22,23</sup>. Estudos prévios investigaram a influência de diferentes feixes, espessuras de objeto simulador e detectores nas grandezas que quantificam a qualidade da imagem. Além disso, existem trabalhos que visam simular a produção da imagem radiográfica, podendo variar os materiais de detecção, tamanho de pixel e modo de detecção<sup>15</sup>.

Existem poucos trabalhos na literatura que estudam implicações da idade do paciente em dose e qualidade da imagem. Dessa forma, o impacto da idade do paciente nessas grandezas foi estudado neste trabalho utilizando a ferramenta de simulação MC. O estudo focou em radiografia de tórax utilizando objetos simuladores homogêneos, devido ao seu grande uso. Por serem as principais grandezas dosimétricas, a dose de entrada na pele, a dose média absorvida e seus fatores de conversão foram avaliados neste trabalho. Para uma investigação mais profunda da dose média absorvida, foi quantificada a deposição de dose em função da espessura do objeto simulador. A qualidade da imagem foi quantificada por meio das razões sinal-ruído e contraste-ruído.

Também foram estudados o espalhamento e a sua interferência na qualidade da imagem. Para isso foram simuladas imagens formadas considerando somente fótons primários e fótons espalhados.

## 2. Materiais e Métodos

Nas simulações, o código MC PENelope versão 2014<sup>14</sup> com a extensão *penEasy* versão 2015<sup>15</sup> foi utilizado. O código foi escolhido por ser de livre distribuição, permitir alterações, possuir uma estrutura clara e bem documentada e estar validado para a faixa de energia de interesse<sup>14</sup>. Ao todo, três computadores foram utilizados, com as respectivas configurações: AMD Ryzen 2700 @ 3,2 GHz (8/16) 16 GB RAM; Intel Core i7 4790 @ 3,6 GHz (4/8) 16 GB RAM; e Intel Core i5 8250U @ 1,8 GHz (4/8) 8 GB RAM. O número de histórias variou de  $10^7$  a  $10^{10}$ , e a velocidade média foi de  $10^5$  histórias/segundo para o computador de maior capacidade.

A extensão *penEasy* é organizada na forma de blocos (*tallies*), e cada um fornece uma grandeza específica. Neste trabalho foram utilizados:

- *Tally Energy Deposition* (EDP): determina a energia depositada em cada material presente na simulação em unidade de eV/história;
- *Tally Energy Deposition by Primary Particle* (EDP<sub>p</sub>): determina a energia depositada em cada material presente na simulação considerando somente fótons primários. Esse *tally* foi desenvolvido pelos autores do trabalho;
- *Tally Spatial Dose Distribution* (SDD): discrimina espacialmente a dose depositada em cada região de um objeto, sendo necessária a delimitação da região e também a quantidade de *bins*;
- *Tally Pixelated Imaging Detector* (PID): simula a produção da imagem digital considerando diferentes tipos de detectores, modos de detecção (integração de energia, contagem de partículas e espectro) e tamanhos de *pixel*. Além disso, podem ser utilizados filtros de interação, sendo possível produzir imagens considerando: todas as partículas incidentes, fótons primários, fótons que sofreram espalhamento Rayleigh e Compton, fótons secundários e fótons multiespalhados. Os filtros de interação somente podem ser utilizados com o detector ideal.

Nas simulações, os elétrons foram considerados como absorvidos localmente, uma vez que, na faixa de energia típica empregada em radiologia, o alcance dos elétrons é ordens de grandeza menor do que a dimensão dos materiais contidos na simulação<sup>24</sup>. Fótons com energias menores ou iguais a 5 keV foram considerados como localmente absorvidos. A deflexão angular média por causa de múltiplos espalhamentos elásticos de elétrons ( $C_1$ ) e à fração média de energia perdida entre *hard collisions* consecutivas ( $C_2$ ) foram iguais a 0. A energia de corte para *hard*

collisions inelásticas e emissão de *Bremsstrahlung* foram iguais a 500 eV. As informações de energia média de excitação, estrutura eletrônica e seção de choque diferencial para cada tipo de interação de cada material da simulação foram disponibilizadas pelo código PENELOPE<sup>14</sup>.

### 2.1. Geometria de Simulação

A Figura 1 mostra uma ilustração da geometria de simulação utilizada, baseada na aquisição de imagens de tórax na projeção pósterio-anterior (PA). A geometria consiste de uma fonte pontual com um campo divergente de área 30 × 30 cm<sup>2</sup> na superfície do objeto simulador, uma câmara de ionização, um objeto homogêneo composto de acrílico que simula o tórax de um paciente, uma mesa e um detector.

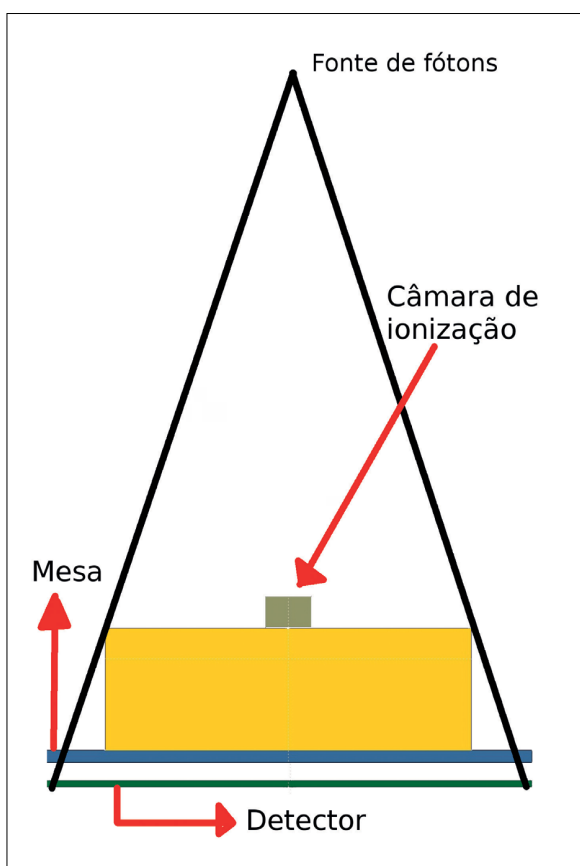


Figura 1 – Ilustração da geometria de simulação contendo uma fonte pontual de raios X, câmara de ionização, objeto simulador, mesa e detector.

Tabela 1 – Correspondência entre espessura do objeto simulador e faixa etária.

Espessura (cm)	Faixa etária
5	Neonatal
10	Recém-nascido
15	5 a 10 anos
20	10 anos a adulto

A câmara de ionização foi modelada como um volume de ar seco com dimensões 3,8 × 2,5 × 3,8 cm<sup>3</sup>, mesmas dimensões do volume sensível da câmara de ionização comercial 10X6-6, (RadCal, EUA)<sup>25</sup>. O objeto simulador homogêneo tem área de 30 × 30 cm<sup>2</sup> e espessura variando de 5 a 20 cm. A Tabela 1 mostra as faixas etárias representadas por cada espessura. As espessuras de acrílico correspondentes a cada faixa etária foram obtidas a partir do *IAEA Human Health Series* n° 24<sup>21</sup>. Para o processo de simulação de aquisição de imagens, foram incluídas estruturas para produzir contraste na imagem radiográfica. As estruturas foram: uma escada de alumínio com três degraus de área de 4 × 4 cm<sup>2</sup> e 0,5 cm de altura cada; e 3 cilindros *teflon* com diâmetros de 1, 2 e 5 cm e 1 cm de altura. A mesa é composta de alumínio e tem dimensões 40 × 40 × 1 cm<sup>3</sup>. O detector tem área de 40 × 40 cm<sup>2</sup> e 300 μm de espessura. Dois tipos de detectores foram utilizados: um característico de radiografia computadorizada (BaFBr:Eu)<sup>26</sup> e um ideal.

Foram utilizados feixes polienergéticos gerados no *software SpekCalc*<sup>27</sup>. Os espectros foram gerados considerando um alvo de tungstênio, com ângulo do ânodo de 15° e potenciais do tubo variando de 40 a 120 kV. Foi considerada uma filtração intrínseca de 2 mm de alumínio e 0,8 mm de berílio. Foram utilizados filtros adicionais de 1 e 2 mm de alumínio; 0,2 a 1 mm de cobre e combinações de alumínio e cobre.

### 2.2. Grandezas Dosimétricas

As grandezas dosimétricas foram obtidas a partir dos *tallies* EDP e EDP<sub>p</sub>. A incerteza das grandezas foi sempre menor do que 1%. Para a determinação dessas grandezas, as estruturas de contraste foram removidas, assim como a mesa e o detector. As grandezas dosimétricas utilizadas foram:

- Dose em profundidade: foi utilizado o *tally* SDD para determinar a dose depositada no objeto simulador em função da profundidade. A dose foi determinada na região central do objeto, delimitando pequenos volumes de 0,2 × 0,2 × 0,2 cm<sup>3</sup>;
- Kerma no ar (K<sub>ar</sub>): quantifica a energia transferida do fóton para o meio ao ocorrer uma interação<sup>7</sup>. É definida pela Equação 1.

$$K_{ar} = \frac{E_{ar}^p}{m_{ar}} \quad (1)$$

Em que:

E<sub>ar</sub><sup>p</sup> = a energia depositada na câmara de ionização por causa dos fótons primários, obtida a partir do *tally* EDP<sub>p</sub>;  
m<sub>ar</sub> = a massa da câmara de ionização.

- Dose de entrada na pele (DEP): dose depositada na câmara de ionização devido tanto ao feixe incidente quanto ao feixe retroespalhado pelo paciente<sup>7,28</sup>. A DEP é calculada a partir de resultados indiretos da simulação usando a Equação 2.

$$DEP = \frac{E_{ar}}{m_{ar}} \quad (2)$$

Em que:

$E_{ar}$  = a energia depositada na câmara de ionização obtida a partir do *tally* EDP<sub>p</sub>.

- Dose média absorvida ( $\bar{D}$ ): definida como a razão entre a energia média absorvida no objeto simulador ( $E_o$ ) e a sua massa ( $m_o$ ), Equação 3.

$$\bar{D} = \frac{E_o}{m_o} \quad (3)$$

- Fator de retroespalhamento (BSF): fator de conversão entre dose de entrada na pele e kerma incidente. Comumente utilizado na prática clínica para obter DEP a partir do  $K_{ar}$ <sup>18,28</sup>. O BSF é obtido a partir da Equação 4.

$$BSF = \frac{DEP}{K_{ar}} = \frac{E_{ar}}{E_{ar}^p} \quad (4)$$

- Razão dose-kerma: um fator de conversão entre a dose média absorvida e o kerma no ar, obtida a partir da razão entre eles.

### 2.3. Qualidade da Imagem

A qualidade da imagem foi determinada de maneira quantitativa por meio da razão sinal-ruído e da razão contraste-ruído.

- Razão sinal-ruído (SNR): quantifica o ruído presente na imagem, baseado na razão entre o sinal médio de uma estrutura e o seu respectivo desvio padrão<sup>7</sup>. Na simulação MC, o sinal é a energia depositada em uma região de interesse ( $E_{ROI}$ ) e o desvio padrão é a incerteza da energia ( $\Delta E_{ROI}$ ), Equação 5.

$$SNR = \frac{E_{ROI}}{\Delta E_{ROI}} \quad (5)$$

- Razão contraste-ruído (CNR): avalia a relação entre o contraste na imagem e o ruído relativo, pode ser considerada uma grandeza que otimiza a qualidade da imagem<sup>7</sup>. A CNR não é afetada pelo processamento de imagem, sendo uma grandeza relevante para descrever a visualização de estruturas na imagem digital<sup>7</sup>. A CNR foi calculada utilizando a Equação 6.

$$CNR_{FD} = \frac{E_{ROI} - E_{ROID}}{\Delta E_{ROI}} \quad (6)$$

Em que:

$E_{ROI}$  e  $E_{ROID}$  = energia depositada em regiões de interesse correspondentes ao fundo e a um degrau, respectivamente.

Para a determinação dessas grandezas, foram delimitadas regiões de interesse (ROI) no detector, correspondentes às estruturas de contraste. As ROIs foram modeladas como subdetectores, onde a energia depositada em cada um deles é determinada de maneira independente utilizando o *tally* EDP. A Figura 2 mostra o detector com as delimitações das regiões de interesse, com as ROIs de #1 a #3 representando os degraus de alumínio e as ROIs de

#4 a #6 representando a região de fundo. A SNR foi calculada somente para a ROI #5, por se localizar no centro do detector.

Todas as simulações para quantificar a SNR e a CNR foram realizadas com o detector característico de radiografia computadorizada (CR) e  $2 \times 10^9$  histórias.

Também foram realizadas simulações da imagem radiográfica visual utilizando o *tally* PID para estudar a influência de cada tipo de interação na formação da imagem radiográfica, principalmente o espalhamento. Nesse caso, foram utilizados: um potencial de tubo de 70 kV sem filtração adicional, um detector ideal com tamanho de pixel de 2 mm e diferentes filtros de interação do *tally* PID.

### 2.4. Validações

As modificações do código que envolviam o *tally* EDP<sub>p</sub> foram validadas a partir do *tally* EDP e cálculos analíticos<sup>29</sup>. O método de obtenção da razão dose-kerma foi validado utilizando o trabalho de Carlsson et al.<sup>17</sup> e de Mendes<sup>29</sup>. A metodologia de simulação do BSF foi validada utilizando o trabalho de Petoussi-Henss et al.<sup>18</sup> e Mendes<sup>29</sup>.

## 3. Resultados e Discussão

### 3.1. Grandezas Dosimétricas

A Figura 3 mostra a dose em função da profundidade normalizada pelo seu valor na superfície do objeto simulador,  $D(z)/D(0)$ . As simulações foram realizadas para as quatro espessuras de objeto simulador utilizando um feixe

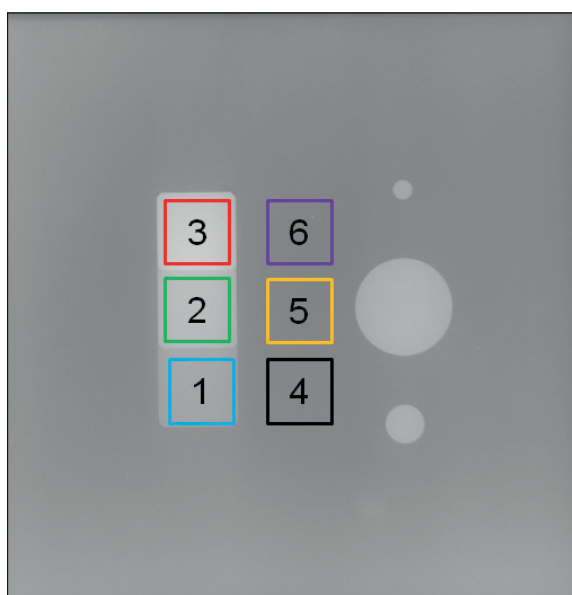


Figura 2 – Delimitação das regiões de interesse do detector, com as regiões 1, 2 e 3 representando os degraus de alumínio e as regiões 4, 5 e 6 representando o fundo.

polienergético com potencial do tubo de 70 kV sem a presença de filtração adicional. Para todas as espessuras de objeto simulador, observa-se que a dose diminui exponencialmente com a profundidade. Além disso, para uma mesma profundidade, a dose depositada no objeto de 5 cm é menor do que os outros casos. Isso é resultado do aumento da intensidade relativa da radiação espalhada com a espessura do objeto simulador.

A Figura 4 mostra a razão dose-kerma em função do potencial do tubo, calculada para as diferentes espessuras de objeto simulador. As simulações foram realizadas utilizando feixes polienergéticos com potencial de tubo variando de 40 a 120 kV sem a presença de filtração adicional. A razão dose-kerma aumenta com o potencial do tubo. Esse comportamento pode ser explicado pelas diferenças do coeficiente de absorção de energia do ar e acrílico<sup>30</sup>, que diminuem com o aumento da energia média do feixe. Além disso, observa-se que a razão dose-kerma diminui com a espessura do objeto simulador.

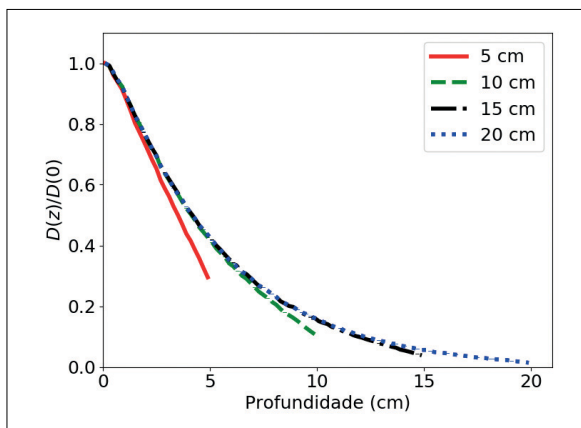


Figura 3 – Dose em função da profundidade normalizada pelo seu valor na superfície determinada para cada espessura de objeto simulador utilizando um feixe de 70 kV sem filtração adicional.

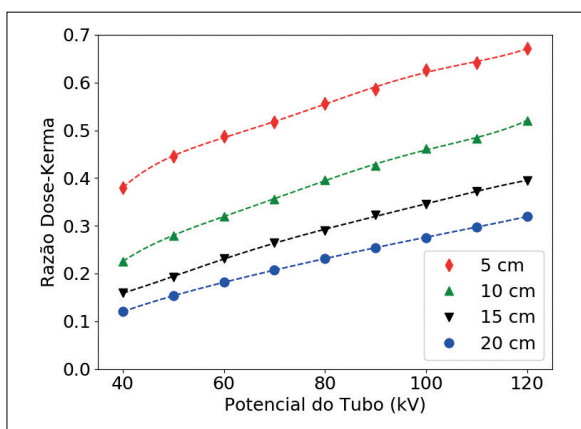


Figura 4 – Razão dose-kerma calculada para diferentes espessuras de objeto simulador utilizando feixes polienergéticos sem filtração adicional.

Isso é consequência do aumento acentuado do volume do objeto em relação ao aumento da energia média depositada, como observado na Figura 3.

A Figura 5 mostra o BSF para o objeto simulador de 10 cm de espessura em função do potencial do tubo. Os resultados foram obtidos para feixes polienergéticos com potencial de tubo variando de 40 a 120 kV e filtração adicional de alumínio e cobre. Observa-se que o BSF aumenta com o número atômico e a espessura do filtro adicional, devido ao aumento da energia média do feixe. Para os casos de filtros adicionais com espessura de cobre maior do que 0,1 mm, o BSF aumenta continuamente com o potencial do tubo. Porém, a partir dessa espessura de filtração adicional, observa-se o aparecimento de uma região de máximo. Esse comportamento é resultante do aumento da probabilidade de ocorrer retroespalhamento com a energia.

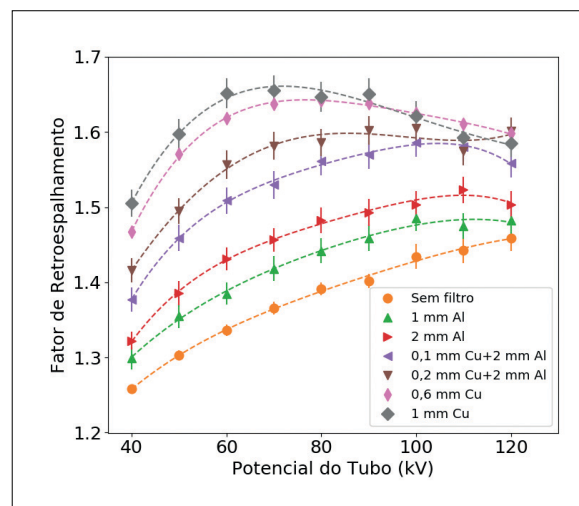


Figura 5 – Fator de retroespalhamento em função do potencial de tubo calculado para o objeto simulador de 10 cm utilizando feixes polienergéticos com filtração adicional de cobre.

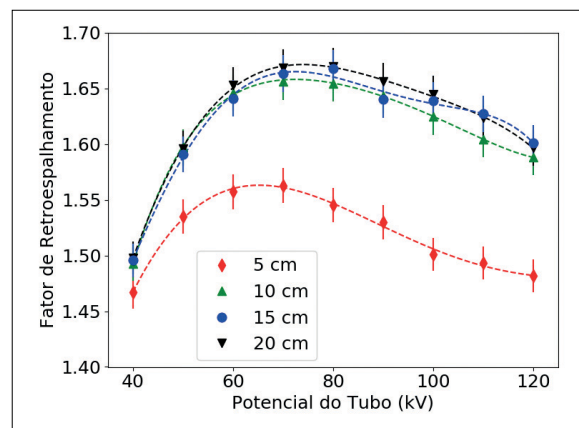


Figura 6 – Fator de retroespalhamento em função potencial do tubo calculado para as diferentes espessuras de objeto simulador utilizando feixes polienergéticos com filtração adicional de 1 mm de cobre.

No entanto, a partir de uma energia média de 60 keV há uma maior probabilidade de transmissão de fótons, resultando assim em uma redução do BSF<sup>30</sup>.

A Figura 6 mostra o BSF em função do potencial de tubo para diferentes espessuras de objeto simulador, calculado para feixes polienergéticos com filtração adicional de 1 mm de cobre, caso em que são observados os maiores valores de BSF. O BSF aumenta com a espessura do objeto simulador, devido à maior probabilidade de ocorrer espalhamentos com a espessura. Esse aumento é mais acentuado até 10 cm, enquanto a diferença entre os valores de BSF para os casos de 15 e 20 cm são da ordem de grandeza das incertezas. Mostrando, então, uma saturação no espalhamento e, além disso, que BSF calculados para espessuras de 15 cm podem ser usados com confiabilidade para objetos simuladores de 20 cm.

### 3.2. Qualidade da Imagem

A Figura 7 mostra a SNR calculada para as diferentes espessuras de objeto simulador utilizando feixes polienergéticos com potencial do tubo variando de 40 a 120 kV sem filtração adicional e um detector característico de CR. A SNR aumenta com a diminuição da espessura do objeto simulador, devido à menor atenuação da radiação. Percebe-se também que a SNR aumenta com o potencial do tubo, consequência do aumento da energia média do feixe, que resulta em um maior sinal no detector.

A Figura 8 mostra a CNR calculada para as diferentes espessuras de objeto simulador, utilizando feixes polienergéticos com potencial do tubo variando de 40 a 120 kV com filtração adicional de 1 mm de cobre e detector CR. A CNR diminui com a espessura do objeto simulador, devido ao aumento da atenuação de fótons. Além disso, é notável a presença de uma região de potencial do tubo que maximiza a CNR, com essa região sendo entre 45 e 60 kV; 45 e 70 kV; 50 e 75 kV; e 55 e 100 kV para os

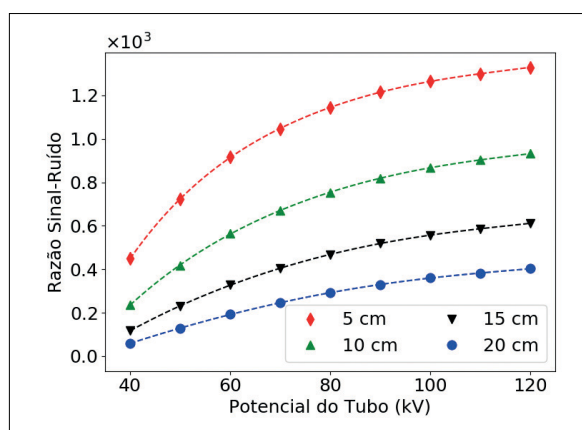


Figura 7 – Razão sinal-ruído em função do potencial de tubo para diferentes espessuras do objeto simulador, calculada para feixes polienergéticos sem filtração adicional.

objetos simuladores de 5, 10, 15 e 20 cm, respectivamente. Os intervalos foram definidos como os valores de potencial do tubo em que a CNR apresenta no mínimo 95% do valor máximo. A diminuição do contraste na imagem e ruído relativo com o potencial do tubo é a razão da presença desse intervalo de potencial de tubo que maximiza a CNR. A CNR, sendo a razão dessas duas grandezas, fornece uma otimização da qualidade da imagem, sem considerar a dose, com o espectro ótimo sendo aquele que maximiza a CNR.

A Figura 9 mostra a CNR calculada para o objeto simulador de 10 cm de espessura, utilizando feixes polienergéticos com potencial de tubo variando de 40 a 120 kV com filtração adicional de alumínio e cobre, além de combinações desses. A CNR aumenta com a espessura e o número atômico da filtração adicional, com os maiores valores ocorrendo para o caso de 1 mm de cobre, apresentando um aumento de

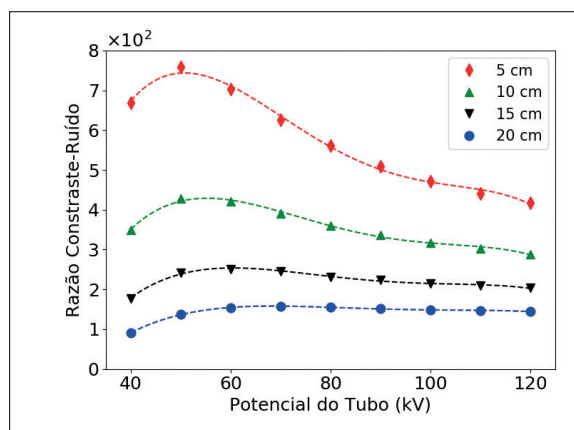


Figura 8 – Razão contraste-ruído em função do potencial do tubo para diferentes espessuras do objeto simulador, calculada para feixes polienergéticos com filtro adicional de 1 mm de cobre.

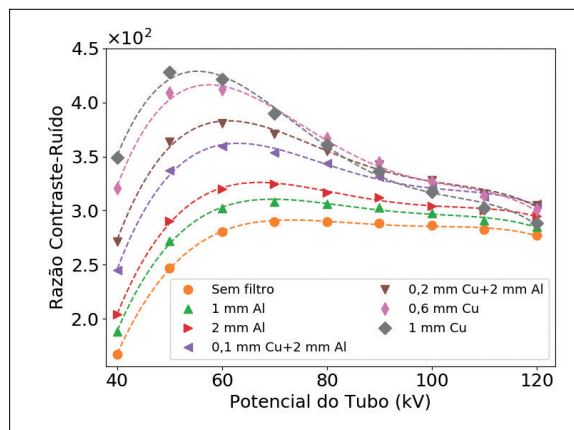


Figura 9 – Razão contraste-ruído em função do potencial do tubo para o objeto simulador de 10 cm, calculada para feixes polienergéticos com filtros adicionais de cobre e alumínio.



até 32,3 (0,5)% em relação ao caso sem filtração adicional. Além disso, a CNR apresenta diminuição do intervalo de potenciais de tubo em que o seu valor é máximo com a inclusão de filtração adicional. Com esse intervalo indo de 60 a 110 kV e de 45 a 65 kV para os casos sem filtração adicional e com filtro de 1 mm de cobre, respectivamente. Esse comportamento é explicado pelo aumento da energia média do feixe, resultando em uma diminuição do ruído relativo e contraste.

A Figura 10 mostra 4 imagens do objeto simulador de 10 cm de espessura, obtidas por meio de simulação MC utilizando o PID do *penEasy*. A simulação foi realizada utilizando um feixe polienergético com potencial de tubo de 70 kV, sem a presença de filtração adicional, 2 mm de tamanho de pixel,  $2 \times 10^{10}$  histórias e detector ideal. A Figura 10A mostra a imagem obtida a partir de todas as partículas incidentes no detector. A Figura 10B mostra a imagem obtida somente de fótons primários. As Figuras 10C e 10D mostram imagens produzidas considerando somente fótons que sofreram espalhamento Rayleigh e Compton, respectivamente. Observando as diferenças entre as imagens obtidas a partir dos filtros de interação, percebe-se que a imagem produzida somente com partículas primárias (Figura 10B) apresenta um maior contraste. Enquanto nas imagens obtidas somente usando espalhamentos Rayleigh e Compton (Figuras 10C e 10D, respectivamente), há um borramento na imagem. No caso do espalhamento Rayleigh, ainda é possível observar as estruturas de contraste com clareza, o que não é possível na Figura 10D, mostrando que o espalhamento Rayleigh ocorre preferencialmente para ângulos pequenos. A presença desses borramentos pode ser observada

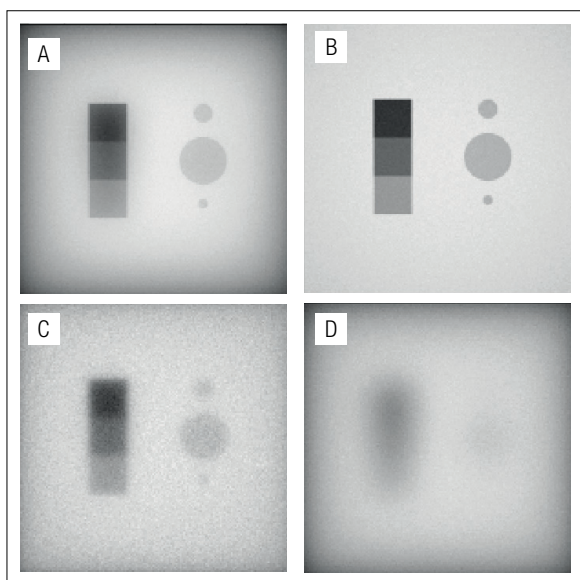


Figura 10 – Imagens radiográficas produzidas por meio de simulação Monte Carlo considerando (A) todas as partículas incidentes no detector, (B) somente partículas primárias, (C) fótons que sofreram espalhamento Rayleigh e (D) Compton.

na imagem produzida a partir de todas as partículas incidentes (Figura 10A). Desse modo, esses espalhamentos são responsáveis pela redução no contraste na imagem.

A Figura 11 mostra o *plot profile* na direção *y* na região dos degraus para os casos em que a imagem foi produzida utilizando somente fótons primários, fótons que sofreram múltiplos espalhamentos e todas as partículas incidentes. Os *plot profiles* estão normalizados pelo valor máximo de energia depositada no detector para o caso em que todas as partículas foram consideradas. Os *plot profiles* evidenciam que o sinal proveniente de partículas primárias apresenta um maior ruído relativo e um maior contraste, quando comparado com o caso em que se considera todas as partículas. Além disso, a imagem formada somente por fótons espalhados tem total perda de informação sobre os degraus de alumínio, assim como observado nas Figuras 10B e 10C. É possível então mostrar a degradação da qualidade da imagem ao introduzir o espalhamento.

A Figura 12 mostra um *plot profile* na direção *y* na região central do objeto simulador para os casos de objetos de 10 e 20 cm de espessura. A imagem foi produzida considerando todas as partículas incidentes e os resultados estão normalizados para o valor máximo em cada caso de espessura. Ao comparar as diferentes espessuras de objeto simulador nos *plot profiles* presentes na Figura 12, observa-se que o ruído relativo é menor para o caso do objeto de 10 cm de espessura, como evidenciado na Figura 7, que mostra a SNR. Isso é consequência da maior probabilidade de ocorrerem interações da radiação com o aumento da espessura, resultando em uma maior atenuação de fótons. Outro fator que pode ser observado na Figura 12 é a homogeneidade do feixe. A diferença de intensidade entre *y* igual a -5 e 0, região em que o menor degrau se encontra, é 0,7 (0,1) e 3,2 (0,3)% para os casos de 10 e 20 cm de espessura, respectivamente. Portanto, o contraste em razão somente do espalhamento e da geometria utilizada, isto é, o contraste

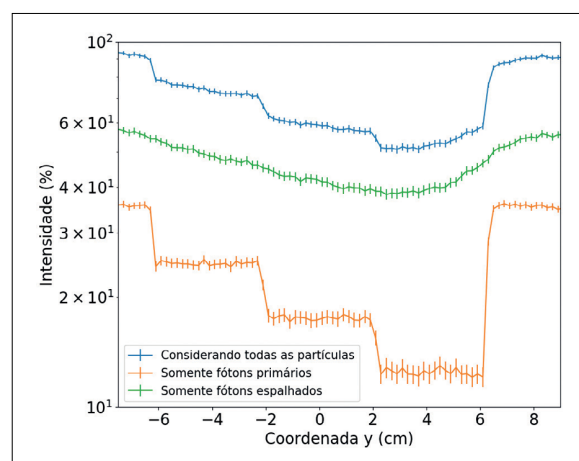


Figura 11 – *Plot profile* na direção *y* na região dos degraus nos casos em que a imagem foi produzida utilizando somente fótons primários, fótons que sofreram múltiplos espalhamentos e todas as partículas incidentes.

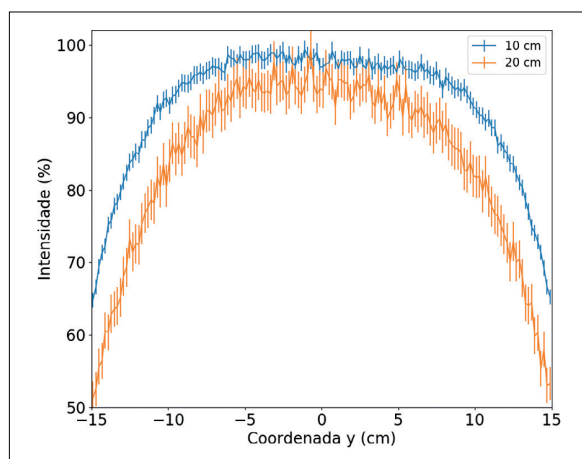
intrínseco, aumenta com a espessura do objeto simulador. Consequentemente, é impossibilitada a visualização de estruturas em que o contraste do objeto seja próximo do contraste intrínseco.

## 5. Conclusões

Através de simulação MC foi possível estudar dosimetria e qualidade da imagem em radiografia de tórax, focando no impacto da idade do paciente, representada pela espessura do objeto simulador, nessas grandezas.

Os estudos dosimétricos mostraram que a deposição de dose em função da profundidade apresenta um comportamento exponencial e, também, que a dose é depositada nos primeiros centímetros do paciente. Logo, pacientes pediátricos, quando submetidos às mesmas condições de exposição que um adulto, apresentam uma maior dose depositada, como evidenciado nos resultados de razão dose-kerma. Os resultados de BSF mostraram menores valores para pacientes pediátricos, em função do aumento do espalhamento com a idade. Porém, existe a tendência de saturação do espalhamento para espessuras de pacientes maiores do que 15 cm, isto é, acima de 10 anos. Portanto, estudos como o de Petoussi-Henss et al.<sup>18</sup>, que utilizam objetos simuladores de 15 cm, apresentam uma boa aproximação de BSF para pacientes pediátricos mais espessos e adultos.

A qualidade da imagem foi quantificada pela SNR e CNR, mostrando que menores espessuras de objeto simulador apresentam maiores valores dessas grandezas para uma mesma intensidade do feixe de fótons. Além disso, filtros adicionais com maiores números atômicos e espessura apresentam os melhores desempenhos, com 1 mm de cobre resultando nos maiores valores das grandezas. No caso da CNR, os resultados indicam que valores de



**Figura 12 – Plot profile na direção  $y$  normalizado pelo máximo na região central do objeto simulador para os casos de objeto de 10 e 20 cm de espessura, a imagem foi produzida considerando todas as partículas incidentes.**

potencial do tubo que otimizam a CNR aumentam com a espessura do objeto simulador e diminuem com a inclusão de filtração adicional.

Também foi estudada a influência de diferentes interações na produção da imagem, apontando que a degradação da imagem por conta do espalhamento é menor para objetos menos espessos. Estudos futuros poderiam estender esses resultados para o uso da grade antiespalhamento e sua necessidade ou não para pacientes pediátricos.

Com relação ao código, existe a limitação do uso de filtros de interação do *tally* PID somente com um detector ideal. Além disso, a qualidade da imagem foi quantificada utilizando a energia depositada no detector sem considerar os processos no detector. Sendo assim, as quantidades obtidas apresentam valor maior do que seria observado experimentalmente.

Embora existam limitações, os resultados apresentados neste estudo são promissores e o campo de simulação MC está evoluindo continuamente; e cada vez mais tais limitações desaparecem e a modelagem se torna cada vez mais fiel ao caso experimental.

## Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com o apoio financeiro do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq); da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), Brasil, código de financiamento 001; e da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), processo nº 2015/21873-8.

## Referências

1. Doi K. Diagnostic imaging over the last 50 years: research and development in medical imaging science and technology. *Phys Med Biol*. 2006;51(13):R5-R27. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/13/R02>
2. Van Ginneken B, Romeny BMTH, Viergever MA. Computer-aided diagnosis in chest radiography: a survey. *IEEE Trans Med Imaging*. 2001;20(12):1228-41. <https://doi.org/10.1109/42.974918>
3. Bacher K, Smeets P, Bonnarens K, De Hauwere A, Verstraete K, Thierens H. Dose reduction in patients undergoing chest imaging: digital amorphous silicon flat-panel detector radiography versus conventional film-screen radiography and phosphor-based computed radiography. *Am J Roentgenol*. 2003;181(4):923-9. <https://doi.org/10.2214/ajr.181.4.1810923>
4. Bosso PAR, Candeias JMG, Paduan K dos S, Ricchetti SMQ, Miranda AFM de, Rugolo LMS de S, et al. Human respiratory syncytial virus detection in children admitted at a community hospital in Botucatu, SP, Brazil. *Braz J Microbiol*. 2004;35(4):348-51. <http://dx.doi.org/10.1590/S1517-83822004000300015>
5. Ibiapina C da C, Alvim CG, Rocha FG, Costa GA, Silva PCA. Pneumonias comunitárias na infância: etiologia, diagnóstico e tratamento. *Rev Méd Minas Gerais*. 2004;14(1 Supl. 1):19-25.
6. Alves AFF, de Arruda Miranda JR, Bacchim Neto FA, Duarte SB, de Pina DR. Construction of pediatric homogeneous phantoms for optimization of chest and skull radiographs. *Eur J Radiol*. 2015;84(8):1579-85. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2015.05.015>



7. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM Jr., Boone JM. The essential physics of medical imaging. Filadélfia: Lippincott Williams and Wilkins; 2011.
8. Willis CE. Optimizing digital radiography of children. *Eur J Radiol.* 2009;72(2):266-73. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2009.03.003>
9. Rogers DWO. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. *Phys Med Biol.* 2006;51(13):R287-R301. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/13/R17>
10. Schneider DO, Cormack DV. Monte Carlo calculations of electron energy loss. *Radiat Res.* 1959;11:418-29.
11. Bruce WR, Pearson ML, Johns HE. Comparison of Monte Carlo calculations and experimental measurement of scattered radiation produced in a water phantom by primary radiations with half-value layers from 1.25 mm Cu to 11 mm Pb. *Radiat Res.* 1962;17:543-54.
12. Andreo P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Phys Med Biol.* 1991;36(7):861-920. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/36/7/001>
13. Hammersley JM, Handscomb DC. Monte Carlo Methods: Monographs in Probability and Statistics. Londres: Chapman & Hall; 1979.
14. Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. PENELope-2014: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. In: Workshop Proceedings; 2014.
15. Badal Soler A. Development of advanced geometric models and acceleration techniques for Monte Carlo simulation in Medical Physics [tese]. Catalunha: Universitat Politècnica de Catalunya; 2008.
16. Cerqueira RAD, Conceição BM, Teixeira CHC, Mota CD, Rodrigues TMA, Maia AF. Construção de um objeto simulador antropomórfico de tórax para medidas de controle da qualidade da imagem em radiodiagnóstico. *Rev Bras Física Médica.* 2010;4(3):39-42. <http://dx.doi.org/10.29384/rbfm.2010.v4.n3.p39-42>
17. Carlsson GA, Carlsson CA, Persliden J. Energy imparted to the patient in diagnostic radiology: calculation of conversion factors for determining the energy imparted from measurements of the air collision kerma integrated over beam area. *Phys Med Biol.* 1984;29(11):1329-41. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/29/11/002>
18. Petoussi-Hens N, Zankl M, Drexler G, Panzer W, Regulla D. Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods. *Phys Med Biol.* 1998;43(8):2237-50. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/43/8/017>
19. Benmakhlouf H, Bouchard H, Fransson A, Andreo P. Backscatter factors and mass energy-absorption coefficient ratios for diagnostic radiology dosimetry. *Phys Med Biol.* 2011;56(22):7179-204. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/22/012>
20. International Atomic Energy Agency. Implementation of the International Code of Practice on Dosimetry in Diagnostic Radiology (TRS 457): Review of Test Results. Viena: International Atomic Energy Agency; 2011. (IAEA Human Health Reports).
21. International Atomic Energy Agency. Dosimetry in Diagnostic Radiology for Paediatric Patients. Viena: International Atomic Energy Agency; 2014. (IAEA Human Health Series).
22. Boone JM, Seibert JA. A figure of merit comparison between bremsstrahlung and monoenergetic X-ray sources for angiography. *J Xray Sci Technol.* 1994;4(4):334-45. <https://doi.org/10.3233/XST-1994-4408>
23. Doyle P, Martin CJ, Gentle D. Application of contrast-to-noise ratio in optimizing beam quality for digital chest radiography: comparison of experimental measurements and theoretical simulations. *Phys Med Biol.* 2006;51(11):2953-70. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/11/018>
24. Berger MJ, Hubbell JH. XCOM: Photon cross sections on a personal computer. 1987. <https://doi.org/10.2172/6016002>
25. Radcal. 10X6-6 The General Purpose, in Beam Chamber. Monrovia: Radcal; 2011.
26. Rivetti S, Lanconelli N, Bertolini M, Nitrosi A, Burani A, Acchiappati D. Comparison of different computed radiography systems: physical characterization and contrast detail analysis. *Med Phys.* 2010;37(2):440-8. <https://doi.org/10.1118/1.3284539>
27. Poludniowski G, Landry G, DeBlois F, Evans PM, Verhaegen F. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode X-ray tubes. *Phys Med Biol.* 2009;54(19):N433-8. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/19/N01>
28. Mahesh M. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. *RadioGraphics.* 2002;22(4):949-62. <https://doi.org/10.1148/radiographics.22.4.g02j14949>
29. Mendes HR. Otimização da qualidade da imagem e dose em radiologia pediátrica usando simulação Monte Carlo e métodos experimentais [dissertação]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2018.
30. Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements Z = 0 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest. 1995.